Instituto Latino Americano de Ensino e Pesquisa Odontológico

Felipe Gomes Sasaki

Avaliação da rugosidade e da resistência flexural da zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) submetida a tratamentos térmicos e mecânicos.

> CURITIBA 2011

Felipe Gomes Sasaki

Avaliação da rugosidade e da resistência flexural da zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) submetida a tratamentos térmicos e mecânicos.

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de pesquisa e Ensino Odontológico, como parte requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia na área de concentração Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

CURITIBA 2011 Felipe Gomes Sasaki

Avaliação da rugosidade e da resistência flexural da zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) submetida a tratamentos térmicos e mecânicos.

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Prof. Dr.

Aprovado em:

Dedicatória

Aos meus pais, Toshaki e Neiva por todo amor e suporte sem os quais nada seria possível.

Agradecimentos

A Deus pela vida e pela saúde fundamentais para que tudo fosse possível.

Ao Dr. Sérgio Bernardes pelo incentivo e paciência durante todo curso e orientação deste trabalho.

A Dra. Laiz Valgas do Laboratório Integrado de Materiais da fábrica Neodent, pela ajuda fundamental na realização do experimento.

A Dra. Ivete Sartori coordenadora do curso de mestrado pelo exemplo de sabedoria e humildade exercitados a cada dia.

A todos os professores pelos esforços em transmitir seus conhecimento de forma exemplar.

Aos colegas de clínica, Giuliano e Hugo pela amizade e companheirismo mesmo nos momentos estressantes do nosso convívio.

A todos os colegas pelo prazer de suas companhias durante todo o curso.

Aos funcionários do ILAPEO pelo apoio necessário para o bom funcionamento do curso.

Aos técnicos do laboratório Adércio Buche pelo capricho na execução de seus trabalhos imprescindíveis para a boa conclusão de nossos casos.

Sumário

1. Introdução
2. Revisão da Literatura
2.1 Histórico da Implantodontia
2.2 Considerações Biológicas e Clínicas Referentes à Osseointegração
2.3 Materiais Utilizados na Implantodontia Oral
2.3.1. Titânio e Ligas de Titânio
2.3.2. Titânio Comercialmente Puro (cpTi)
2.3.3. Ligas de Titânio
2.3.4. Zircônia
Histórico
Ocorrência Mineral
Aplicações da Zircônia
Características Químicas e Físicas da Zircônia
Classificação das Zircônias
Tranformação Martensítica
Mecanismo de Tenacificação
Degradação em Baixa Temperatura da Zircônia (LTD)
Utilização da Zircônia na Odontologia
3. Proposição
4. Materiais e Métodos
4.1. Animais e procedimento cirúrgico
4.1. Eutanásia dos animais e obtenção das amostras para análise
4.1. Critérios para análise microscópica descritiva
5. Artigo Científico
6. Referências
7. Apêndice
8. Anexo

Resumo

Para uma correta manipulação da zircônia (Y-TZP) os efeitos causados por tratamentos clínicos e laboratoriais em sua resistência flexural devem ser compreendidos. O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência flexural uniaxial de três pontos a zircônia (Neoshape, Curitiba, Paraná, Brasil) submetida a diversos tratamentos. Foram confeccionadas 30 barras testadas com as dimensões finais (25 X 4 X 1.2mm) divididas em 6 grupos (n=5) de acordo com os seguintes tratamentos: Grupo 1- Apenas sinterizado; Grupo 2- Tratamento térmico simulando a aplicação de cerâmica de cobertura; Grupo 3- Tratamento térmico em autoclave por 4 horas; Grupo 4- Desgaste com broca para zircônia em alta rotação; Grupo 5- Desgaste com broca convencional de granulação grossa em alta rotação; Grupo 6- Desgaste com pedra diamantada em baixa rotação. Os grupos foram avaliados em uma máquina universal para ensaios mecânicos e os valores foram calculados em tensão. A rugosidade após os tratamentos foi medida em µm através de um rugosímetro e análises visuais foram realizadas em um microscópio eletrônico de varredura. Com relação a resistência flexural a análise estatística de Tukey demonstrou diferença entre o grupo controle e o grupo desgastado com brocas convencionais de granulação grossa (P=0.03). Não houve diferença estatística entre os outros grupos (P<0.05). Com relação a rugosidade superficial os grupos desgastados por broca obtiveram os maiores valores. O grupo desgastado por pedra diamantada apresentou valores intermediários e os grupos controle, forno e autoclave não apresentaram diferença estatística. Concluiu-se que todos os tratamentos térmicos realizados aumentaram sutilmente a resistência flexural da zircônia em uma avaliação estática. Os tratamentos mecânicos aumentaram a resistência flexural da zircônia embora este aumento tenha sido estatisticamente significativo apenas no grupo desgastado por broca convencional comparado com o grupo controle.

Palavras-Chave: Zircônia, Y-TZP, Resistência Flexural, Tratamentos de superfíce.

Abstract

Clinical and laboratory treatments have a considerable importance for the correct handling of the zirconia (Y-TZP), so the flexural resistance is important to be understood. The aim of this in lab investigation is to evaluate the flexural resistance of Y-TZP bars made by a CAD/CAM system (Neoshape, Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) after simulations of clinical and laboratory procedures. Thirty bars (25 X 4 X 1.2mm) were tested by the three point flexural test. These were divided in six groups (n=5) in accordance with the following treatments: Group 1- As sintered; Group 2-Thermal treatment simulating a veneering ceramic procedure; Group 3- Thermal treatment in autoclave (aging); Group 4- Grinding using a specific high speed bur designed for zirconia adjustment; Group 5- Grinding using a high speed standard coarse bur; Group 6- Grinding using a diamond stone. Each bar was tested in an universal testing machine (Instron 3382) and the tension values was determined in MPa. The roughness values (µm) was accessed by a rugosimeter (Perthometer M1 – Mahr) and visual analises was performed in a scanning eletronic microscope (). Tukey's statistical tests showed significative differences between groups 1 and 5 related to flexural resistance (P=0.03). There was no differences among the other groups tested (P<0.05). Higher roughness values were observed in the groups grinded by both burs. The group grinded with the diamond stone showed intermediate results while groups heat treated showed no statistical differences compared to the control group. Despite of the statistical analysis, all thermical treatments performed increased slightly the flexural resistance of the zirconia bars. Similarly, mechanical treatments increased the flexural resistance although statistical differences was only observed between groups 1 and 5 (P<0.05).

Keywords: Zirconia, Y-TZP, Flexural Resistance, Surface Treatments.

1. Introdução

O aumento do emprego de materiais cerâmicos em substituição das restaurações totalmente metálicas tem sido uma tendência na odontologia mundial nas últimas décadas. Este fato deve-se principalmente as características estéticas (TAN & DUNNE, 2004) e de biocompatibilidade (PICCONI & MACCAURO, 1999; BAN, 2008) destes materiais. Propriedades ópticas como a cor e a translucidez das cerâmicas são atrativos clínicos que despertam o interesse da ciência motivando o aprimoramento das propriedades mecânicas destes materiais e, consequentemente, aumentando seu emprego (LIANG et al., 2008). Desta forma houve um aumento das indicações e uso das cerâmicas reforçadas após a melhora das propriedades destes materiais.

Tradicionalmente, as restaurações metálicas revestidas por cerâmica têm sido o material de referência para procedimentos protéticos como coroas, pontes-fixas e próteses sobre implantes, em função de suas propriedades ópticas associadas a alta resistência e de bons resultados em estudos clínicos de longo prazo (TAN & DUNNE, 2004). Contudo, as infra-estruturas metálicas, ainda que recobertas com cerâmica apresentam algumas deficiências clínicas como: o escurecimento causado em margens gengivais através da exposição de margens metálicas, ausência de translucidez levando a uma passagem de luz limitada, além da falta de biocompatibilidade biológica e de processos de corrosão observados em determinadas ligas metálicas (TAN & DUNNE, 2004).

Dentre os materiais cerâmicos dentais utilizados em estruturas submetidas a altas concentrações de força se destaca a zircônia devido a sua biocompatibilidade e alta resistência (YILMAZ et al., 2007; CHAI et al., 2007). A zircônia apresenta diferentes fases cristalinas quando submetida a altas temperaturas durante o processo de sinterização. Da temperatura ambiente até 1170°C a zircônia apresenta-se na fase monoclínica, a partir desta temperatura, a zircônia se transforma para a fase tetragonal e permanece estável até 2370°C. Desta temperatura até 2680°C, que é a sua temperatura de fusão, a zircônia apresenta-se na fase cúbica.

A zircônia é o material cerâmico de maior resistência devido a um mecanismo conhecido como tenacificação por transformação. Este mecanismo ocorre em função da transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica. Deste modo para que a zircônia apresente suas melhores propriedades de resistência, a fase tetragonal deve ser estabilizada em temperatura ambiente, e para que isto ocorra óxidos estabilizadores são adicionados a composição da zircônia. Os principais óxidos estabilizadores utilizados são: CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ (PICCONI & MACCAURO, 1999). Esta transformação ocorre na superfície da zircônia quando submetida a tratamentos térmicos e mecânicos e incorre no aumento da estrutura cristalina adjacente a área estimulada na ordem de 3-4% em volume. O aumento de volume na superfície da zircônia gera uma forca compressiva que se opõe a propagação de trincas aumentando as propriedades de resistência da zircônia (PICCONI & MACCAURO, 1999). Outros fatores também relacionados com a transformação da fase tetragonal para fase monoclínica são: a composição do pó de cerâmica, distribuição de ítria, presença de aditivos, distribuição de poros nos blocos de zircônia pré-sinterizada, temperatura e tempo de sinterização, tamanho de partícula, quantidade de fase cúbica presente, velocidade de resfriamento após a sinterização, estresse residual, compactação isostática, fresagem, limpeza e esterização da zircônia (CHEVALIER, 2006).

Dependendo do óxido utilizado e de sua quantidade a zircônia pode apresentar as três fases (monoclínica, tetragonal e cúbica) sendo denominada PSZ (zircônia parcialmente estabilizada) ou TZP (zircônia tetragonal policristalina) quando apenas a fase tetragonal está presente em quase sua totalidade. Os óxidos que melhor estabilizam a zircônia na fase tetragonal na temperatura ambiente são Y_2O_3 (ítria) ou CeO (céria). Contudo a zircônia estabilizada por ítria apresenta melhores propriedades mecânicas sendo utilizada mais frequentemente (BAN, 2008). Em estudo recente (LUGHI & SERGO, 2010), sugeriram que as melhores propriedades da zircônia são obtidas quando a zircônia é estabilizada por Y_2O_3 na quantidade de 3.5-8 mol%, que tenha densidade >99%, tamanho de grânulos < que 0.3µm e que a presente apenas a fase tetragonal.

A transformação de fases está relacionada a fatores mecânicos e térmicos como as forças de mastigação incidentes na estrutura, os desgastes por broca, exposição a altas temperaturas como nas aplicações de cerâmica, jateamentos abrasivos e o tempo de exposição em meio úmido (KOHORST et al., 2008; KOSMAC et al., 1999) . Apesar da cerâmica ser tenacificada pela transformação das fases tetragonal para a fase monoclínica e desta forma melhorar suas propriedades mecânicas, a friabilidade característica dos materiais cerâmicos pode levar uma trinca na superfície da zircônia a se expandir e causar uma falha a longo prazo (GUAZZATO et al., 2005; PAPANAGIOTOU et al., 2006; WANG et al., 2008; ASHKANANI et al., 2008; KOHORST et al., 2008).

Com o aumento do emprego da zircônia em componentes protéticos e infraestruturas para dentes e implantes dentários e devido a frequênte necessidade de preparo ou ajuste com brocas ou pedras diamantadas em laboratório ou no próprio consultório, após o processo de sinterização, se faz necessário avaliar os efeitos decorrentes destes desgastes. Assim como os efeitos causados por tratamentos rotineiramente realizados como a exposição a altas temperaturas ao qual a zircônia é submetida durante uma aplicação de cerâmica de cobertura.

A grande complexidade geométrica das restaurações protéticas e o alto custo dos trabalhos clínicos de longo prazo fazem com que trabalhos laboratoriais (in vitro) sejam rotineiramente utilizados para a avaliação de materiais cerâmicos na odontologia. A avaliação da resistência flexural uniaxial de 3 pontos é o método mais comumente utilizado para se avaliar a resistência das cerâmicas dentais (SADIGHPOUR et al., 2006). A norma ISO 6872 é um padrão internacional para testes de materiais cerâmicos para odontologia e descreve parâmetros para a realização do teste de resistência flexural uniaxial de três pontos.

Este trabalho teve como objetivo avaliar a resistência da zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) confeccionada através do sistema CAD/CAM Neoshape (Neodent, Curitiba, Brasil) submetida a tratamentos mecânicos de desgastes abrasivos e térmicos, simulando a aplicação de cerâmica e o envelhecimento em autoclave por 4 horas a partir da extrapolação de que 1 hora a 134°C e 2 bar de pressão corresponderiam a 3-4 anos in vivo (CHEVALIER, 2006; KIM et al., 2010).

2. Revisão da literatura

2.1 Quanto a resistência flexural e tratamentos realizados:

Kao et al., em 2000, avaliaram os efeitos do desgaste com discos diamantados com velocidades e profundidades de cortes variáveis na zircônia Y-TZP (Tosoh, Japan) sinterizada a 1480°C por uma hora com a razão de aquecimento de 10°C/minuto e resfriamento de 30°C p/minuto e densidade teórica maior que 99,7%. A zircônia foi produzida em forma de barras com dimensões de 3mm (alt.) X 4mm X 36mm e testadas pelo teste de resistência flexural de 4 pontos em um máquina universal (MTS 810, MTS Co., USA). Após os desgastes foi realizado também o recozimento em temperaturas entre 1100-1400°C por 0.5 horas. As fases da zircônia foram identificadas através de difração de raio-x, a rugosidade superficial foi avaliada e analises em microscopia atômica foram conduzidas (JEOL 100 CX II, Japan). Os autores não observaram diferenças significativas quanto a resistência flexural utilizando duas granulações finais de acabamento (#800 e #2000). Com relação a morfologia da superfície foram observadas diferenças entre as profundidades de corte testadas (7µm-23µm) e quanto as velocidades testadas (2.1-10.0 m/min.). Foram observadas maiores deformações plásticas e formações de micro-trincas e defeitos quando as maiores profundidades e velocidades foram utilizadas, deste modo, os autores consideram que a profundidade de 7µm (por volta do disco) e com a velocidade de 2.1 m/min. foram a combinação mais adequada para o desgaste da zircônia utilizando o disco de granulação #800. Com relação as fases da zircônia, a superfície sinterizada apresentou 3.1% de fase monoclínica em sua composição. Após os desgastes realizados o percentual de fase monoclínica presente aumentou para até 8,2%. Quando recozida, a zircônia apresentou uma transformação reversa sendo que a maior proporção da fase tetragonal foi observada quando este tratamento foi executado a 1200°C por 0.5 horas (2.2% de fase monoclínica). Foi observado uma diminuição dos cristais de zircônia após o recozimento da zircônia associado a re-transformação de fases (monoclínica para tetragonal) contudo as deformações plásticas da superfície da zircônia causadas pelos desgastes não foram eliminadas.

Luthart et al., 2002, testaram a resistência flexural e avaliaram a rugosidade superficial da Y-TZP (97mol% ZrO_2 , 3 mol% Y_2O_3 ; Metoxit AG, Thayngen, Switzerland) na forma de discos de 36mm de diâmetro e 3mm de espessura divididos

em 10 grupos (n=4). Os discos foram fresados pós-siterização por discos diamantados de granulação mista (150-250µm; IAIW-3-6;DCS Production AG, Allschwil, Switzerland) em uma máquina President-DCS (DCS Production AG, Allschwil, Switzerland). As variáveis avaliadas foram: 1- Profundidade do corte (0.1, 0.01 e 0.02mm); 3- velocidade de alimentação da fresagem (50mm/min-1; 75mm/min-1 e 100mm/min-1). Obtiveram como resultados uma diminuição de 50% para os valores de resistência flexural dos grupos que foram desgastados pelos discos diamantados comparados ao grupo controle polido. Não houve diferenças estatísticas com relação a resistência flexural dentre os grupos desgastados em todas as combinações das variáveis testadas, exceto pela profundidade do corte que causou uma pequena diminuição na resistência flexural em relação as outras variáveis. Não houve relação entre a rugosidade superficial dos grupos testados nem da resistência flexural com a velocidade de alimentação da fresagem. Concluíram que o polimento na zircônia reduz os danos e a tensão compressiva residual causados pelos desgastes. Os autores enfatizaram a importância da qualidade dos instrumentos utilizados na fresagem da zircônia tetragonal estabilizada por ítria. Os desgastes abrasivos aumentaram significativamente a rugosidade superficial da zircônia comparados com os grupos não desgastados. Os grupos desgastados com a menor velocidade dos discos produziram as menores rugosidades superficiais na zircônia enquanto a velocidade intermediária promoveu as maiores rugosidades.

Luthardt et al., em 2004, avaliaram através de microscopia eletrônica de varredura (XL 30 ESEM, Phillips), os efeitos promovidos por um sistema CAD/CAM (Precident-DCS® milling-machine, DCS Production AG, Allschwil, Switzerland) em corpos de prova extraídos de blocos de zircônia densamente sinterizada (97 mol% ZrO₂, 3 mol% Y₂O₃ Metoxit AG, Thayngen, Switzerland). Foram realizados desgastes simulando o processo de confecção de casquetes para coroas unitárias nas superfícies internas e externas utilizando brocas diamantadas com irrigação de óleo a base de água. Os grupos foram divididos variando a velocidade e a profundidade do corte. Os autores confirmaram a hipótese de que o desgaste provocado pela fresagem induz a formação de danos e micro-trincas na zircônia. Os parâmetros avaliados (profundidade e velocidade de corte) não influenciaram nos danos causados na zircônia, ainda que tenham observado maiores deformações plásticas nos grupos com maiores profundidades de corte. Deste modo os autores indicaram que o único fator

possivelmente capaz de reduzir os danos na zircônia seria a broca diamantada e a preservação de suas características de corte. Os autores discutiram sobre a formação de um estresse compressivo que poderia levar ao aumento da resistência mas salientaram para a possibilidade de propagação das trincas geradas no processo e suas consequências no que diz respeito a longevidade do material.

Guazzato et al., em 2005, avaliaram a resistência flexural de 3 pontos (ISO 6872) de 160 barras de zircônia (DC Zirkon - 5% Y₂O₃, DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland, Lot No 521) cortadas a partir de blocos totalmente sinterizados por discos diamantados (Leco 330 CA, granulação 600, Copenhagen, Denmark). As barras foram divididas em 4 grupos (n=40) e confeccionadas de acordo com os respectivos tratamentos até atingirem as dimensões finais de 20 + 0.1mm, 1.2 + 0.02mm e 4 + 0.1mm: 1- Jateamento com óxido de alumínio (110µm e 5 MPa de pressão por 20 segundos); 2- Polimento com discos diamantados (granulações decrescentes de 90, 70, 30, 15, 9, 3 e 1µm sob irrigação de água e velocidade de 800rpm); 3- Cortado com disco abrasivo paralelamente ao longo eixo das barras (granulação de 91µm sob refrigeração de água em 3300 rpm); 4- Cortado com disco abrasivo perpendicularmente ao longo eixo das barras utilizando o mesmo aparato. Estes quatro grupos foram divididos em oito pares iguais (n=20) e a metade dos pares recebeu um tratamento térmico posterior simulando a aplicação da cerâmica de cobertura (dois ciclos de 930 e 910°C respectivamente, por 1 minuto seguido de resfriamento lento com a abertura do forno em 600°C). Foram avaliadas: a resistência flexural em uma máquina universal (Shimadzu Ag-50 KNE, Kyoto, Japan), as fases da zircônia através de difração de raiox (Diffractometer D5000, Siemens, Germany) e a microestrutura da zircônia em microscopia eletrônica de varredura (XL 30, Philips, Eindhoven, Holland). Concluíram que: Os tratamentos térmicos e mecânicos realizados afetaram a resistência da zircônia. Os tratamentos jateamento e desgaste abrasivo aumentaram a resistência flexural da zircônia, sendo o grupo jateado o que apresentou os maiores valores médios em MPa (1540). Não houve diferenças estatísticas com relação a orientação do desgaste. Os autores observaram em microscopia que ambas orientações de desgaste produziram fendas e trincas em diversas direções. Entretanto observaram um predomínio de sulcos criados no sentido do desgaste, que justifica os maiores valores de resistência para o grupo desgastado paralelamente ao longo eixo das barras. O grupo polido apresentou os menores valores para resistência flexural. Após o tratamento térmico houve uma diminuição da resistência flexural dos grupos desgastados e jateados. Entretanto houve um aumento da resistência flexural, ainda que não significativa, no grupo polido e tratado termicamente comparado ao grupo polido não tratado termicamente. Foi observado que houve uma transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica após todos os tratamentos. Os resultados obtidos em ordem decrescente em percentuais da fase monoclínica foram: Jateamento (9.5%); Desgastados em ambas direções (8.3%); Polimento (0.8%). Após o tratamento térmico houve uma transformação reversa da fase monoclínica para a fase tetragonal (recozimento) para valores desprezíveis nos grupos dos desgastes abrasivos e no grupo polido. Observaram no grupo jateado uma redução de 9.5 para 0.3% de fase monoclínica após o tratamento térmico. Em função dos resultados, os autores concluíram que os tratamentos mecânicos promoveram a transformação da zircônia tetragonal para a fase monoclínica levando a formação de estresse compressivo na superfície da zircônia, aumentando assim a sua resistência flexural. Entretanto observaram que todos os tratamentos levaram a formação de micro-trincas na superfície da zircônia que podem comprometer a sua durabilidade a longo prazo.

Curtis et al., em 2006, avaliaram a resistência flexural e a dureza Vickers da cerâmica de Zircônia Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany) após receberem tratamentos usualmente realizados pré-cimentação. Foram formados doze grupos (n=30) de discos (13mm de diâmetro por 1.5mm de espessura) de zircônia na cor A4 (Lava, 3M ESPE, Seefeld, Germany). Seis grupos foram Jateados com óxido de alumínio em três tamanhos de partículas diferentes (25, 50 e 110µm), utilizando uma unidade de jateamento de câmara dupla (Renfert Dental, Hilzingen, Germany) a uma distância de 2 cm, com 4.8 bar (70psi) de pressão, por 5 segundos. Estes grupos foram dispostos em pares, assim como outros dois grupos controle, sem tratamento. Os grupos controle e os 6 grupos jateados foram divididos em 4 pares iguais, porém armazenados a seco ou em água à 37 ± 1°C por 24 horas após o jateamento e antes do teste de resistência flexural. Quatro outros grupos foram tratados por desgaste com broca utilizando brocas de granulação grossa 125-150µm (556E, Ash Diamond Burs, Hi-Di Friction Grip, Kent Express, Kent, UK) e brocas de granulação fina 20-40µm (F/G556F, Ash Diamond Burs, Hi-Di Friction Grip, Kent Express, Kent, UK). Os dois tipos de desgaste foram realizados com irrigação de água e a seco utilizando uma turbina Super-Torque 630B (Kavo Dental Ltd, Illinois, US) em velocidade máxima (300.000 rpm) com movimentos

leves e pouca pressão, afim de evitar concentrações de estresse na zircônia. Foram realizados testes de resistência flexural bi-axial conduzidos em uma máquina universal (Instron Ltd, Model 5544, Buckinghamshire, England), análises de microscopia eletrônica de varredura (Jeol Ltd, Akishima Tokyo, Japan), difração de raio-x (Bruker AXS, Karlsuhe, Germany) para a avaliação das fases da zircônia e foi avaliada a rugosidade superficial através de um rugosímetro (Taylor Hobson, Form Talysurf Series 2, Leicester, UK). Os autores observaram através de difração de raio-x que a zircônia sem tratamentos apresentava duas fases cristalinas, tetragonal e cúbica, na ordem de 6:1. Concluíram que: O jateamento com óxido de alumínio não alterou significativamente a resistência flexural da zircônia. Entretanto houve uma transformação de fases com a formação de uma fase identificada como cúbica 2 que foi mensurada em %/peso para os diferentes tamanhos de partículas de óxido de alumínio 25µm, 50µm e 120µm, respectivamente, 17, 22 e 28%. A transformação de fases foi maior nos grupos desgastados por broca sendo em percentuais por peso de 61% e 67% para as granulações fina e grossa respectivamente. O acondicionamento da zircônia em água por 24 horas não alterou a resistência flexural nem a transformação de fases significativamente comparadas aos grupos mantidos a seco. Os grupos jateados com óxido de alumínio apresentaram uma menor rugosidade superficial quando comparados com o grupo controle. Houve um diminuição da rugosidade superficial da zircônia em função do aumento do tamanho das partículas do óxido de alumínio aplicado. A diminuição da rugosidade foi relacionada a remoção dos danos causados pelo processo de fresagem da zircônia em sua fabricação, deste modo, removendo áreas de concentração de estresse. O grupo desgastado por broca com a granulação grossa apresentou uma redução na resistência flexural comparado com os grupos controle e o grupo desgastado por broca de granulação fina, que não foram significativamente diferentes entre si. Não houve diferenças entre os grupos cortados com e sem irrigação.Foi observado um aumento significativo na rugosidade dos grupos desgastados por broca comparados com o grupo controle. A redução da resistência flexural foi atribuída à severidade dos danos causados pelo desgaste com broca de granulação grossa demonstrados pelo rugosímetro.

Papanagiotou et al., em 2006, avaliaram a resistência flexural de 3 pontos da zircônia Y-TZP (Vita In-Ceram YZ, Vita Zahnfabrik) através de barras (25 X 4 X 2 mm) recortadas a partir de blocos de zircônia pré-sinterizado em dimensões maiores

devido a contração no processo de sinterização final. As barras foram polidas com discos diamantados (Buehler ultra-prep, Buehler Ltd.) com as granulações 45 e 15µm em 30 rpm antes da sinterização. Trezentas e dez barras foram divididas em 9 grupos. Foram realizados no experimento tratamentos térmicos de cozimento em água fervente por 24 horas e 7 dias, e, cozimento em um forno úmido à 250°C por 6 horas, 24 horas e por 7 dias, formando 5 grupos. Um grupo foi jateado com óxido de alumínio 50µm (Cobra Aluoxyd Aluminum Oxide; Renfert Industriegeiet, ilzingen, Germany) por 2.5 minutos a uma distância de 30mm com 80 psi de pressão. Um grupo não recebeu nenhum tratamento e serviu de controle. Outro grupo recebeu o mesmo tratamento de jateamento com óxido de alumínio e depois foi cozido em água fervente por 7 dias. E o último grupo foi polido em uma máquina com discos para polimento de granulações 30 e 10 µm (Dialite polishing wheels; Brasseler USA, Savannah, Ga) em uma velocidade de 6500 rpm e com 101 gramas de pressão. A resistência flexural foi testada através de uma maquina universal (Instron 4202, Canton, MA, USA), as fases da zircônia foram identificadas através de um aparelho de difração de raio-x (Bruker D8 difractometer; Bruker AXS, Madison, Wis) e as barras foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura (Philips XL 20 Scanning Electron Microscope; Philips Electronics, Eindhoven, Netherlands). O grupo que foi jateado com óxido de alumínio apresentou maior resistência flexural (950.2 MPa) enquanto os outros grupos não apresentaram diferenças estatísticas. Os autores observaram que a zircônia sinterizada utilizada como controle era constituída somente pela fase tetragonal e que após os tratamentos térmicos houve uma transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica proporcional a temperatura e ao tempo de exposição que os corpos de prova foram submetidos. As barras que foram jateadas apresentaram a formação de micro-trincas e alterações plásticas na zircônia causando a transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica. A transformação de fases gerou uma tensão compressiva que se opôs a propagação de trincas tenacificando a zircônia. Entretanto o recozimento em água fervente por 7 dias parece ter sido responsável pela transformação de fases reversa (monoclínica para tetragonal) diminuindo a resistência flexural média do grupo para 861.3MPa, valor próximo do obtido para o grupo controle (827.9MPa). Consideraram que o jateamento ainda que tenha aumentado a resistência flexural diminuiu a confiabilidade da zircônia a longo prazo em função da possibilidade de propagação das trincas formadas durante o procedimento. Com relação ao polimento realizado os autores concluíram que a temperatura gerada não foi suficiente para incorrer na transformação de fases porém pode ter diminuido ou eliminado porosidades superficiais causadas pela fresagem da zircônia aumentando a sua resistência flexural sutilmente. Uma redução da quantidade de ítria foi observada nos grupos tratados termicamente. Os autores sugeriram que este fato poderia diminuir a estabilidade da fase tetragonal da zircônia.

Pittayachawan et al., em 2007, avaliaram a resistência flexural biaxial da zircônia Lava (3M ESPE) sinterizada a temperatura final de 1500°C, antes e após ciclagem mecânica (até 20.000 ciclos). Os corpos de prova foram produzidos em oito cores diferentes (A1-D4) em forma de discos (15 X 1.3mm) e polidos com lixa diamantada de 10µm pelo fabricante. Posteriormente os discos foram polidos com papel carbono de granulação #1000 (Struers) por 10 minutos, depois com pastas diamantadas com granulação de 9µm e 3µm por 20 e 10 minutos respectivamente em 150 rpm. Foram realizadas análises de difração de raio-x (Brüker D8 Advance diffractometer) e microcoscopia eletrônica de varredura (Cambridge Stereoscan S90B, Cambridge Instruments; Crawley, UK). Os autores não observaram nenhuma diferença significativa nas propriedades mecânicas entre todas as cores testadas assim como após a ciclagem mecânica. Observaram transformação de fases (tetragonal para monoclínica) após o polimento realizado. A zircônia de fábrica apresentava uma predominância em sua fase tetragonal e outras duas fases eram presentes, cúbica 1 e cúbica 2. Após o polimento apenas a fase cúbica 1 estava presente além da fase predominante tetragonal. A fase cúbica 2 foi caracterizada pelo aumento em tamanho de suas partículas em relação a fase cúbica 1 gerando uma tensão na superfície da zircônia. Os autores observaram que a proporção da fase cúbica (1 e 2) em relação a fase tetragonal permaneceu estável e, deste modo, sugeriram que o desaparecimento da fase cúbica 2 deva ter ocorrido por transformação reversa para fase cúbica 1 e não por remoção através desgaste causado. Sugeriram também que a transformação da fase tetragonal para a fase cúbica da zircônia como recebida de fábrica, tenha sido causada pelo polimento realizado pelo fabricante gerando um aumento dos cristais da fase cúbica. Acreditaram que o estresse causado pelo polimento não tenha sido suficiente para sua transformação para a fase monoclínica o que provavelmente aumentaria sua resistência.

Wang et al., em 2008, testaram os efeitos de diversos tratamentos na superfície da zircônia Y-TZP mais especificamente a fresagem pelo sistema

CAD/CAM (Cercon, Degudent GmH, Hanau-Wolfgang, Germany). Foram confeccionadas pelo menos 20 barras (17 X 2 X 1mm) para cada grupo, preparadas por dois métodos distintos: 1- Pelo corte através de uma serra elétrica (ISOMET Q21000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL) com uma serra diamantada. 2- Pelo sistema CAD/CAM. As barras foram sinterizadas no forno do sistema Cercon (6.5 horas e uma temperatura máxima de 1350°C). Algumas barras cortadas por serra foram polidas até a granulação de 12µm. A estas formas de preparo da zircônia, foram associados os tratamentos de jateamento com óxido de alumínio (0.35 MPa de pressão por 5s/cm2 a uma distância de 20mm) com partículas de 50 e 120µm. Foram realizados tratamentos térmicos (1 minuto no vácuo com a temperatura máxima de 910°C) no forno para cerâmica (Austromat 3001, Dekema Dental-Keramiköfen GmgH & Co, Germany) simulando a aplicação de cerâmica de cobertura em algumas das barras jateadas. Foram formados 13 grupos à partir da combinação das variáveis descritas. Os grupos foram testados quanto a rugosidade superficial utilizando um sensor por contato (SJ-400, Mitutoyo Corporation, Japan) e quanto a resistência flexural pelo teste de 3 pontos (velocidade de descida de 0.5mm por minuto e espaço de 15mm entre os apoios) em uma máquina universal (Instron 6022, Instron Limited, High Wycombe, UK). As barras também foram avaliadas em microscopia eletrônica de varredura (XL20, Philips, Eindhoven, The Nethelands) antes e depois do teste de resistência flexural. Os valores médios para resistência flexural obtidos foram divididos em 4 grupos estatisticamente semelhantes entre sí. 1- (1074-1166 MPa) Para os grupos polimento; sistema CAD/CAM associado ao jateamento $(50\mu m)$; polimento associado ao jateamento com $50\mu m$. 2- (936 MPa) para o grupo cortado por serra associado ao jateamento (50µm). 3- (708-794 MPa) para os grupos CAD/CAM; cortado por serra; polimento associado ao jateamento (120µm). 4- (546 MPa) para o grupo cortado por serra associado ao jateamento (120µm). O tratamento térmico antes o após o jateamento com óxido de alumínio não influenciou o resultado da resistência flexural. Os autores observaram uma relação indireta entre a resistência flexural e a rugosidade superficial. Os grupos que apresentaram as menores rugosidades foram os grupos que receberam polimento, seguido pelos grupos tratados com jateamento de óxido de alumínio 50µm, confeccionados pelo sistema CAD/CAM e por último os grupos jateados com óxido de alumínio 120µm. Foi observado que o jateamento com óxido de alumínio 50µm aumentou a resistência flexural dos grupos fresados pelo sistema CAD/CAM, assim como os grupos cortados por serra. Os autores atribuíram esse fato a diminuição da rugosidade superficial e a regularização das

deformações plásticas encontradas nestes grupos. Obsevaram que o jateamento também pode ter levado a uma transformação da zircônia da fase tetragonal para fase monoclínica, criando uma tensão compressiva residual que aumentaria sua resistência. Contudo, os autores salientaram que o tratamento térmico deveria causar uma transformação reversa da fase monoclínica para a forma tetragonal e isto não foi observado no trabalho realizado. Adicionalmente, foi constatado que o jateamento com partículas maiores (120µm) reduziram a resistência e aumentaram a rugosidade superficial da zircônia. Através de microscopia eletrônica, os autores observaram que todas as fraturas partiram de trincas iniciais pré-formadas na zircônia. Os grupos jateados com 120µm apresentavam a superfície danificada com crateras, trincas e deformações plásticas. Observaram danos sub-superficiais com alguns micrômetros de profundidade. O jateamento com 50µm apresentou as mesmas características, porém em menor intensidade. As barras fresadas pelo sistema CAD/CAM apresentaram sulcos paralelos característicos do processo de fresagem, contudo, estes sulcos não foram responsáveis por iniciarem trincas que levaram a fratura da zircônia. Trincas, arranhões e deformações plásticas também foram associados ao processo CAD/CAM. Concluíram que apesar do jateamento com óxido de alumínio ter elevado os valores de resistência flexural em alguns casos, os danos causados na superfície da zircônia pode levar a uma falha catastrófica a longo prazo através da propagação de trincas iniciadas por este procedimento.

Kosmac et al., em 2008, avaliaram a resistência flexural e a resistência a fadiga da zircônia Y-TZP in vitro. Foram utilizados corpos de prova de zircônia estabilizada por 3 mol% de ítria e 0.25%/peso de alumina, fresados pré-sinterizados e posteriormente sinterizados a 1520°C por 2h. Os corpos de prova foram realizados em forma de disco com dimensões finais de 15,5 +- 0.03mm de diâmetro e 1.5 +- 0.03mm de espessura, divididos em grupos (n=10). Os grupos foram divididos em função dos tratamentos realizados que foram: desgaste abrasivo utilizando um disco com 150µm de granulação em alta rotação (150.000 rpm e 100g de pressão), simulando condições clínicas; jateado com óxido de alumínio de 110µm a uma distância de 30mm por 15 seg. e com o diâmetro do jato de 5mm de diâmetro e 4 bar de pressão; jateado e posteriormente submetido a um tratamento térmico a 920°C por 1h (recozimento), com o objetivo de re-transformar a zircônia na fase tetragonal; somente sinterizado, utilizado como controle. Além disso, para cada um dos grupos anteriores foram realizados tratamentos simulando o envelhecimento em saliva artificial 37°C por 24 horas e em

autoclave a 134°C durante 2 e 24horas. Os testes de resistência flexural e de carga cíclica foram realizados em saliva artificial e a seco. Nos corpos de prova que tiveram tratamentos realizados em uma das superfícies, estes lados foram colocados sob tensão no teste de fratura na máquina de ensaio. Os testes realizados foram o de resistência cíclica sinusoidal (10 milhões ciclos) utilizando uma máquina universal (Instron, High Wycombe, UK) com carga variável entre 50 a 850N e posteriormente testados a fratura pelo teste biaxial de acordo com a norma ISO 6872 com a velocidade de descida de 1mm/min. utilizando uma máquina Instron, (modelo 4301, Canton, USA). Os corpos de prova foram submetidos a difração de raio-x antes e após os tratamentos executados.Os autores observaram que após a sinterização, a zircônia apresentava-se na forma tetragonal e sua microestrutura era composta por partículas médias de 0.51µm e 99% de densidade relativa. Após os desgastes com discos e do jateamento, a superfície da zircônia apresentou-se plasticamente deformada e bastante deteriorada. Zircônia na fase monoclínica também foi detectada. Os corpos de prova que foram recozidos apresentaram quantidades desconsideráveis de zircônia na fase monoclínica, indicando uma re-transformação de fases m-t. A estrutura cristalina superficial tetragonal da zircônia apresentou-se parcialmente distorcida indicando um aumento de volume na microestrutura relacionado a transformação das fases tetragonal para monoclínica após o envelhecimento. A maior instabilidade hidrotérmica foi observada na zircônia sinterizada (controle). Os autores consideraram que tensão criada na superfície da zircônia transformada em monoclínica, vista após o jateamento, dificultou a propagação da transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica após o subseqüente envelhecimento. O envelhecimento em saliva artificial a 37°C por 24 horas resultou em uma quantidade (+ 1.5%) detectável da fase monoclínica. Já o envelhecimento em 134°C por 2 horas resultou em aproximadamente 5% de transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica, e por sua vez em 134°C por 24horas, aproximadamente 25% de transformação da fase tetragonal para monoclínica foi observada. O desgaste abrasivo em alta rotação diminuiu a resistência flexural da zircônia assim como o índice de sobrevida após o teste de ciclagem mecânico. Em contraste com este resultado, o jateamento pode levar a um aumento da resistência flexural assim como um aumento na sobrevida durante o teste de carga cíclica. Todo os grupos obtiveram uma diminuição da resistência flexural entre 10-15% após o teste de resistência cíclico em meio aquoso principalmente após a simulação de envelhecimento.

Chang-Ju et al., em 2009, avaliaram o efeito de tratamentos abrasivos na resistência flexural da zircônia com 3 mol% Y-TZP (TZ-3Y, Tosoh Co., Tokyo, Japan). Foram confeccionados 100 discos de 18.2mm de diâmetro e 2.5mm de espessura sinterizados a 1550°C por uma hora com a densidade relativa de 99.4%. Os discos foram divididos em quatro grupos para teste (n=25). Grupo 1: sinterizado como controle. Grupo 2: Os discos foram desgastados, em uma profundidade de 200µm, por um disco diamantado (44µm) de 175mm de diâmetro a uma velocidade de 36.7 m/s. Grupo 3: O mesmo desgaste do grupo 2 + recozimento por 2 horas a 1100°C. Grupo 4: O mesmo desgaste do grupo 2 + polimento com uma pasta abrasiva (sílica). Observaram que a zircônia inicialmente apresentava-se em sua fase tetragonal com apenas uma parte desprezível na fase monoclínica. Após o desgaste abrasivo a quantidade de zircônia transformada da fase tetragonal para a fase monoclínica aumentou para 3% e diminuiu novamente após os tratamentos de recozimento e polimento. A resistência flexural aumentou nos grupos desgastados por disco abrasivo comparados com o grupo controle. Os autores concluíram através de evidências que o estresse residual provocado pelo desgaste abrasivo na superfície da zircônia gerou uma força residual compressiva de 1GPa, capaz de aumentar a sua resistência em 200 MPa. Afirmaram que o desgaste abrasivo foi um procedimento efetivo na indução da formação de uma força residual compressiva, desde que obtidos em condições controladas para evitar o aumento do tamanho das trincas. Concluíram que o polimento assim como o recozimento podem remover parcialmente o estresse residual.

Qeblawi et al., em 2010, preocupados com os efeitos deletérios causados por tratamentos usuais realizados pré-cimentação na zircônia, avaliaram através de um experimento laboratorial a resistência flexural uniaxial de 3 pontos utilizando barras de zircônia (3x4x30mm). As barras de zircônia parcialmente sinterizadas 3% Y-TZP (IPS e.max ZirCAD B40 blocks; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechteinstein) foram cortadas utilizando uma serra elétrica (IsoMet 1000 Precision Saw; Buehler Ltd, Lake Bluff, III) sob irrigação abundante com uma lâmina diamantada de 4 polegadas (4-inch wafering blade, High Concentration, M412H; MetLab Cor, Niágara Falls, NY). As barras foram finalizadas manualmente usando uma broca diamantada (Cerec/inLab Cylinder Pointed Bur; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) em baixa velocidade com irrigação de água. As barras foram sinterizadas por 7 horas em uma

temperatura de 1500°C em um forno para zircônia (Sintramat; Ivoclar Vivadent AG). As barras foram divididas em 4 grupos (n=16). Um grupo foi utilizado com controle e não recebeu nenhum tratamento mecânico. O segundo grupo foi jateado com óxido de alumínio 50µm, com distância de 10mm perpendicularmente ao longo eixo das barras, por 10 segundos e 3.0 bar de pressão. O terceiro grupo foi tratado por jateamento com partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica de 30µm por 10 segundos e 3 bar de pressão (Ultra-Blaster; Ultradent Products, Inc, South Jordan, Utah); (CoJet; 3M ESPE, St. Paul, Minn). O quarto grupo foi desgastado com broca de granulação fina (Red stripe round-end straight diamond, 30-µm; Brasseler USA, Savannah, Ga) em alta rotação com irrigação de água por 10 segundos. O teste de resistência flexural foi precedido de armazenamento das barras de prova por 24 horas em água a 37°C, em uma incubadora (1510E; Sheldon Manufacturing, Inc, Cornelius, Ore). Foi utilizado uma máquina (Instron Loading Frame, 33R4204; Instron Corp, Norwood, Mass) com carga de 5kN em uma velocidade de descida de 1.00mm/min. Os grupos jateado com óxido de alumínio e desgastado com broca obtiveram maiores valores médios no teste de resistência flexural e foram significativamente maiores comparados ao grupo controle e o grupo jateado com partículas menores de óxido de alumínio modificado por sílica. Os autores concluíram que a tenacificação por transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica ocorrida em função dos tratamentos mais agressivos (jateamento com óxido de alumínio e desgaste com broca) foi responsável pelo aumento na resistência flexural destes grupos. Avaliaram também a resistência adesiva, utilizando um cimento resinoso auto-condicionante de polimerização dupla (Multilink Automix; Ivoclar Vivadent AG) na cimentação de cilindros de zircônia de 2.5mm de diâmetro e 3mm de comprimento (IPS e.max ZirCAD C15; Ivoclar Vivadent AG), (CEREC3; Sirona Dental Sstems GmbH) com a dentina. Utilizaram os mesmos tratamentos do teste de resistência flexural (jateamento com óxido de alumínio, desgaste com broca, jateamento com óxido de alumínio modificado por sílica, e sinterizado como controle) associados a 4 outros tratamentos químicos: 1- Condicionamento com ácido hidrofluorídrico 4.5% (IPS Ceramic Etching gel; Ivoclar Vivadent AG) por 3 minutos, seguido de silanização por 2 minutos (Monobond-S; Ivoclar Vivadent AG). 2- Somente silanização por 2 minutos. 3- Tratado com primer para zircônia (Metal/zirconia Primer; Ivoclar Vivadent AG) por 3 minutos. 4- Sem tratamento químico como controle. Os 5 melhores resultados das combinações possíveis foram duplicados e um teste de envelhecimento foi conduzido. Os corpos de prova foram acondicionados em uma incubadora com 100% de umidade relativa a 37°C por 90 dias e submetidos a 2000 ciclos térmicos (5-55°C) a cada 30 dias. Concluíram que todos os tratamentos mecânicos aumentaram a resistência adesiva comparada ao grupo controle e todos tratamentos químicos também aumentaram a resistência adesiva comparados ao grupo sem tratamento. Os grupos que utilizaram o primer para zircônia e silano obtiveram melhores resultados comparados ao grupo condicionado com ácido + silano.

Aboushelib e Wang em 2010, preocupados com a degradação da resistência da zircônia após processamentos de laboratório e clínicos, testaram resistência flexural de quatro pontos de corpos de prova em forma de barra (25x3x1mm) produzidos pelo sistema CAD/CAM (Procera Zirconia; Nobel Biocare AB, Sweden), após o jateamento abrasivo (110µm – óxido de alumínio, S-U-Alustral; Schuler Dental GmbH, Germany) e após o desgaste abrasivo utilizando um dispositivo posicionador aplicando uma força de 2N por 10 segundos com uma turbina de alta rotação (Gentlesilence Lux 8000, Kavo Dental, Germany) utilizando brocas com a granulação de 100µm (Komet 4384A, 8856.314.08; Gerb Brasseler, Germany). As barras foram divididas em 2 grupos teste compostos por 20 barras cada e um terceiro grupo composto por 20 barras sem nenhum processamento e polidas. Os tratamentos (jateametno ou corte com broca) realizados nos grupos teste foram associados aos seguintes procedimentos restauradores: Polimento com pontas abrasivas finas de 2µm de granulação de óxido de Alumínio (Dura-White Stones; Shofu Dental Corp, Japan) e uma pasta diamantada de granulação 0.5µm (EcoMet; Behler Ltd) em 10.000 rpm por 30 segundos e 5N de força aplicada. O segundo método restaurador testado foi a aplicação de uma fina camada de porcelana (Glaze) (NobelRondo Zircônia; Nobel Biocare AB) e o terceiro método restaurador foi realizado utilizando um adesivo resinoso (Clearfil SE Bond; Kuraray Co, Japan). Os corpos de prova foram testados em uma Maquina universal (Instron 8500 Plus; Instron Corp, Norwood, Mass) em água a 37°C. Analisando os resultados eles concluíram que os dois tratamentos realizados (jateamento e desgaste com broca) levaram a uma redução de quase 50% na resistência flexural da zircônia comparado com a zircônia polida (controle) que obteve resultado de 1200 (+ 136) MPa. Para o grupo desgastado por broca, o tratamento restaurador que melhor recuperou a resistência perdida após o desgaste foi o polimento, resultando em 1027 (+ 134) MPa, que representa 85.5% da resistência flexural do grupo controle. Já no grupo jateado, o melhor tratamento restaurador foi a aplicação do adesivo resinoso. Eles especularam de acordo com os resultados obtidos que em função da maior profundidade dos danos causados pelo jateamento, o polimento teria que ser muito profundo para eliminar todas os danos causados, diminuindo assim a resistência da zircônia. Já o fato do adesivo resinoso ser mais eficiente do que a aplicação do glaze eles creditaram ao fato do adesivo ter um melhor escoamento e ter penetrado nas fendas causadas pelo procedimento, e por ter o modulo de elasticidade menor, ou seja, ter sido mais flexível antes do momento da fratura aumentando a resistência da zircônia. Com relação ao grupo cortado por broca, em função da menor profundidade dos sulcos produzidos, o polimento foi mais eficiente.

Guess et al., em 2010, avaliaram a resistência flexural da zircônia (Y-TZP blocks IPS e.max ZirCad, Ivoclar Vivadent) confeccionada pelo sistema CAD/CAM (Cerec InLAB, Diamond D64, Sirona, Siemens) fresada pré-sinterizada e posteriomente sinterizada a 1500°C por 30 minutos. A zircônia foi confeccionada em forma de placas (12 X 12 X 0.8mm). As faces superiores das placas foram desgastadas com discos diamantados com granulação de 30µm sob refrigeração de água até a espessura final de 0.5mm e polidas com pasta diamantada de granulações subsequentes até 1µm. As outras faces receberam tratamentos os tratamentos testados no experimento e posteriormente foram cimentadas com o cimento Panavia 21 (Kuraray, Osaka, Japan) em placas de resina composta (Z100, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) com as mesmas dimensões das placas de zircônia. Foram formados 3 grupos (n=24) de acordo com os tratamentos realizados nas superfícies voltadas para os lados em contato com o cimento: 1- Sem tratamento como controle. 2- Desgaste com disco diamantado com a granulação de 30µm sob refrigeração de água. 3- Jateamento com óxido de alumínio de 50µm com a pressão de 0.5 MPa por 5 segundos a uma distância de 10mm. O teste de resistência flexural foi realizado pela técnica de 4 pontos em uma máquina universal (Instron 5566, Instron Co., Canton, MA, USA) e foi realizada a análise das fraturas em MEV. 21 corpos de prova de cada grupo foram ciclados mecanicamente por 100.000 ciclos e com carga de 200N previamente ao teste de fratura. As fases da zircônia foram avaliadas através de difração de raio-x (Philips X'pert, X-ray Diffractometer, Philips Analytical Inc., Natick, MN, USA). Os resultados médios para resistência flexural para os grupos foram: 1- 446 <u>+</u> 84N; 2- 328 <u>+</u> 7N; 3- 315 <u>+</u> 11N. Os autores não observaram fase monoclínica na zircônia sem tratamentos. Após o desgaste abrasivo houve uma transformação de 3% por peso para a fase monoclínica e 6% foi observado na zircônia jateada. Os autores observaram pelo teste de fadiga que o modo das fraturas foi

diferente entre os grupos jateado e desgastado com disco abrasivo comparados com o grupo controle. A origem das fraturas dos grupos tratados tiveram um predomínio nas faces que receberam os tratamentos. Por outro lado, o grupo que não recebeu tratamentos tiveram a origem das fraturas na superfície externa que recebeu a carga cíclica. Concluíram que os tratamentos realizados causaram danos na sua sub-superfície zircônia e deram origem as fraturas durante a aplicação de cargas.

Iseri et al., em 2010, avaliaram a resistência flexural de 3 pontos em uma máquina universal para testes laboratoriais (Instron Model 3345, Canton, MA, USA), seguindo a norma ISO 6872, confeccionando 25 barras (25 X 5 X 2mm) à partir de um bloco de zircônia pré-sinterizado (ZirconZahn, Steger, Italy), recortadas em maiores dimensões devido à contração durante a sinterização. As barras foram polidas com irrigação de água em uma máquina (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) e divididas em 5 grupos (n=5): 1-Controle sem tratamento. 2- Cortados com brocas de alta rotação (Axis dental corp., Zir-Cut Z878K-021, Coppel, TX, USA) com uma turbina (625 DN, Super Torque, Kavo, Biberach, Germany) à 320.000 rpm até a espessura de 1mm com pressão contínua de 100g. 3- Idem ao grupo 2, porém o corte foi feito de maneira intermitente com intervalos nos desgastes de 5 em 5 segundos. 4-Idem ao grupo 2, porém com uma pedra abrasiva (Hager&Meisinger; Z732 Medium, Neuss, Germany), em baixa rotação utilizando um motor elétrico (EX-203, NSK, Japan) em 22.000 rpm. 5- O grupo 5 foi desgastado com a mesma pedra abrasiva porém com aplicações de corte intermitentes. Observaram uma diminuição dos valores para resistência flexural em MPa nos grupos testados comparados com o grupo controle, ainda que as diferenças não tenham sido estatisticamente significativas. Os grupos cortados de forma intermitente obtiveram resultados ligeiramente maiores comparados com seus pares desgastados com pressão contínua. Os autores atribuíram a diminuição da resistência à produção de calor gerada pelos testes realizados, sendo que em baixas velocidades e com pressões contínuas obtiveram os piores resultados. Os resultados obtidos em MPa em valores médios para os grupos foram respectivamente: 1-928.40; 2-823.53; 3-878.57; 4-733.82; 5-838.91.

Scherrer et al., em 2010, testaram a hipótese de que o jateamento com óxido de alumínio modificado por sílica 30µm (CoJet Sand, 3M ESPE) diminuiria a resistência cíclica da zircônia Y-TZP. Foram utilizados no experimento quatro tipos de zircônias

tetragonais estabilizadas por ítria (Y-TZP): Zeno (Wieland), Everest ZS (Kavo), Lava branco e com cor (3M ESPE). Foram confeccionadas barras (40 X 3X 5mm) pelos respectivos fabricantes para a realização do experimento. Previamente aos testes todas as barras foram tratadas termicamente por 4 ciclos simulando a aplicação de cerâmica de cobertura (930°C, 900°C, 890°C, 880°C), em um forno para cerâmica (Zirox, Wieland). 66 barras foram utilizadas para o teste de resistência cíclica. A metade das barras foram jateadas de um lado, em uma área de 6 X 5mm por 20 segundos utilizando um jateador abrasivo (RondoFlex 2013, Kavo) e Cojet Sand. O jateamento foi realizado com 2.5 bar de pressão a uma distância de 7mm e em um ângulo de 45° com a superfície da zircônia. As barras foram então imersas em água e cicladas em uma máquina servo-hidráulica (Schenck PSB1017). Foram realizadas análises em microscopia eletrônica de varredura para avaliação fractográfica e topográfica das zircônias e foram avaliadas as rugosidades superficiais através de um rugosímetro (M1, Mahr) equipado com uma unidade (PGK, Mahr) e um sensor (MFW-250, Mahr) com a resolução de 40nm. Também foram identificadas as fases cristalinas das zircônias testadas, antes e após os tratamentos, através de difração de raio-x (Siemens D5005, Bruker AXS). Com relação à microestrutura das zircônias foram obtidos os seguintes tamanhos médios das suas partículas em nanômetros: Lava (537); Lava com cor (643); Everest (383); Zeno (383). O tratamento através do jateamento com óxido de alumínio aumentou significativamente a resistência a fadiga de todas zircônias testadas com exceção da Zeno. Também foi observado um aumento significativo nas rugosidades superficiais das zircônias após o jateamento com exceção da Everest. As fases observadas nas zircônias foram tetragonal (92-72% por peso) e cúbica 1 (8-28% por peso) antes do jateamento, e tetragonal (53-82% por peso) e cúbica 2 (18-47% por peso) após o jateamento. Apenas 5% na fase monoclínica foi detectada. Uma tensão compressiva residual na superfície da zircônia gerada pelas transformações de fases e demonstradas através de difração de raio-x, foi a causa considerada pelos autores para o aumento da resistência à fadiga das zircônias observada após o jateamento. A remoção da camada superficial (3µm) e a consequente regularização dos sulcos e deformações causados pelo processo de fabricação das barras, também foi considerado uma possível causa para o aumento da resistência a fadiga, pela da eliminação de pontos de concentração de estresse. As zircônias Lava e Lava com cor apresentaram os melhores resultados no teste de resistência à fadiga. Isto deveu-se ao fato de apresentarem maior densidade comparadas as outras zircônias testadas. A maioria das fraturas ocorreram através da propagação de trincas oriundas do processo de usinagem das zircônias com exceção da Zeno que falhou por defeitos intrínsecos provavelmente em decorrência da compactação da zircônia no seu processo de fabricação. Até 2000 ciclos os autores observaram um predomínio de falhas no interior das barras de zircônia por defeitos na prensagem na fabricação dos blocos de zircônia. À partir de 2000 ciclos as trincas superficiais causadas pela usinagem das zircônias foram predominantes.

Adatia et al., em 2009, avaliaram a resistência a fratura de pilares protéticos de zircônia para implantes (Astra Tech) 4.5/5mm por 5mm. Utilizaram 30 pilares protéticos divididos em 3 grupos (n=10). O primeiro grupo não recebeu nenhum preparo, nos outros 2 grupos foram realizados desgastes de reduções oclusais de 2mm e preparos em chanfro localizados a 1mm das conexões pilar protético/análogo. No grupo 2, preparos em chanfro de 0.5mm de profundidade e no grupo 3, preparos de 1mm de profundidade foram realizados. Os preparos foram realizados com brocas diamantadas de granulação grossa de 120µm (Two-striper, Premier, Plymouth Meeting, PA, 515.7, ISO 110, Lot. 330) em alta rotação e irrigação abundante por um mesmo operador. Os pilares protéticos foram conectados em análogos e torqueados com 25N/cm. Os conjuntos análogos/pilares protéticos foram posicionados em cilindros de aço com a inclinação de 30° permitindo uma força com a inclinação de 60° em relação ao longoeixo dos pilares utilizando uma máquina universal (Instron, Model 4411, Grove City, PA) com a velocidade de 0.1mm/min., 25°C até a fratura. Durante os desgastes os autores observaram a produção de faíscas e o desgaste das brocas diamantadas. O volume removido foi calculado. Não houve diferenças estatisticamente significativas no volume remanescente e a resistência a fratura. Observaram que todos os parafusos soltaram e que todos os pilares protéticos fraturaram na interface análogo/pilar.

Aramouni et al., em 2008, avaliaram a resistência a fratura de pilares protéticos de zircônia e compararam com pilares protéticos metálicos em um modelo experimental utilizando 60 pilares protéticos divididos em 3 Grupos. Grupo 1 formado por pilares Zi Real (3i implant innovation, USA). Grupo 2 utilizaram pilares synOcta ceramic blanks (ITI Straumann, Switzerland) e Grupo 3 constituído de pilares tipo UCLA Certain (3i implant innovation, USA) encerados e fundidos em liga nobre. Todos 60 pilares protéticos foram preparados com términos em chanfro com 1mm de profundidade, 2mm de redução incisal e tinham 7 mm de altura. Os pilares Zi Real foram preparados com brocas nº 379EF016 (Brassler, Germany de alta rotação, refrigeradas com spray de ar/água. Os pilares synOcta foram preparados utilizando o

sistema CARES (Computer Aided Restoration Service technology, ITI Straumann, Switzerland). Todos pilares foram fixados nos correspondentes implantes com os torques recomendados pelos fabricantes. Foram realizadas coroas de cerâmica prensada de di-sicato de lítio (Empress 2, Ivoclar/Vivadent) com 11mm de altura e 8mm de largura e cimentadas com cimento resinoso Multilink (Ivoclar/Vivadent) seguindo as recomedações do fabricante. Os implantes foram incluídos em uma base de resina e submetidos à fratura em uma máquina Instron 8500 (Instron, USA) com a força aplicada na superfície palatina das coroas através de uma esfera de aço de 2mm de diâmetro e velocidade de descida de 1mm por segundo. Concluíram que não houve diferenças estatísticas dos valores médios de resistência em Newton entre os grupos controle (793.6) e o grupo dos pilares Zi Real (792.7). O grupo utilizando os pilares synOcta apresentaram valores médios significativamente inferiores (604). Concluíram que os valores médios para todos os pilares testados foram maiores que as forças máximas incisais normais.

2.2. Quanto a resistência flexural:

Apholt et al., em 2001, avaliaram a resistência flexural de corpos de prova de InCeran-Alumina e In-Ceran Zircônia confeccionados em diferentes técnicas. Os testes foram realizados pelo método bi-axial de 3 pontos. Os corpos de prova tiveram a dimensão final de 3 X 4 X 13mm. Foram divididos em 5 grupos em que os corpos de prova foram confeccionados das seguintes formas: C1= In-Ceran Alumina fresado CAD/CAM, C2=In-Ceran Alumina (slip cast) confeccionado em laboratório próprio, C3=In-Ceran Alumina (slip cast) confeccionado em laboratório Vita, C4=In-Ceran Alumina cortado de um bloco densamente sinterizado e C5=In-Ceran Zircônia fresado CAD/CAM. Concluíram que o In-Ceram Zircônia foi significativamente mais resistente comparado ao In-Ceram Alumina, exceto quando o In-Ceran Alumina foi cortado a partir de um bloco densamente sinterizado com um fio diamantado (N°6234, Well, 68305, Mannhein, Germany). Os grupos C5 e C4 não apresentaram diferença significativa.

Guazzato et al., em 2004, testaram nove cerâmicas de alta resistência com relação a resistência a fratura e analisaram suas microestruturas através de microscopia eletrônica de varredura (XL 30, Philips, Eindhoven, Holland; JSM 6000 FSEM, JEOL, Tokyo, Japan). Também foram avaliadas as fases das cerâmicas através de difração de

raio-x (Diffractometer D5000, Siemens, Germany). As cerâmicas testadas foram: IPS Empress e IPS Empress II (Ivoclar, Vivadent); uma cerâmica prensada experimental; In-Ceran Alumina confeccionado de duas formas, prensado a seco e por infiltrado vítreo (Vita Zahnfabrik, Germany); In-Ceran Zirconia confeccionado prensado à seco e por infiltrado vítreo (Vita Zahnfabrik, Germany); DC Zirkon estabilizada com 5% Y₂O₃ (DCS Dental Ag, Allschwil, Switzerland); uma zircônia experimental estabilizada com 6% Y₂O₃. Os dois últimos grupos são representados pela zircônia politetragonal estabilizada por ítrio (Y-TZP). Os corpos de prova foram fabricados em barras segundo a norma ISO 6872 com dimensões finais de (20mm X 4mm X 1.2mm). Todos os blocos foram preparados segundo as orientações dos fabricantes em dimensões maiores e cortados e polidos com discos diamantados com as granulações decrescentes seguintes: 120, 70, 30 e 15µm, até atingirem as dimensões finais. Com relação a resistência flexural a cerâmica Empress I obteve o menor valor médio (106MPa). A cerâmica experimental prensada, a Empress II e a In-Ceram Alumina prensada a seco, obtiveram resultados significativamente maiores (303~440MPa). As cerâmicas In-Ceram Zirconia prensada a seco e a In-Ceram Alumina infiltrada obtiveram resultados significativamente maiores comparadas com as cerâmicas do grupo anterior exceto pela In-Ceram Alumina prensada a seco que não apresentou diferença significativa comparada a este grupo (476-594MPa). As cerâmicas In-Ceram Zirconia infiltrada e a zircônia Y-TZP experimental obtivera resultados significativamente maiores do que o grupo anterior exceto pela cerâmica In-Ceram Alumina infiltrada que não apresentou diferença significativa comparada a este grupo (630-680MPa). A zircônia Y-TZP DC Zirkon foi a que apresentou a maior resistência flexural média entre todos os grupos testados (840MPa). Os autores observaram que as cerâmicas com melhores propriedades mecânicas possuem maior proporção da fase cristalina em relação a fase vítrea. Dentro das cerâmicas de composições semelhantes foi observado uma menor resistência nas que apresentaram maiores porosidades. Deste modo a zircônia Y-TZP DC Zirkon apresentou maior densidade do que a zircônia Y-TZP experimental, >99% e 91% respectivamente. O mesmo foi observado entre as diferentes técnicas do sistema In-Ceram sendo que a técnica de infiltrado vítreo resultou em materiais com maiores densidades comparada com a técnica de prensagem a seco. Através de difração de raiox, foi observado que a zircônia DC Zirkon apresentou maior proporção da fase monoclínica (14%) comparado com a zircônia Y-TZP experimental que apresentou quantidades desprezíveis após a sinterização. Os autores concluíram que presença de

fase monoclínica na zircônia DC Zirkon pode ter tenacificado a zircônia pelo formação de uma tensão compressiva, justificando sua maior resistência. Os autores demonstraram que o sistema In-Ceram Zirconia possuiu apenas 33% de ZrO2 e apresentou uma considerável proporção da fase vítrea. Deste modo eles observaram um aumento de apenas 10% na resistência flexural do In-Ceran Zirconia comparado ao In-Ceram Alumina e concluíram que melhores propriedades mecânicas são esperadas para as cerâmicas Y-TZP constituídas de aproximadamente 94% de ZrO₂.

Att et al., em 2006, compararam em um estudo laboratorial a resistência a fratura de pilares protéticos (Nobel Biocare) de zircônia, alumina e titânio com coroas em zircônia cimentadas. Os grupos foram ciclados termicamente e mecanicamente previamente ao teste de fratura. Houve diferenças estatísticas entre todos os grupos testados. Os pilares de titânio foram mais resistentes comparados aos pilares de zircônia que por sua vez foram mais resistentes comparados com os pilares de alumina. Concluíram que todos os grupos testados apresentaram potencialmente resistência para suportar as forças oclusais normalmente encontradas na região dos dentes anteriores. Entretanto que os pilares de alumina devem ser cuidadosamente considerados em função da baixa de sua resistência.

Chai et al., em 2007, avaliaram a estabilidade química e a resistência flexural de cerâmicas a base de zircônia de acordo com a norma ISO 6872. Testaram as zircônias In-Ceram zirconia (Vita Zahnfabrik), In-Ceram 2000 YZ CUBES (Vita Zahhfabrik), Cercon (Dentstply) e a cerâmica de di-silicato de lítio Empress II (Ivoclar Vivadent) foi utilizada como controle. Foram confeccionadas barras e discos para os testes de resistência flexural e de solubilidade química respectivamente. Todos corpos de prova foram finalizados com polimentos utilizando lixas de papel carbono com a granulação de #600. As fases da zircônia foram avaliadas através de difração de raio-x (Philips PW1830 Powder X-Ray Diffraction System) antes e após a realização dos testes de fratura. Dois corpos de prova de cada grupo foram avaliados em MEV (XL30CP, Philips Electron Optics Leica-Cambridge S440 Scanning Electron Microscope) nos locais das fraturas. Todas as cerâmicas testadas não sofreram alterações significativas quanto a solubilidade química. Os resultados do teste de resistência flexural obtidos foram maiores para as cerâmicas a base de zircônia comparadas com a cerâmica controle. A zircônia YZ apresentou maior resistência

flexural comparada com as zircônias In-Ceram zirconia e Cercon. Com relação a transformação de fases, as zircônias In-Ceram zirconia e Cercon apresentaram aproximadamente 10% na fase monoclínica antes do teste de resistência flexural e estes valores aumentaram mais do que duas vezes após o teste. Na zircônia YZ a quantidade inicial de fase monoclínica encontrada foi menor (aproximadamente 4%) e após a fratura a quantidade de fase monoclínica aumentou aproximadamente em cinco vezes. Os autores concluíram que o mecanismo de tenacificação por transformação da da zircônia pode ter sido o responsável pela maior resistência na zircônia YZ uma vez que ocorreu uma maior proporção de fases transformadas após o teste de resistência flexural.

Yilmaz et al., em 2007, testaram e compararam a resistência flexural de 6 cerâmicas utilizadas na confecção de infra-estruturas de próteses dentárias. As cerâmicas avaliadas foram: Finesse (Deentsply Ceramco), Cergo (Dentsply DeguDent GmbH), IPS Empress (Ivoclar Vivadent), In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrick), In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrick) e Cercon Zircônia (Dentsply DeguDent GmbH). Os valores médios obtidos para as cerâmicas testadas foram respectivamente: 88.04 MPa, 94.97 MPa, 101.18 MPa, 341.80 MPa, 541.80 MPa e 1140.89 MPa. Concluíram que a zircônia Y-TZP testada (Cercon) apresentou resultados muito superiores comparada as outras cerâmicas utilizadas na confecção de infra-estruturas para próteses dentárias.

Ashkanani et al., em 2008, compararam a resistência flexural de barras (12 X 10 X 3mm) de zircônia Lava (3M ESPE) com barras de ouro (Olympia) nas mesmas dimensões. Ambos materiais com cerâmicas de cobertura aplicadas. Avaliaram também a resistência ao cisalhamento entre a zircônia e o ouro com suas cerâmicas de cobertura correspondentes (Lava Ceram; IPS D.Sign). A metade dos grupos em ambos materiais também foram ciclados termicamente em 20.000 ciclos em temperaturas variando entre 5-55°C com intervalos de 20 segundos. Concluíram que com relação a resistência ao cisalhamento das cerâmicas de cobertura os grupos de zircônia, entretanto não houve diferenças estatísticas quando os mesmos grupos foram ciclados termicamente comparados com os grupos não ciclados. Com relação a resistência flexural, os autores observaram que todas as fraturas partiram das cerâmicas de cobertura através de porosidades existentes nas micro-estruturas destes materiais. Não houve diferenças

estatísticas entre os grupos testados em relação a resistência flexural com excessão dos grupos termicamente ciclados sendo o grupo do ouro estatisticamente mais resistente comparado ao grupo da zircônia.

2.3. Quanto as propriedades da zircônia e o envelhecimento em baixas temperaturas:

Sato et al., em 1996, testaram a zircônia Y-TZP estabilizada por 3mol%Y2O3 (TZ₃YB, TOSOH) com relação a estabilidade de fases. Os corpos de prova foram preparados e desgastados com discos diamantados com irrigação de água em 3 granulações diferentes (#200, #400 e #800) sequencialmente ou polidos com pastas diamantadas com granulações decrescentes (45, 9 e 1µm). Outros grupos foram formados seguindo os desgastes citados e posteriormente recozidos em temperaturas entre 200-1800K por 3.6ks. Posteriormente os corpos de prova foram acondicionados em uma solução oleosa à 473K por até 432 ks, para avaliar a sensibilidade de transformação da zircônia (envelhecimento). Os grupos foram avaliados quanto as fases da zircônia presentes através de um aparelho de difração de raio-x A RINT 1300 (Rigaku, Japan). Observaram que o aumento da profundidade em que ocorreu a transformação das fases foi diretamente proporcional ao aumento da granulação dos discos abrasivos. Os grupos que foram recozidos com excessão do grupo desgastado com a granulação de #800, não apresentaram transformação para a fase monoclínica após o envelhecimento. Os grupos que não foram recozidos sofreram transformações (tetragonal para monoclínica) após o envelhecimento sendo que o grupo desgastado com a granulação de #800 apresentou a menor profundidade e menor proporção na fase monoclínica. Os autores concluíram que houve uma relação entre os tratamentos realizados e a inibição da transformação de fases na superfície da zircônia principalmente após o recozimento. Os grupos que receberam os tratamentos menos agressivos (#800, 9, 1µm) demonstraram ter a mesma sensibilidade do que o grupo sinterizado e sem tratamentos com relação a transformação de fases após o envelhecimento, e apresentaram a mesma extensão de fase monoclínica transformada. Estes grupos apresentaram maior estabilidade após o envelhecimento comparados aos demais grupos que sofreram tratamentos mais agressivos quando não foram recozidos. Contudo, quando recozidos a temperatura de sinterização, os grupos tratados mais agressivamente e mais resistentes ao envelhecimento quando recozidos também em temperaturas inferiores, apresentaram o comportamento semelhante ao grupo sinterizado e sem tratamentos. Os autores concluíram que a tensão residual compressiva causada pelos procedimentos menos agressivos levou a uma maior estabilidade das fases inibindo sua transformação, entretanto os tratamentos mais agressivos levaram a formação de uma tensão compressiva acima de 80% da resistência compressiva da zircônia em uma camada de 10µm de sua superfície e desta forma possivelmente causando a formação de micro-trincas. Quando recozida a temperatura acima de 1000K ocorreu uma redução no estresse residual e a camada de zircônia transformada diminuiu e quando a temperatura atingiu 1400K (< que a temperatura de sinterização) as micro-trincas foram reparadas aumentando a estabilidade de fases da zircônia.

Ardlin em 2002, avaliou a resistência flexural da zircônia Y-TZP Denzir® (estabilizada por 5% de Y_2O_3) e a sua rugosidade superficial relacionando os resultados com os efeitos causados pela simulação de envelhecimento da zircônia e a sua transformação de fases. A resistência flexural de 3 pontos foi avaliada segundo a norma ISO 6872 utilizando barras da zircônia em 2 cores (P0 e P17) com dimensões finais de 20mm X 4mm X 1.2mm. As barras foram extraídas à partir de blocos totalmente sinterizados confeccionados à partir de dois procedimentos distintos: 1- Cortadas com discos diamantados (50µm) com irrigação de água e polidas com lixas de sílica-carbono com a granulação decrescente de números 240, 320, 400, 800 e 1200. 2- Cortadas com discos diamantados de granulações 40 e 20µm com irrigação de água. No final, todas as barras de ambos grupos foram polidas com pastas diamantadas com 15µm de granulação. O simulação de envelhecimento artificial em baixa temperatura foi conduzida meio ácido (ácido acético 4% à 80°C por 168 horas). O autor não observou diferença estatística quanto a resistência flexural entre os grupos envelhecidos artificialmente e o grupo controle. Entretanto, observaram que após o envelhecimento artificial a superfície da zircônia apresentou pequenas elevações em função da transformação de fases que foi confirmada através de difração de raio-x, demonstrando que a fase monoclínica inicialmente menor que 2% aumentou para 20-25%, após o envelhecimento. Como uma consequência, foi observado um aumento da rugosidade superficial dos corpos de prova após o envelhecimento. Houve diferenças estatísticas com relação a resistência flexural antes e após o envelhecimento entre as duas cores testadas. A zircônia acrescida de pigmentos obteve maiores valores para resistência flexural comparada à zircônia sem pigmentos. Quanto a rugosidade, os valores iniciais não mostraram diferenças estatísticas, contudo após a exposição em ácido acético, o grupo com pigmentos apresentou menor rugosidade comparado com o grupo sem
pigmentos. O autor atribuiu a diferença de comportamento entre as duas cores testadas a diferenças no processo de fabricação, como a fresagem e como a adição de componentes tais quais CeO_2 , Fe_2O_3 e Bi_2O_3 utilizados para a obtenção das cores.

Chevalier et al., em 2004, avaliaram as consequências da fase cúbica da zircônia Y-TZP em relação ao seu envelhecimento. No experimento foi utilizada a zircônia Y-TZP (3mol%) sinterizada em duas temperaturas (1450°C e 1550°C) por 2 e 5 horas. Foi realizado a simulação de envelhecimento em autoclave (134°C sob 2 bar de pressão) e avaliações das fases da zircônia foram conduzidas através de difração de raio-x. A zircônia sinterizada em todas as temperaturas e pelos tempos testados apresentaram densidade maior que 98%. Observaram partículas muito pequenas (<1µm) homogêneas na zircônia sinterizada a 1450°C por 2 horas. Quando sinterizada por 5 horas nesta temperatura, ou por 2 horas a 1550°C houve um aumento no tamanho das partículas mas permaneciam com o tamanho homogêneo. Entretanto quando a zircônia foi sinterizada por 5 horas a 1550°C a estrutura cristalina da zircônia apresentou-se com dois tamanhos distintos de partículas, sendo que as maiores com dimensões maiores do que 2µm identificadas como sendo zircônia na fase cúbica. As zircônia na fase cúbica continha maiores quantidades de ítria em seus cristais e as partículas tetragonais circundantes a elas apresentavam menores quantidades de ítria comparadas com as partículas tetragonais das outras regiões. As partículas tetragonais adjacentes com menores quantidades de ítria foram mais instáveis quanto a transformação para a fase monoclínica quando a zircônia foi submetida ao envelhecimento em autoclave, e quanto maior foi a formação de fase cúbica, maior foi a transformação da fase tetragonal da zircônia para a fase monoclínica. Os autores concluíram que a formação da fase cúbica está relacionada com a temperatura de sinterização da zircônia e que a presença desta fase teve um papel importante na transformação de fases e o envelhecimento da zircônia. Deste modo a formação da fase cúbica na zircônia levou a uma diminuição da estabilidade quanto ao envelhecimento e a transformação de fases da zircônia devendo ser evitada. Sugeriram que a temperatura de sinterização da zircônia seja realizada entre 1400-1450°C.

Chevalier em 2006, preocupado com a ocorrência de aproximadamente 400 fraturas de próteses de quadril da marca PROZYR® em 2001, e com o aumento do emprego da zircônia na implantodontia, realizou uma revisão de literatura intitulada:

Qual o futuro da zircônia como biomaterial?. A investigação teve como principal foco, o envelhecimento em temperatura ambiente relacionada a transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica da zircônia. Determinou que a zircônia possui diferentes características em função de: composição do pó de cerâmica, distribuição de ítria, presença de aditivos, distribuição de poros nos blocos de zircônia pré-sinterizada, temperatura e tempo de sinterização, tamanho de partícula, quantidade de fase cúbica presente, velocidade de resfriamento após a sinterização, estresse residual, compactação isostática, fresagem, limpeza e esterização da zircônia. O autor considerou que 1 hora de esterelização em autoclave à 134°C e 2 bar de pressão correspondem de 3-4 anos de uso in vivo. Questionou a padronização ISO e sugeriu uma adequação, uma vez que as próteses PROZYR estavam dentro do padrão ISO. O padrão ISO 13356 determina que: a densidade >6g/cm3; o tamanho da partícula seja <0.6 μ m; a composição de Zr₂O₃ + HfO₂ seja >94%; HfO₂ < 5%; Y₂O₃ 5% \pm 0.5; Al₂O₃ < 5%. Segundo o autor, um teste para envelhecimento em autoclave por 5 horas deveria ser conduzido garantindo uma transformação menor que 10% da fase tetragonal para a fase monoclínica como exigência mínima. Nenhuma redução de resistência deveria ocorrer após este teste. O tamanho das partículas, segundo o autor, deveriam ser <0.4µm com desvio padrão menor que 0.2µm e ser constituída de zircônia na fase monoclínica < 20%. O autor sugeriu que a adição de óxido de alumínio na composição da zircônia diminui o envelhecimento e a transformação de fases da zircônia quando em contato com a água.

Curtis et al., em 2006, em um experimento laboratorial avaliando a resistência flexural da zircônia tetragonal estabilizada por ítria, simularam a carga mastigatória que as restaurações de zircônia são submetidas quando colocadas em função. O trabalho foi conduzido com dez grupos (n=30) constituídos por discos de zircônia Y-TZP (13mm de diâmetro por 1.48-1.54mm de espessura), Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany) na cor A4. 3 grupos foram formados a partir de discos que receberam cargas cíclicas por 2000 ciclos com 500N, 700N e 800N respectivamente a seco. Outros três grupos foram formados repetindo os mesmos grupos porém imersos em água a 37°C. Outros dois grupos receberam cargas de 80N e ciclos de 10.000 e 100.000 repetições respectivamente, utilizando uma esfera de 3mm com a velocidade de 40mm/min. em ar. Os corpos de prova foram testados com relação a resistência flexural em uma máquina universal (Instron Ltd, 5544, Buckinghamshire, England) com a velocidade de descida de 1mm/minuto. Não houve diferenças significativas quanto a resistência flexural entre todos os grupos testados. Ao avaliarem a dureza superficial dos grupos que foram

ciclados, foi observado um aumento nos valores nas áreas em que as cargas foram aplicadas. Eles atribuíram este fato ao mecanismo de tenacificação por transformação das fases tetragonal para a fase monoclínica ou pelo aumento da densidade pela compactação da zircônia na área que recebe a carga.

Kohorst et al. em 2008, avaliaram in vitro a influência do envelhecimento artificial na resistência a fratura de próteses fixas de quatro elementos de zircônia (Y-TZP). Foram confeccionadas 60 infra-estruturas de zircônia pelo sistema CAD/CAM (Cercon base, DeguDent, Hanau, Germany) fresadas pré-sinterizadas e posteriormente sinterizadas a1350°C. Em alguns dos conectores localizados entre os dois pônticos, em suas faces gengivais, foram criados defeitos de 180µm de largura por 60µm de profundidade simulando defeitos causados pelo processo de fresagem das infraestruturas como uma das variáveis. Cerâmicas de cobertura foram aplicadas nas 60 infra-estruturas e as próteses foram cimentadas em modelos de resina. As próteses foram então divididas em 6 grupos (n=10) da seguinte forma: 1-Controle sem tratamentos. 2- Com defeitos criados nos conectores. 3- Ciclagem térmica de 100.000 ciclos variando de 5-55°C com 30 segundos de intervalo entre os ciclos e ciclagem mecânica de 10 milhões de ciclos com carga de 100N. 4- Idem ao grupo 3, porém com defeitos criados nos conectores. 5- Idem ao grupo 3 porém com 20 milhões de ciclos mecânicos. 6- Idem ao grupo 3 porém com 200N de carga na ciclagem mecânica. Os autores concluíram que os tratamentos de ciclagem térmico e mecânico diminuíram a resistência das próteses de zircônia comparadas com os grupos não ciclados, entretanto não houve diferenças estatísticas entre as variações no número de ciclos e das cargas aplicadas. Os defeitos criados não apresentaram diferenças significativas com relação a resistência a fratura das pontes de zircônia. Uma redução de aproximadamente 40% da resistência a fratura foi observada nos grupos ciclados mecanicamente e termicamente.

Kim et al., em 2009, avaliaram os efeitos causados pelo envelhecimento da zircônia em um trabalho in vitro testando a resistência flexural de 4 pontos a zircônia (In-Ceran Zircônia, Zahnfabrik, Germany) cortando de um bloco totalmente sinterizado barras com dimensões de 41mm de comprimento, 4mm de largura e 3mm de espessura. Os corpos de prova foram polidos com pasta diamantada de 6 e 1 µm com pressão de 10Kg por 10 minutos e foram recozidos em um forno para cerâmica em temperatura de 1200°C. Os corpos de prova foram divididos em grupos e submetidos a tratamentos térmicos submersos em água destilada e aquecidos a temperaturas de 75, 100, 125, 150, 175 e 225 graus Celsius por 10 horas. Os corpos de prova foram então testados quanto

a resistência flexural e uma máquina universal (Instron 3365, Canton, MA, USA) e submetidos a análise em microscopia eletrônica de varredura (Hitachi s4700, JEOL, Tokyo, Japan) . Difração de raio-x foi utilizado para a identificação das fases da zircônia (DMAX 2500, Rigaku, Tokyo, Japan). O grupo controle apresentou valor médio para resistência flexural de 798 MPa. Os grupos que sofreram tratamentos térmicos em temperaturas de até 125°C apresentaram um aumento da resistência flexural, sendo que o valor máximo obtido foi de 1161 MPa para o grupo aquecido a temperatura de 125°C. Observaram uma relação entre a transformação de fases (tetragonal-monoclínica), a temperatura e a resistência flexural. Em temperatura ambiente a zircônia apresentava somente a fase tetragonal. Até 125°C houve uma transformação de aproximadamente 12% para a fase monoclínica e houve um aumento da fase monoclínica até atingir 75% (175°), e consequentemente uma diminuição da resistência flexural. Observaram em microscopia eletrônica, que com o aumento da temperatura houve um aumento dos espaços entre os cristais de zircônia (nucleações).

Borchers et al., em 2010, testaram duas cerâmicas de zircônia Y-TZP 3mol% de ítria (Lava, 3M ESPE, Germany; Vita In-Ceram YZ, Vita Zahnfabrik, Germany) quanto a resistência flexural biaxial segundo a norma ISO 6872 em uma máquina universal para ensaios mecânicos (20K, UTS Testsystem, Ulm Germany). Foram confeccionados 144 discos nas dimensões finais de 14mm de diâmetro por 1.3mm de espessura de cada material. As cerâmica lava e YZ foram cortadas a partir de blocos pré-sinterizados e posteriormente sinterizados nas temperaturas de 1500°C e 1530°C respectivamente. A zircônia Lava foi fresada e recozida por 30 minutos em uma temperatura de 1350°C pós-siterização pelo fabricante. Posteriormente, ambos materiais foram bilateralmente acabados e polidos com granulações decrescentes até 15µm por 3 minutos sob irrigação de água e com uma solução a base de água (MD Piano 220, MD Piano 600 e MD Suspension P, Struers, Denmark). A rugosidade superficial de ambas cerâmicas foi medida através de um rugosímetro. Os discos foram então divididos em 8 grupos da seguinte forma: Grupo 1-Controle sem tratamentos. Grupo 2- Ciclagem mecânica por 1 milhão de ciclos. Grupo 3- Ciclagem mecânica por 5 milhões de ciclos. Grupo 4- Ciclagem térmica por 10.000 ciclos entre 5°C-55°C com intervalos de 30 segundos. Grupo 5- Acondicionamento em água destilada a 36°C por 200 dias. Grupo 6- Combinação dos grupos 2, 4 e 5. Grupo 7-Acondicionamento em água destilada a 80°C por 64 dias. Grupo 8- Esterelização em autoclave a 134°C sob 3 bar de pressão por 8 horas. A análise de fases da zircônia foi realizada em um aparelho de difração de raio-x (D4 Endeavor, Bruker AXS, Karlsruhe, Germany). Os valores de rugosidade obtidos para os discos foi de aproximadamente 0.02µm e na área dos conectores de 0.9µm em função das ranhuras das fresagens. A estrutura cristalina das zircônias eram compostas por grânulos de aproximadamente 500nm sendo que a zircônia YZ apresentou tamanhos médios aproximadamente 20% maiores. Com relação a resistência flexural não houve diferenças estatísticas entre todos os grupos testados. Entretanto, os valores médios tenderam a serem maiores nos grupos que sofreram tratamentos em relação aos grupos controle com excessão dos grupos 3, 5 e 6 da cerâmica Lava e do grupo 8 na cerâmica YZ. Após os tratamentos a zircônia Lava apresentou valores entre 942-1054 MPa e o grupo controle apresentou o valor médio de 985MPa. A zircônia YZ apresentou valores médios após os tratamentos entre 1204-1314MPa e o grupo controle 1213MPa. Foi observada uma transformação de fases (tetragonal para monoclínica) estatisticamente significativa para única cerâmica testada (Lava) após os tratamentos, aumentando de 2% do grupos controle para 4-10% dependendo do tratamento hidrotérmico realizado. Concluíram que a transformação de fases ocorreu apenas na camada superficial da zircônia (10µm) não sendo capaz de diminuir a resistência do material e que o tratamento de cliclagem mecânica associado a tratamentos térmicos não alterou significativamente a resistência da zircônia.

Kim et al., em 2010, testaram a estabilidade hidrotérmica da zircônia Y-TZP (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). O experimento foi realizado utilizando 15 placas de zircônia (10x10x0.5mm) fresadas por um sistema CAD/CAM a partir de um bloco de zircônia pré-sinterizado com brocas diamantadas com granulação de 64µm. As placas foram divididas em 5 grupos (n=3): Grupo 1-Sinterizado apenas como controle; Grupo 2- Jateado com óxido de alumínio 50µm, com pressão de 0.5 MPa, por 5 segundos a uma distância de 10mm. Grupos 3, 4 e 5: Desgastados por discos diamantados abrasivos nas granulações 181, 151 e 25µm respectivamente. Após os tratamentos os grupos foram submetidos ao envelhecimento em autoclave (Amsco Steris SG-120 Gravity Sterilizer, Mississauga, ON, Canadá) à 122°C, sob 2 bar de pressão. Este tratamento foi realizado em função da extrapolação de que a exposição da zircônia em autoclave por um período de 1 hora corresponde 3-4 ano in vivo, em termos de envelhecimento e transformação de fases. Os corpos de prova foram avaliados por microscopia eletrônica de varredura (SEM, Hitachi S-3500N, Tokyo, Japan) e através de difração de raio-x (Phillips X;Pert X-ray

Diffractometer, Philips Analytical Inc., Natick, MA, USA) antes e após os tratamentos, assim como após o envelhecimento em autoclave. Os autores observaram através de microscopia eletrônica de varredura uma estrutura cristalina com 0.5µm de diâmetro da partícula da zircônia testada. As superfícies do grupo controle apresentavam-se rugosas e com a presença de micro-trincas, provenientes da fresagem, penetrando 4-6µm abaixo da superfície. O grupo que recebeu o jateamento com óxido de alumínio apresentou-se com a formação de pequenas crateras e deformação plástica. Observaram também trincas sub-superficiais (2-4µm da superfície) propagando-se lateralmente e eventualmente emergindo na superfície. Os grupos desgastados por discos abrasivos apresentaram longos sulcos com profundidades variáveis em função da granulação abrasiva, com o deslocamento de pequenas partículas destacadas no fundo dos sulcos. Observaram trincas sub-superficiais de dezenas de micrometros expandindo-se lateralmente das paredes dos sulcos, quando desgastados por discos de granulações maiores. O grupo desgastado por granulação fina apresentou superfícies significativamente menos deterioradas e menos rugosas. A quantidade detectada de zircônia na fase monoclínica do grupo controle antes do tratamento de envelhecimento enquanto os grupos jateado e desgastado foi desprezível, apresentaram aproximadamente 5% de sua estrutura transformada da fase tetragonal para a fase monoclínica. Após o processamento em autoclave por 2 horas, o grupo jateado apresentou 12% e os grupos desgastados 7-8% de fase monoclínica. O grupo controle não apresentava quantidade significativa de fase monoclínica após duas horas em autoclave. Por um período de até 10 horas de envelhecimento, em ordem decrescente em percentual de fase monoclínica foram: Jateamento com óxido de alumínio > 181µm $> 151 \mu m > 25 \mu m > sinterizados$ (sem tratamento). No final das 20 horas, o grupo controle apresentou 55% de fase monoclínica, o grupo jateado 30%, os grupos desgastados pelas granulações média e grossa 20% e o grupo desgastado com granulação fina 15%. Os autores observaram que o processo de sinterização dos blocos pré-fresados remove a tensão compressiva residual da zircônia e fecha parcialmente as micro-trincas superficiais criadas durante a fresagem. Concluíram que a tensão residual compressiva na superfície da zircônia causada pelos tratamentos (jateamento e desgaste abrasivo) e demonstrada pela transformação de fases, pode confinar as micro-trincas através do aumento em volume das partículas transformadas. Entretanto, os autores observaram que as trincas promovidas pelos tratamentos (jateamento e desgaste abrasivo) e suas alterações plásticas, quando submetidas a cargas cíclicas estão sujeitas a se propagarem, levando à fratura. Obtiveram como resultado, através da análise em microscopia eletrônica de varredura de uma nano identação promovida na superfície da zircônia e submetida à cargas cíclicas, que o grupo controle foi o mais confiável a longo prazo comparado aos grupos jateado e desgastado.

Lughi e Sergo em 2010, investigaram sobre o envelhecimento da zircônia (aging) em decorrência da transformação das fases tetragonal para a fase monoclínica em baixas temperaturas. Observaram que os principais fatores que influenciam nesta transformação foram: o tipo e a quantidade do óxido estabilizador; a tensão residual gerada no processo de sinterização; o tamanho das partículas do pó da zircônia. A partir dos dados coletados sugeriram um guia para a aplicação prática da zircônia sendo que as propriedades desejadas são: ter densidade > 99%; ser estabilizada por Y_2O_3 em quantidade entre 3.5 à 8 (mol%); ter o tamanho de grânulos < 0.3 µm; possuir tensão residual <300 MPa; apresentar fase monoclínica inicial desprezível e permanecer desta forma após ser submetida a simulação de envelhecimento (134° C, 2 bar H2O, 1h); apresentar resistência a flexão (4 pontos) de pelo menos 600 MPa, antes e após a simulação de envelhecimento.

Cattani-Lorente et al., em 2001, estudaram a degradação hidro-térmica da zircônia (Lava, 3M ESPE), produzida pelo fabricante em forma de barras (40 x 5 x 3mm), polidas utilizando discos de granulação fina (68-25µm) e posteriormente com feltros e pastas abrasivas de 3 e 1µm. Todas as barras receberam um tratamento térmico por 32 minutos a 1450° posteriormente ao polimento. As barras foram expostas em vapor de água a 140°C e avaliadas nos períodos de 24, 96 e 168 horas. Os testes realizados foram: 1-Avaliação da composição química da cerâmica através de um raiox fluorescente espectrométrico AdvantXP (Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, USA); 2- Identificação e quantificação das fases cristalinas da zircônia através de difração de raio-x (Bruker AXS, Karlsruhe, Germany); 3- Avaliação das propriedades mecânicas através da uma análise de uma nano-identação promovida na superfície da zircônia com um nano identador (CSM Instruments SA, Peseux, Switzerland). A zircônia Lava apresentou em sua composição em percentuais por peso: 92% ZrO₂; 5% Y₂O₃; 1.6% HfO₂; 0.4% Al₂O₃; 0.2% SiO₂. Constituía-se de sua fase tetragonal em 87%, e 13% da fase cúbica antes da exposição em vapor de água. A transformação da fase tetragonal para fase monoclínica foi evidente e progressiva em função do tempo em que a zircônia ficou exposta ao vapor a 140°C. Houve uma estabilização na transformação de fases após o período de 96 horas. À partir deste ponto, a transformação foi lentamente progressiva até atingir 48% da fase monoclínica e 52% da fase tetragonal após 168 horas. A transformação se estendeu por uma profundidade de 6µm da superfície da zircônia. A visualização através de um microscópio atômico (XE-100, Park Systems Corp., South Korea) mostrou uma nítida alteração na topografia, demonstrando o aumento de volume ocorrido após a transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica, após a exposição da zircônia em vapor de água. Foi observada uma diminuição da dureza superficial da zircônia relacionada a transformação de fases, entretanto à partir de 96 horas até 168 horas, não houve nenhuma redução significativa nesses valores. Os autores observaram uma forte relação entre a transformação de fases e a diminuição das propriedades mecânicas.

2.4. Quanto a rugosidade superficial:

Cavalcanti et al., em 2009, avaliaram as zircônias Procera Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) e Cercon Smart Ceramics (Degudent, Hanau, Germany) estabilizadas por 4.5-5.3% e 5% de ítria respectivamente, com relação a dois tratamentos superficiais com o objetivo de aumentar as suas rugosidades superficiais para beneficiar a retenção na cimentação de coroas protéticas. Os corpos de prova foram analisados quando a rugosidade superficial através de um microscópio (Tanden scanning confocal microscope; Noran Instruments, Middleton, WI, USA) e quanto a morfologia através de dois outros microscópios: óptico (60X, EMZ-TR; Meiji Techno Co. Ltd., Tokyo, Japan) e eletrônico de varredura (Hitachi S-3500N; Hitachi High-Technologies, Tokyo, Japan). 30 discos (5 X 3 X 0.75mm) foram confeccionados de cada uma das zircônias e divididos em 5 grupos (n=6) de acordo com os seguintes tratamentos: 1- Controle sem tratamento. 2- Jateamento com óxido de alumínio de 53µm por 15 segundos a uma distância de 10mm e com 2.5 bar de pressão (Aquacut, Medivance Instruments Ltd., London, U.K.). 3- Irradiação com laser com a intensidade de 200mJ (Er: YAG laser, OPUS 20 Er: YAG/CO2 Dental Laser Surgical System; Sharplan Medical Systems, Yokneam, Israel). 4- Irradiação com laser com a intensidade de 400mJ. 5- Irradiação com laser com a intensidade de 600mJ. Os autores observaram que o jateamento com óxido de alumínio aumentou a rugosidade superficial da zircônia Cercon entretanto o mesmo não foi observado na zircônia Procera a qual obteve resultado estatisticamente igual ao grupo controle. Atribuíram a esta diferença o maior tamanho das partículas da zircônia Procera (0.3-1.6µm) comparadas com as menores partículas da zircônia Cercon (0.2-0.3µm). Os tratamentos com laser produziram rugosidade em ambos materiais em todas as intensidades testadas. Os autores concluíram que as irradiações com laser nas maiores intensidades (400 e 600mJ) produziram deformações plásticas com perda de estrutura e derretimento das zircônias testadas e consideraram estes procedimentos inviáveis para o uso clínico. Novos estudos foram sugeridos para o uso do laser em baixa intensidade (200mJ) já que foi observado que em função dos efeitos serem causados em uma camada bem restrita a superfície, este procedimento possa ser favorável uma vez que não causa danos na estrutura mais profunda da zircônia.

Cassucci et al., em 2009, avaliaram em microscopias eletrônica de varredura e atômica a rugosidade e morfologia da zircônia Lava (3M ESPE) após quatro tratamentos realizados com o objetivo de beneficiar a resistência adesiva na cimentação de próteses dentárias. Os tratamentos realizados foram: 1- Jateamento com óxido de alumínio 125µm por 10 segundos e 60-100psi de pressão. 2- condicionamento com ácido hidrofluorídrico 9,5% por 90 segundos. 3- Condicionamento por infiltração seletiva (SIE) 4- Condicionamento experimental aquecido. 5- Controle, sem tratamento. Com relação a rugosidade superficial, o jateamento e o condicionamento com ácido hidrofluorídrico, não provocaram diferenças significativas em relação ao grupo controle. O grupo SIE a apresentou um aumento da rugosidade superficial comparado ao grupo controle e o grupo experimental apresentou a rugosidade superficial significativamente mais alta comparado ao grupo SIE. O grupo experimental provocou o derretimento da superfície da estrutura cristalina da zircônia.

Casucci et al., em 2010, reticentes com a falta de adesividade química e mecânica dos cimentos resinosos com as cerâmicas de zircônia, conduziram um estudo in vitro com o objetivo de avaliar os efeitos de tratamentos químicos e mecânicos na micro superfície de 3 cerâmicas dentais de zircônia. Foram utilizados 96 discos de zircônia (10mm x 1mm) dos seguintes materiais: Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany); Cercon (Detrey Dentsply Ceramco, York, USA); Aadva Zr (GC corp., Tokyo, Japan). Os discos foram finalizados com polimentos através de lixas de sílica-carbono nas granulações de números (600, 1000, 1200 e 2000) e com o polimento final utilizando discos de feltro de nylon e pasta diamantada de 1 e 0.5 µm. Os discos foram lavados em

água destilada por 5 minutos em uma cuba sônica e divididos em 4 grupos (n=8), para cada tipo de zircônia, de acordo com os tratamentos realizados: Grupo 1: Jateamento com óxido de alumínio (125µm) aplicado perpendicularmente por toda superfície por 10 segundos com pressão de 0.41-0.68 MPa e distância de 20mm. Grupo 2: Infiltração seletiva de um condicionador experimental (SIE). Uma versão modificada da técnica original foi proposta. Os corpos de prova foram cobertos com uma fina camada do agente condicionador contendo aditivos e um solvente vítreo em baixa temperatura, e então aquecidos e resfriados. Os resíduos do agente foram dissolvidos através da imersão dos discos em um banho ultra-sônico em uma solução de ácido hidrofluorídrico a 5% por 30 minutos. Grupo 3: Solução experimental condicionadora aquecida (ST). Solução contendo HCl and FeCl₃ aquecida (100°C) por 30 minutos. Grupo 4: sem tratamentos utilizados como controle. Os corpos de prova foram avaliados por microscopia eletrônica de varredura e por microscopia atômica. Eles observaram que nenhuma das zircônias tratadas apresentaram microestruturas uniformes. O jateamento abrasivo aumentou a rugosidade média das cerâmicas Cercon e Aadva Zr enquanto não produziu diferenças significativas na cerâmica Lava. Os grupos tratados pela infiltração seletiva condicionadora (SIE) apresentaram um aumento significativo na rugosidade superficial das três cerâmicas testadas quando comparadas com os grupos não tratados. O tratamento experimental com a solução condicionadora aquecida (ST) aumentou a rugosidade superficial de todos os grupos testados como consequência de um processo de corrosão controlado.

2.5. Quanto a tratamentos térmicos:

Tsalouchou et al., em 2008, compararam a resistência à fratura de 50 coppings de zircônia Everest (Kavo Everest, Kavo, Germany) recobertos por dois tipos de cerâmicas distintas. Uma cerâmica sinterizada (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent AG) e uma cerâmica prensada (IPS e.max Zirpress, Ivoclar Vivadent AG). Não houve diferenças estatísticas entre os dois grupos. Os autores observaram uma boa adesão entre a zircônia e a cerâmica de cobertura. Ocorreram predominantemente fraturas coesivas da cerâmica de revestimento. Nenhum copping de zircônia fraturou após o teste, apenas as cerâmicas de cobertura. Através de um teste de difração de raio-x (XRD), foi observado que: antes da sinterização a zircônia apresentava-se em duas fases, tetragonal e monoclínica; após a sinterização a fase tetragonal foi a única possível de ser identificada.

Oilo et al., em 2008, testaram os efeitos causados na zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) quando submetida a altas temperaturas das quais as infraestruturas de zircônia são expostas quando uma aplicação de cerâmica é realizada. Foram utilizadas 33 barras de zircônia cortadas à partir de blocos estabilizados por 5% por peso de Y₂O₃ (DCZircon, DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) com uma serra diamantada e finalizado com um disco de granulação fina, nas dimensões finais de 1.2 x 4 x 20mm para o teste de resistência flexural de 3 pontos. Três grupos foram preparados: Grupo 1 (n=13), Sem nenhum tratamento. Grupo 2 (n=10), aquecido a uma temperatura de 820°C em um forno (Multimat C, Dentsply De Trey, Konstanz, Germany). Grupo 3 (n=10), aquecido cinco vezes simulando o processo de aplicação da cerâmica de cobertura. A resistência flexural foi medida através de uma máquina hidráulica para testes (MTS 810, Éden Prairie, MN, USA) pelo teste de 3 pontos com a distancia de 14mm entre os apoios. A velocidade de descida foi de 1mm/min. Avaliaram também a micro-dureza e a rugosidade superficial. O grupo controle obteve resultados significativamente mais altos com relação a resistência flexural e a microdureza quando comparados aos grupos aquecidos. Não houve diferenças significativas entre os grupos 2 e 3 com relação a resistência flexural. Os autores especularam que a redução nas propriedades da zircônia após aos tratamentos térmicos deveu-se ao fato de ter ocorrido uma transformação reversa da fase monoclínica para a fase tetragonal. A fase monoclínica ocorreu durante o processo de confecção causado pelos efeitos dos desgastes por discos diamantados na zircônia tetragonal sinterizada. Observaram que estes resultados devem ser restritos às zircônias fresadas

pós-sinterização. Não houve diferenças estatísticas com relação a rugosidade superficial entre os grupos testados.

2.6. Quanto a biocompatibilidade:

Scotti et al., em 2007, através de um estudo clínico, analisaram através de microscopia eletrônica de varredura e caracterizaram a colonização bacteriana da

zircônia em períodos de: 20 minutos, 1 hora e 6 horas. Foram utilizados no experimento 52 discos (5mm de diâmetro x 1.5mm de espessura) da zircônia Y-TZP Lava (3M ESPE) fixados em 2 moldeiras. Dois indivíduos foram orientados colocarem as moldeiras após rigorosa higienização dos dentes e apenas higienizar a metade dos discos nos períodos determinados. Foram comparados dois tipos de acabamentos finais na superfície da zircônia: Polimento e o glazeamento. Concluíram que as superfícies polidas apresentaram menor adesão bacteriana quando comparadas com as superfícies glazeadas, em função das superfícies polidas apresentarem menor rugosidade superficial.

2.7. Quanto a composição e fabricação:

Picconi e Maccauro em 1999, realizaram uma vasta revisão da literatura sobre a zircônia para uso biomédico. Quanto a fases da zircônia pura, os autores identificaram que ela apresenta-se em três fases cristalinas em função da temperatura em que são submetidas. Monoclínica (estável até 1170°C), tetragonal (de 1170°C até 2370°C) e cúbica (de 2370° até 2680°). A transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica promove um aumento de volume na ordem de 3-4%. Desta forma ocorre o processo de tenacificação por transformação da zircônia, com o aumento de volume na microsuperfície da zircônia uma força é gerada e se opõe a força de propagação de trincas, aumentando a sua resistência. Para que a zircônia seja estabilizada em outras fases na temperatura ambiente, óxidos estabilizadores foram acrescentados a zircônia formando um material conhecido como PSZ (zircônia parcialmente estabilizada) com as três fases da zircônia possivelmente presentes e TZP (zircônia tetragonal policristalina) quando apenas a fase tetragonal está presente. Os óxidos estabilizadores utilizados são: CaO, MgO, CeO₂ e Y₂O₃. As melhores propriedades mecânicas são encontradas na zircônia TZP. A estabilidade da fase tetragonal é dependente da quantidade do óxido estabilizador presente e tamanho das partículas de zircônia. Esta propriedade de se estabilizar em outras fases em temperatura ambiente é chamada de metaestabilidade. Após ser estabilizada em temperatura ambiente pode ocorrer a transformação reversa (tetragonal para monoclínica) induzida por desgaste abrasivo, forças compressivas ou pelo contato com a água. A transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica cria um estresse compressivo na superfície da zircônia. Os autores observaram que a zircônia é o material cerâmico de maior resistência disponível para uso biomédico entretanto, a transformação para a fase monoclínica pode diminuir sua resistência. Concluíram quanto a biocompatibilidade que não existiram correlações entre reações adversas nem citotoxicidade com o uso da zircônia em nenhuma das diversas composições utilizadas e que neste sentido ela é comparável ao titânio.

Ban em 2008, realizou uma vasta revisão da literatura e comparou as características e propriedades de algumas cerâmicas a base de zircônia disponíveis comercialmente. Dentre os materiais pesquisados dois destacaram-se por suas melhores propriedades mecânicas as zircônias tetragonais policristalinas (TZP) estabilizada por céria ou por ítria. A estabilidade de fases também foi atribuída ao tamanho das partículas do pó de zircônia e dos óxidos estabilizadores que devem ser muito pequenos. A Ce-TZP foi descrita como um material mais estável em quanto ao envelhecimento comparada com a Y-TZP que apresenta um envelhecimento maior principalmente em temperaturas acima de 200°C em meio úmido. Entretanto a Ce-TZP Por esta razão foi acrescentado óxido de alumínio na composição dando origem a cerâmica nanoparticulada Ce-TZP/Al₂O₃ com a composição 10mo% CeO₂ e 30 % Al₂O₃. A zircônia demonstrou-se um material quimicamente estável e inerte quanto a proliferação celular tão quanto o titânio.

Xinjie et al., em 2008, avaliaram um método de fabricação da zircônia combinando micro-emulsão do pó de ZrO2 com duas fases de sinterização. O pó da zircônia foi produzido a partir de ZrO_2 (97mol%) - Y₂O₃ (3mol%) nano particulados. O processo foi constituído por micro-emulsão, vibração ultra-sônica e congelamento a seco para controlar a nano estrutura da zircônia. Em seguida o pó foi calcinado a 800°C por 2 horas. Posteriormente, foi adicionado um agregante (polivinil álcool - PVA) para dar forma de partículas ao pó. Depois o pó foi prensado por 5 minutos sob 200MPa de pressão isostática. Os blocos foram pré-sinterizados com temperaturas de 800, 850, 900, 950, 1000 e 1000°C por 2 horas e finalmente sinterizados a 1350°C por mais 2 horas. Avaliações em difração de raio-x, microscopia eletrônica de varredura e testes de resistência flexural de 3 pontos foram realizados em uma máquina universal para

ensaios (Instron 1195). As barras foram construídas segundo a norma 6872 (3mm X 4mm X 20mm). Foi utilizado o sistema Cerec II CAD/CAM para testar as características de fresagem da zircônia pré-sinterizada nas diversas temperaturas avaliadas (800-1050°C) medindo o tempo necessário para fresar barras de dimensões iguais. Os autores observaram que as partículas dos blocos de zircônia pré-sinterizados à 950°C eram quase esféricas na fase tetragonal. Consideram 950°C como sendo a melhor temperatura testada com relação a facilidade de fresagem e conduziram adiante o experimento seguindo esse parâmetro. Após a sinterização final a 1350°C, apenas a fase tetragonal pode ser observada. Após a sinterização a densidade da cerâmica foi de 6.08g/cm3 demonstrando a completa sinterização do material. O tamanho das partículas sofreram um crescimento após a sinterização, entretanto permaneceram menores do que 1µm. Obtiveram o valor de 1150MPa para a resistência flexural concluíram que o método aplicado na produção da zircônia pode ser empregado para o uso na fabricação de próteses dentárias.

2.8. Quanto a estética:

Tan e Dunne em 2004, compararam em um estudo clínico a utilização de restaurações metalo-cerâmica associadas a pilares protéticos em implantes com pilares de zircônia associados a coroas cerâmicas com infra-estruturas de zircônia. Concluíram que as restaurações compostas por metal apresentaram um escurecimento nas margens gengivais e que nestas áreas houve benefícios com o uso de restaurações sem metal.

2.9. Testes mecânicos:

Sadighpour et al., em 2006, avaliaram os testes mais utilizados para testes de cerâmicas dentais e discutiram suas limitações e aplicações.

3. Proposição

Objetivo Geral

Este trabalho teve como objetivo avaliar in vitro a resistência flexural uniaxial de três pontos da zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Neoshape), após diferentes tratamentos térmicos e mecânicos de aplicações clínicas.

Objetivos específicos

Comparar a resistência flexural da zircônia de acordo com a norma ISO 6872 frente aos seguintes tratamentos: 1- Sinterização apenas (controle). 2- Tratamento térmico simulando a aplicação de cerâmica de cobertura. 3- Envelhecimento em autoclave por 4 horas. 4- Desgaste com broca específica para zircônia. 5- Desgaste com broca convencional de granulação grossa. 6- Desgaste com pedra diamantada.

Avaliar e comparar a rugosidade superficial da zircônia submetida aos seguintes tratamentos: 1- Sinterização apenas (controle). 2- Tratamento térmico simulando a aplicação de cerâmica de cobertura. 3- Envelhecimento em autoclave por 4 horas. 4- Desgaste com broca específica para zircônia. 5- Desgaste com broca convencional de granulação grossa. 6- Desgaste com pedra diamantada.

Analisar uma relação entre rugosidade superficial e resistência flexural dos tratamentos realizados.

Realizar uma análise visual com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura a micro-superfície de amostras de zircônia antes e após os seguintes tratamentos: 1- Sinterização apenas (controle). 2- Tratamento térmico simulando a aplicação de cerâmica de cobertura. 3- Envelhecimento em autoclave por 4 horas. 4- Desgaste com broca específica para zircônia. 5- Desgaste com broca convencional de granulação grossa. 6- Desgaste com pedra diamantada.

4. Materiais e Métodos

Foi realizado um experimento in vitro no qual foram utilizadas 30 barras de zircônia distribuídas em 6 grupos compostos por 5 barras cada grupo. Todas as barras foram confeccionadas pelo sistema CAD/CAM Neoshape. O sistema Neoshape consiste em um processo de desenho e fresagem assistidos por computador em que blocos de zircônia pré-sinterizados (ZrO₂ 95%; Y₂O₃ 5%; Al₂O₃ 0.25%) são fresados em dimensões aproximadamente 25% maiores, de modo que ao final do processo de sinterização, devido a contração da zircônia, as peças obtenham as dimensões desejadas. O tratamento térmico que inclui a sinterização consiste no aquecimento até 900°C com a taxa de 5°C/min. \Rightarrow aquecimento até 1500°C com taxa de 10°C/min. \Rightarrow resfriamento até 200°C com taxa de 10°C/min. \Rightarrow resfriamento ao ar até a temperatura ambiente. Os grupos foram testados com dimensões finais seguindo a norma para ensaios laboratoriais para materiais cerâmicos odontológicos ISO 6872:1995(E). Segundo a norma, os corpos de prova têm que apresentar largura = 4 ± 0.25 mm, comprimento de pelo menos 20mm e altura = 1.2 ± 0.2 mm e foram testados no presente experimento de acordo com as seguinte dimensões:

LARGURA = 4 MILÍMETROS			ALTURA 1,2 MILÍMETROS
a	DMPRIMENTO = 25 MILÍMETROS	-	

Figura. 1. Desenho esquemático dos corpos de prova dos gurpos 1 ao 6 nas dimensões finais para o teste de resistência.

As barras foram divididas em grupos com os seguintes tratamentos:

Grupo 1: Permaneceu sem tratamentos e foi avaliado apenas sinterizado (controle).

Grupo 2: Submetido ao tratamento térmico simulando a aplicação da cerâmica de cobertura da zircônia em quatro ciclos de queima em um forno (Vacumat 40T, Vita Zahnfabrik, Germany) correspondentes a aplicação do liner, duas aplicações de cerâmica e o glaze. O ciclo do liner foi realizado iniciando com a temperatura de 550°C com um aumento de 55°C por minuto até atingir a temperatura de 960°C em um período de 7 minutos e 27 segundos e mais 1 minuto no vácuo. Os três ciclos restantes foram iniciados com a temperatura de 500°C seguidos por um aumento de 55°C por minuto até atingirem a temperatura de 910°C em períodos de 7 minutos e 27 segundos e mais 1 minuto no vácuo.

Grupo 3: Esterelizado em autoclave (Millenium 12L, Icamo, Brasil) à 127° e uma atmosfera de pressão por 4 horas (KOHORST et al., 2008; KOSMAC et al., 1999).

Os corpos de prova dos grupos 1, 2 e 3 foram fabricados nas seguintes dimensões:

LARGURA = + MILÍMETROS			ALTURA 1,2 MILÍMETRO
α) DMPRIMENTO = 25 MILÍMETROS	4	

Figura. 2. Desenho esquemático dos corpos de prova dos grupos 1, 2 e 3.

Grupo 4: Desgastado utilizando brocas específicas para desgaste em zircônia (ZR6881 314 016, Lot 587373, Komet Brassler, Lemgo, Germany) (Figura. 3.) em alta rotação (160.000 r.p.m.) em um motor elétrico Ti-Max EL 400 (NSK, Nakanishi inc., Japan) (Figura. 4.) com irrigação abundante, pelo mesmo operador, com pressões leves.

Luman C

Figura. 3. Broca específica para desgastes em zircônia.

Figura. 4. Motor elétrico com ajuste de velocidade.

Grupo 5: Desgastado utilizando brocas convencionais de granulação grossa (125-180µm) para desgastes dentais (FG 3217C, Lot 090313, Option, Osasco, SP, Brasil) em alta rotação (160.000 r.p.m.) (Figura. 5.) com um motor elétrico Ti-Max EL 400 (NSK, Nakanishi inc., Japan) (Figura. 4.) e irrigação abundante pelo mesmo operador com pressões leves.

Figura. 5. Broca convencional de granulação grossa.

As barras dos grupos 4 e 5 foram submetidas a desgastes por brocas e foram confeccionadas inicialmente com a mesma largura e comprimento porém com 2,0mm de altura para posterior desgaste de acordo com o esquema a seguir:



Figura. 6. Desenho esquemático dos corpos de prova dos grupos 4 e 5.

Grupo 6: Desgatado com uma pedra diamatada para desgaste de zircônia Dhpro HCS 16 Lote 1134 (Hatho DiaStone 3726 HP, Hatho, Germany) (Figura. 7.) com um motor elétrico Ti-Max EL 400 (NSK, Nakanishi inc., Japan) (Figura. 4.) e uma peça reta com velocidade de 6000 r.p.m. a seco.



Figura. 7. Pedra diamantada.

As barras do grupo 6 foram confeccionadas com as mesmas larguras e comprimentos porém com alturas de 1,4m para serem desgastadas, de acordo com o esquema seguinte:



Figura. 8. Desenho esquemático dos corpos de prova do grupo 6.

No final dos tratamentos todas as barras tiveram as dimensões finais de: largura = 4 ($\pm 0,05$) mm, comprimento = 25 ($\pm 0,05$) mm e espessura = 1,2 ($\pm 0,02$) mm.



4.1. Preparação dos corpos de prova submetidos a desgastes

Figura. 9. Fotografia dos corpos nas diferentes espessuras (1.2, 1.4 e 2.0mm).

Foi utilizado um guia de aço para o desgaste grosso das barras utilizadas nos grupos 4,

5 e 6 de acordo com o esquema a seguir:



Figura. 10. Desenho esquemático da caixa de aço utilizada para guiar os desgastes.



Figura. 11. Fotografia da caixa de aço utilizada para guiar os desgastes.



Figura. 12. Fotografia da barra de 2.0mm no guia para desgastes (Grupos 4 e 5).



Figura. 13. Fotografia da barra de 1.4mm no guia para desgastes (Grupo 6).

A finalização de todos os corpos de prova dos grupos 4, 5 e 6 foram realizadas manualmente pelo mesmo operador e foram aferidos com paquímetro digital (Ustools Professional CLD 006, USA) (Figura.14.) de duas casas decimais para melhor controle das dimensões.



Figura. 14. Paquímetro utilizado para aferição final das epessuras dos corpos de prova.

4.2. Ensaio de Resistência a fratura

Os corpos de prova foram submetidos ao teste de resistência a flexão por três pontos em uma máquina universal para ensaios mecânicos Instron 3382 (Instron corp., Canton, MA, USA) com a célula de carga de 100kN. (Figura. 15 e 16.)



Figura. 15. Máquina universal para ensaios mecânicos.



Figura. 16. Máquina universal para ensaios (detalhe).

Segundo a norma ISO 6872:1995 (E), a distância entre os apoios foi de 15mm e a velocidade de descida de 1mm/min. Os dados fornecidos pela máquina após os ensaios de resistência a flexão são dados de força máxima em Newton (N) para a fratura dos espécimes. Posteriormente, os resultados da resistência a flexão uniaxial de três pontos de cada corpo de prova foram transformados em valores de tensão (σ) em megapascal (MPa) através da equação

$$\sigma = 3Pl/2wb^2$$

Sendo que: P é a força em Newtons, l é a distância entre os apoios em milímetros, w é a largura e b é a espessura dos corpos de prova.

4.3. Análises de Microscopia Eletrônicas de Varredura

Os corpos de prova foram analisados em um microscópio eletrônico (Shimadzu SSX-550, Japan) antes e após a realização dos tratamentos como o objetivo de visualizar os danos provocados por cada tratamento na micro-superfície da zircônia.

4.4. Avaliação da rugosidade superficial

Os corpos de prova foram avaliados quanto a rugosidade em um rugosímetro: Perthometer M1 – (Mahr do Brasil LTDA., São Paulo, SP, Brasil) (Figuras. 17 e 18). Para a determinação da rugosidade superficial foram realizadas 3 passagens do sensor (Figura. 19) do aparelho no sentido longitudinal das barras em cada corpo de prova. Em cada passagem o valor médio de rugosidade em µm (Ra) foi avaliado e a média para os 3 valores de Ra encontrados foi determinado para cada barra.



Figura. 17. Rugosímetro (unidade de controle).



Figura. 18. Rugosímetro (sensor).



Figura. 19. Rugosímetro (ponta do sensor).

5. Artigo Científico 1

In vitro evaluation of clinical and lab procedures on the flexural resistance of the Y-TZP ceramics.

Felipe G. Sasaki¹, Sérgio R. Bernardes², Laiz Valgas³

1 Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Curitiba, Brasil

2 Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Curitiba, Brasil

3 Laboratório Integrado de Materiais, Neodent, Curitiba, Brasil

In vitro procedures resistance Y-TZP

Felipe G. Sasaki, Av. das Américas 4790, sala 215, Barra da Tijuca, Rio de Janeiro,

RJ, Brasil, 55-21-7836-5073, felipes.rio@hotmail.com

Abstract

Objective: The aim of this in vitro investigation is to evaluate the flexural resistance of Y-TZP bars made by a CAD/CAM system (Neoshape, Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) after simulations of clinical and laboratory procedures. Methods: Thirty bars (25 X 4 X 1.2mm) were tested by the three point flexural test. These were divided in six groups (n=5) in accordance with the following treatments: Group 1- As sintered; Group 2- Thermal treatment simulating a veneering ceramic procedure; Group 3-Thermal treatment in autoclave (aging); Group 4- Grinding using a specific high speed bur designed for zirconia adjustment; Group 5- Grinding using a high speed standard coarse bur; Group 6- Grinding using a diamond stone. Each bar was tested in an universal testing machine (Instron 3382, USA) and the tension values was determined in MPa. The roughness values (μm) was accessed by a rugosimeter (Perthometer M1 – Mahr, Brasil) and visual analises was performed in a scanning eletronic microscope (Shimadzu SSX-550, Japan). Results: Tukey's statistical tests showed significative diferences between groups 1 and 5 related to flexural resistance (P=0.03). There was no diferences among the other groups tested (P<0.05). Despite of the statistical analysis, all thermical treatments performed increased slightly the flexural resistance of the zirconia bars. Similarly, mechanical treatments increased the flexural resistance although statistical differences was only observed between groups 1 and 5 (P<0.05). Keywords: Zirconia, Y-TZP, Flexural Resistance, Surface Treatments.

Introduction

O aumento do emprego de materiais cerâmicos em substituição das restaurações totalmente metálicas tem sido uma tendência na odontologia mundial nas últimas décadas. Este fato deve-se principalmente as características estéticas [1] e de biocompatibilidade [2,3] destes materiais.

Tradicionalmente, as restaurações metálicas revestidas por cerâmica têm sido o material de referência para procedimentos protéticos como coroas, pontes-fixas e próteses sobre implantes, em função de suas propriedades ópticas associadas a alta resistência e de bons resultados em estudos clínicos de longo prazo [1]. Contudo, as infra-estruturas metálicas, ainda que recobertas com cerâmica apresentam algumas deficiências clínicas como: o escurecimento causado em margens gengivais através da exposição de margens metálicas, ausência de translucidez levando a uma passagem de luz limitada, além da falta de biocompatibilidade biológica e de processos de corrosão observados em determinadas ligas metálicas [1].

Dentre os materiais cerâmicos dentais utilizados em estruturas submetidas a altas concentrações de força se destaca a zircônia devido a sua biocompatibilidade e alta resistência [4,5]. A zircônia apresenta diferentes fases cristalinas quando submetida a altas temperaturas durante o processo de sinterização. Da temperatura ambiente até 1170°C a zircônia apresenta-se na fase monoclínica, a partir desta temperatura, a zircônia se transforma para a fase tetragonal e permanece estável até 2370°C. Desta temperatura até 2680°C, que é a sua temperatura de fusão, a zircônia apresenta-se na fase cúbica.

A zircônia é o material cerâmico de maior resistência devido a um mecanismo conhecido como tenacificação por transformação. Este mecanismo ocorre em função da transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica. Deste modo para que a zircônia apresente suas melhores propriedades de resistência, a fase tetragonal deve ser estabilizada em temperatura ambiente, e para que isto ocorra óxidos estabilizadores são adicionados a composição da zircônia. Os principais óxidos estabilizadores utilizados são: CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ [2]. Esta transformação ocorre na superfície da zircônia quando submetida a tratamentos térmicos e mecânicos e incorre no aumento da estrutura cristalina adjacente a área estimulada na ordem de 3-4% em volume.

A zircônia estabilizada por ítria apresenta melhores propriedades mecânicas sendo utilizada mais frequentemente [3]. Em estudo recente [6], sugeriram que as melhores propriedades da zircônia são obtidas quando a zircônia é estabilizada por Y_2O_3 na quantidade de 3.5-8 mol%, que tenha densidade >99%, tamanho de grânulos < que 0.3µm e que a presente apenas a fase tetragonal.

A transformação de fases está relacionada a fatores mecânicos e térmicos como as forças de mastigação incidentes na estrutura, os desgastes por broca, exposição a altas temperaturas como nas aplicações de cerâmica, jateamentos abrasivos e o tempo de exposição em meio úmido [7,8] . Apesar da cerâmica ser tenacificada pela transformação das fases tetragonal para a fase monoclínica e desta forma melhorar suas propriedades mecânicas, a friabilidade característica dos materiais cerâmicos pode levar uma trinca na superfície da zircônia a se expandir e causar uma falha a longo prazo [7,9,10,11].

Com o aumento do emprego da zircônia em componentes protéticos e infraestruturas para dentes e implantes dentários e devido a frequênte necessidade de preparo ou ajuste com brocas ou pedras diamantadas em laboratório ou no próprio consultório, após o processo de sinterização, se faz necessário avaliar os efeitos decorrentes destes desgastes. Assim como os efeitos causados por tratamentos rotineiramente realizados como a exposição a altas temperaturas ao qual a zircônia é submetida durante uma aplicação de cerâmica de cobertura.

Este trabalho teve como objetivo avaliar a resistência da zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) confeccionada através do sistema CAD/CAM Neoshape (Neodent, Curitiba, Brasil) submetida a tratamentos mecânicos de desgastes abrasivos e térmicos, simulando a aplicação de cerâmica e o envelhecimento em autoclave por 4 horas a partir da extrapolação de que 1 hora a 134°C e 2 bar de pressão corresponderiam a 3-4 anos in vivo [13,14].

Material and Methods

Foi realizado um experimento in vitro no qual foram utilizadas 30 barras de zircônia distribuídas em 6 grupos compostos por 5 barras cada grupo. Todas as barras foram confeccionadas pelo sistema CAD/CAM Neoshape. O sistema Neoshape consiste em um processo de desenho e fresagem assistidos por computador em que blocos de zircônia pré-sinterizados (ZrO₂ 95%; Y₂O₃ 5%; Al₂O₃ 0.25%) são fresados em dimensões aproximadamente 25% maiores, de modo que ao final do processo de sinterização, devido a contração da zircônia, as peças obtenham as dimensões desejadas. O tratamento térmico que inclui a sinterização consiste no aquecimento até 900°C com a taxa de 5°C/min. \Rightarrow aquecimento até 1500°C com taxa de 10°C/min. \Rightarrow resfriamento até 200°C com taxa de 10°C/min. \Rightarrow resfriamento até a temperatura ambiente. Os grupos foram testados com dimensões finais seguindo a norma para ensaios laboratoriais para materiais cerâmicos odontológicos ISO 6872:1995(E). Segundo a norma, os corpos de prova têm que apresentar largura = 4 ±0,25mm, comprimento de pelo menos 20mm e altura = 1,2 ±0,2mm.

Grupo 1: Permaneceu sem tratamentos e foi avaliado apenas sinterizado (controle).

Grupo 2: Submetido ao tratamento térmico simulando a aplicação da cerâmica de cobertura da zircônia em quatro ciclos de queima em um forno (Vacumat 40T, Vita Zahnfabrik, Alemanha) correspondentes a aplicação do liner, duas aplicações de cerâmica e o glaze. O ciclo do liner foi realizado iniciando com a temperatura de 550°C com um aumento de 55°C por minuto até atingir a temperatura de 960°C em um período de 7 minutos e 27 segundos e mais 1 minuto no vácuo. Os três ciclos restantes foram iniciados com a temperatura de 500°C seguidos por um aumento de 55°C por

minuto até atingirem a temperatura final de 910°C em períodos de 7 minutos e 27 segundos e mais 1 minuto no vácuo.

Grupo 3: Esterelizado em autoclave (Millenium 12L, Icamo, Brasil) à 127° e uma atmosfera de pressão por 4 horas [7,8].

Grupo 4: Desgastado utilizando brocas específicas para desgaste em zircônia (ZR6881 314 016, Lot 587373, Komet Brassler, Lemgo, Alemanha) em alta rotação (160.000 r.p.m.) em um motor elétrico Ti-Max EL 400 (NSK, Nakanishi inc., Japão) com irrigação abundante, pelo mesmo operador, com pressões leves.

Grupo 5: Desgastado utilizando brocas convencionais de granulação grossa (125-180µm) para desgastes dentais (FG 3217C, Lot 090313, Option, Osasco, SP, Brasil) em alta rotação (160.000 r.p.m.) com um motor elétrico Ti-Max EL 400 (NSK, Nakanishi inc., Japão) e irrigação abundante pelo mesmo operador com pressões leves. As barras dos grupos 4 e 5 foram submetidas a desgastes por brocas e foram confeccionadas inicialmente com a mesma largura e comprimento porém com 2,0mm de altura para posterior desgaste.

Grupo 6: Desgatado com uma pedra diamatada para desgaste de zircônia Dhpro HCS 16 Lote 1134 (Hatho DiaStone 3726 HP, Hatho, Alemanha) com um motor elétrico Ti-Max EL 400 (NSK, Nakanishi inc., Japão) e uma peça reta com velocidade de 6000 r.p.m. a seco.

As barras do grupo 6 foram confeccionadas com as mesmas larguras e comprimentos porém com alturas de 1,4m para serem desgastadas.

Os corpos de prova dos grupos 4, 5 e 6 foram desgatados utilizando um guia confeccionado em aço para o auxílio dos desgastes.

A finalização de todos os corpos de prova dos grupos 4, 5 e 6 foram realizadas manualmente pelo mesmo operador e foram aferidos com paquímetro digital (Ustools Professional CLD 006, EUA).

Os corpos de prova foram submetidos ao teste de resistência a flexão por três pontos em uma máquina universal para ensaios mecânicos Instron 3382 (Instron corp., Canton, MA, EUA) com a célula de carga de 100kN.

Os corpos de prova foram analisados em um microscópio eletrônico (Shimadzu SSX-550, Japão) antes e após a realização dos tratamentos como o objetivo de visualizar os danos provocados por cada tratamento na micro-superfície da zircônia.

Os corpos de prova foram avaliados quanto a rugosidade em um rugosímetro: Perthometer M1 – (Mahr do Brasil LTDA., São Paulo, SP, Brasil).

Para a determinação da rugosidade superficial foram realizadas 3 passagens do sensor do aparelho no sentido longitudinal das barras em cada corpo de prova. Em cada passagem o valor médio de rugosidade em μ m (Ra) foi avaliado e a média para os 3 valores de Ra encontrados foi determinado para cada barra.

Results

Resistência Flexural

Gráfico 1. Valores em tensão X Grupos testados. (Table 1)

Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças significantes entre as medidas com relação a resistência flexural em MPa obtidas entre os grupos 1, 2, 3, 4, 5 e 6, foi aplicada a Análise de variância (P=.030) com complementação de Tukey. O nível de significância foi estabelecido em 0,05, numa prova bilateral. Análise de variância com complementação de Tukey. (Table 2)

De acordo com os resultados demonstrados (relacionados ao teste de Tukey), foram encontradas diferenças significantes entre os valores do grupo 1 e grupo 5, sendo que o grupo 1 apresentou os menores resultados.

Rugosidade Superficial

Gráfico 8. Rugosidade em micrometros X Grupos testados. (Table 3)

Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças significantes entre as medidas de rugosidade obtidas entre os grupos 1, 2, 3, 4, 5 e 6, foi aplicada a Análise de variância (P=0,000) com complementação de Tukey. O nível de significância foi estabelecido em 0,05, numa prova bilateral.

Tabela 2. Análise de variância com complementação de Tukey. (Table 4)

Os resultados demonstraram que, em relação a rugosidade, os grupos 1, 2 e 3 apresentam os menores resultados, sem diferença estatística, e o grupo 6 ficou com resultados parciais. Já o grupo 6 apresentou valores médios, porém diferentes estatisticamente dos outros. O grupo 4 e 5 apresentaram os maiores resultados, com diferença estatística dos outros grupos.

Discussion

A correta manipulação da zircônia é de grande importância visto que ajustes clínicos e laboratoriais podem ser necessários e devem resultar em garantia que as ótimas propriedades desta cerâmica sejam preservadas a longo prazo. A realização de um experimento laboratorial foi sugerido em função da dificuldade de reproduzir as complexas formas geométricas das restaurações protéticas e dos altos custos dos trabalhos clínicos de longo prazo [15]. Os resultados obtidos suportam parcialmente a hipótese de que tratamentos térmicos e mecânicos possam aumentar a resistência flexural da zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP).

A transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica da zircônia é uma particularidade desta cerâmica. Fatores externos, pós-sinterização, como desgastes abrasivos, forças compressivas e o calor úmido podem desencadear tal transformação [2]. Como consequência, a transição das fases tetragonal para monoclínica (t \rightarrow m) pode gerar dois efeitos opostos:

1- Aumento da resistência mecânica causada pela formação de uma tensão compressiva residual na superfície da zircônia, quando a proporção e profundidade da camada transformada é pequena [8,9,17-20].

2- Diminuição da resistência mecânica causada pelo aumento dos espaços entre as partículas cristalinas formando poros que resultam em concentração de estresse e pela formação de trincas extensas. [11,18,21,22].

No presente experimento foi observado um aumento da resistência flexural dos grupos desgastados por brocas ainda que diferenças estatísticas tenham sido observadas apenas entre dois grupos (grupo desgastado por brocas convencionais comparado com o grupo controle). Este resultado está em acordo com outros trabalhos semelhantes [9,17,19] nos quais foram observados aumentos da resistência flexural após desgastes abrasivos. Entretanto, resultados opostos também foram observados em experimentos em que barras de zircônia foram submetidas a tratamentos por desgaste através de instrumentos rotatórios e que provocaram a diminuição da resistência flexural [8,22-25]. Também foram encontrados na literatura [22-26] resultados sem diferenças significativas com relação a resistência flexural entre grupos desgastados por brocas com granulações menores que 50µm e grupos controle, de acordo com os resultados encontrados no presente estudo nos grupos desgastados com brocas específicas para zircônia e com pedra diamantada. Curiosamente, outros autores
[17,27] utilizaram granulações menores do que 50µm em seus desgastes e observaram a redução da resistência flexural. Em contraste a estes resultados, QUEBLAWI et al., em 2010 observaram um aumento da resistência flexural utilizando brocas com a granulação de 30µm, indicando que a granulação abrasiva do instrumento utilizado não foi a única variável na implicação de resultados discordantes. Entretanto, foi demonstrado que a extensão da deformação plástica, assim como a formação de microtrincas e suas profundidades estão relacionadas com a granulação do instrumento utilizado, observadas em vários estudos através de microscopia eletrônica de varredura [22,24,28].

A extensão dos danos na superfície da zircônia após os desgastes também estão associados a velocidades mais altas e com maiores profundidades de corte [16,26]. Resultados de LUTHARDT et al., em 2002 mostraram além de menores rugosidades em velocidades mais baixas, um discreto aumento da resistência flexural quando menores profundidades de corte foram alcançadas.

Por estes fatores descritos na literatura sugere-se que os desgastes realizados na zircônia (Y-TZP) após a sua sinterização total, seja realizado em velocidades médias com o uso de granulações menores e com pressões leves.

O uso de pedra abrasiva para o desgaste da zircônia foi uma alternativa menos frequente das formas utilizadas para desgaste dentre os trabalhos avaliados e, apenas ISERI et al. 2010 testou os efeitos causados em relação a resistência flexural após tal procedimento. O resultado foi discordante comparado ao presente estudo, em que o desgaste com uma pedra diamantada aumentou a resistência flexural dos corpos de prova testados mas não encontrando diferenças significativas. Provavelmente este fato deveu-se a quantidade de zircônia desgastada, sendo no presente estudo de apenas 0,2mm em altura, enquanto ISERI et al., 2010 desgastaram 1,0mm em seu experimento. Os danos gerados pelo procedimento mais agressivo podem ter sido responsáveis por uma maior transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica, degradando as propriedades de resistência da zircônia.

As diferenças no comportamento mecânico da zircônia e o grande número de resultados conflitantes encontrados na literatura, quando estas cerâmicas são submetidas a tratamentos semelhantes, estariam relacionados a fatores intrínsecos e processos de fabricação, tais como: composição do pó, distribuição do óxido estabilizador, presença de aditivos, porosidade, temperatura e tempo de sinterização, tamanho de partícula, quantidade de fase cúbica presente, velocidade de resfriamento

após a sinterização, estresse residual, compactação isostática, fresagem, limpeza e esterilização [6,13].

Neste estudo o tratamento térmico simulando a aplicação da cerâmica de cobertura realizado entre 900°C a 960°C não causou diferenças significativas quanto a resistência flexural, comparado com o grupo controle, e está de acordo com estudos semelhantes [9,29,30]. Foi observado apenas um sutil aumento da resistência flexural média da zircônia testada. Resultado alcançado por GUAZZATO et al., 2005, que observaram um aumento, porém, não significativo quando foi realizado o tratamento térmico simulando a aplicação de cerâmica no grupo sem tratamentos abrasivos prévios, apenas polido. Resultado contrário foi observado por OILO et al., em 2008 que encontraram uma redução na resistência flexural de barras de zircônia após a exposição em altas temperaturas (900°C a 960°C) simulando a aplicação da cerâmica

Uma observação importante é que no presente trabalho e no trabalho realizado por GUAZZATO et al., em 2005, as barras foram fresadas a partir de blocos présinterizados não recebendo desgastes posteriores não sendo esperada a presença de fase monoclínica. De forma contrária, OILO et al., em 2008 utilizaram barras de zircônia removidas por serra de blocos totalmente sinterizados assim foi esperada a presença da fase monoclínica em suas superfícies. Durante a remoção das barras a partir de blocos maiores de zircônia totalmente sinterizada é esperado que o desgaste com serras causem a transformação de fases (t \Rightarrow m) e consequentemente ocorra a tenacificação da zircônia aumentando a sua resistência. O recozimento em altas temperaturas pode ter causado a transformação reversa (m \Rightarrow t) e ter sido responsável pela diminuição da resistência flexural obeservada. Os autores salientaram que os resultados observados em seu experimento deveriam ser restritos as barras de zircônias removidas de blocos totalmente sinterizados.

A transformação de fases reversa (m \Rightarrow t) também foi observada em outros trabalhos incluindo desgastes abrasivos e jateamento com óxido de alumínio e que posteriormente tiveram os corpos de prova submetidos a tratamentos térmicos (recozimento) [8,17,26,28]. KAO et al., em 2000, observaram a diminuição das partículas de zircônia características da fase monoclínica, transformada pelos desgastes realizados, após o recozimento da zircônia a 1200°C por 30 minutos, encorajando a

realização deste procedimento quando o ajuste com broca de granulação grossa for necessário após a sinterização completa da zircônia.

O envelhecimento em autoclave foi conduzido a partir da extrapolação de que 1 hora de exposição da zircônia em 134°C sob 2 bar de pressão correspondem a 3-4 anos de uso in vivo [13,14]. O grupo 3 que foi submetido a esterilização em autoclave por 4 horas não apresentou diferenças estatísticas com relação a resistência flexural ainda que o valor médio tenha sido ligeiramente maior quando comparado ao grupo controle. Este resultado parece estar relacionado ao mecanismo de tenacificação por transformação (t \rightarrow m) como foi observado por BORCHERS et al., em 2010 em um estudo em que o envelhecimento em autoclave a 134°C por 8 horas provocou uma discreta transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica, aumentando a resistência flexural da zircônia Lava (3M, ESPE), ainda que esta diferença não tenha sido significativa comparado ao grupo controle. O estudo de KIM et al., em 2009 utilizou vapor de água, sem pressão, em temperaturas de até 225°C por 10 horas, para simular o envelhecimento. Observaram um aumento progressivo da transformação (t \rightarrow m) e a redução da resistência flexural proporcional ao aumento da temperatura a partir de 125°C. Observaram que até 125°C houve uma transformação de 12% para a fase monoclínica e um aumento da resistência flexural foi observada. A partir de 125°C até 175°C houve um rápido aumento de fase monoclínica (75%) e diminuição da resistência flexural.

Em um estudo parecido, CATTANI-LORENTE et al., em 2011 observaram uma redução progressiva da resistência flexural da zircônia submetida ao vapor de água a 140°C proporcionalmente ao aumento dos tempos de exposição testados (24, 96 e 168 horas). Observaram também o aumento progressivo da fase monoclínica presente que foi de até 48% após 168 horas.

Ainda que no presente estudo a resistência flexural da zircônia tenha aumentado significativamente após a realização de desgastes abrasivos, em outros trabalhos experimentais na literatura, principalmente associando tratamentos prévios (desgastes abrasivos, jateamento com óxido de alumínio e envelhecimento em autoclave) na zircônia totalmente sinterizada, resultaram em uma maior ocorrência de falhas quando estes tratamentos foram associados a testes cíclicos que simulam o comportamento da zircônia a longo prazo [7,8,12,20,27]. Por outro lado alguns trabalhos semelhantes aplicando cargas cíclicas, porém, em zircônias sem tratamentos

pós-sinterização não demonstraram diferenças estatísticas em relação a resistência [22,32,33].

Outra evidência que indica que as zircônias sem tratamentos pós-sinterização teriam uma maior sobrevida a longo prazo, seriam as observações do modo de fratura realizadas em estudos recentes [20,27]. Estes estudos demonstraram que após a ciclagem mecânica, houve um predomínio de fraturas oriundas de trincas formadas por procedimentos como jateamento abrasivo e desgastes por instrumentos rotatórios, enquanto que em corpos de prova sem tratamentos houve o predomínio de falhas na estrutura interna da zircônia.

Deste modo, nos parece que os sistemas CAD/CAM personalizados individualmente para cada situação clínica, e por isso não necessitando de ajustes póssinterização, preservem melhor as propriedades de resistência da zircônia a longo prazo.

Os autores sugerem que novos trabalhos associando tratamentos de aplicação clínica com ciclagem mecânica sejam realizados para um maior entendimento do comportamento da zircônia a longo prazo.

Conclusion

Com as limitações deste experimento in vitro podemos concluir que:

- 1- Os desgastes produzidos por brocas convencionais de granulação grossa aumentaram significativamente a resistência flexural da zircônia testada comparada com o grupo controle.
- 2- Os desgastes abrasivos obtiveram maiores valores para a resistência flexural comparados com o grupo controle, autoclave e forno, ainda que os valores não tenham sido significativamente diferentes com excessão do grupo desgastado com brocas convencionais.
- 3- Os tratamentos abrasivos aumentaram significativamente a rugosidade superficial da zircônia testada. Os grupos desgastados por broca obtiveram os valores mais altos com diferença estatística comparados com grupo desgastado por pedra diamantada que obteve valores médios. Os grupos controle, autoclave e forno apresentaram não apresentaram diferença estatística sendo os valores significativamente menores comparados com os demais grupos.
- 4- Não houve relação entre rugosidade superficial e a resistência flexural nos grupos grupos forno e autoclave que os obtiveram um ligeiro aumento da resistência flexural e não apresentaram alterações nos valores de rugosidade superficial comparados com o grupo controle. Em contra partida foi observada uma relação direta entre o aumento da rugosidade superficial e o aumento da resistência flexural entre os grupos que sofreram desgastes abrasivos.

References

- Tan PLB, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. J Prosthet Dent. 2004;91:215-218.
- Picconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20:1-25.
- 3. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. Japanese Dental Science Review. 2008;44:3-21.
- 4. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007;98:120-128.
- Chai J, Chu FCS, Chow TW, Liang BMH. Chemical Solubility and Flexural Strength of Zirconia-Based Ceramics. Int J Prosthodont. 2007;20:587-595.
- Lughi V, Sergo V. Low teperature degradation aging- of zircônia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dental Mater. In Press 2010.
- Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. Acta biomaterialia. 2008;4:1440-1447.
- Kosmac T, Oblak C, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. Journal of the European Ceramic Society 2008;28:1085-1090.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, V Michael. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic Swain. J Dent. 2005;33:9-18.

- Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. J Prosthet Dent. 2006;96:154-64.
- Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zircônia frameworks. Dent Mater. 2008;24:633-638.
- 12. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. J Prosthet Dent. 2008;100(4):274-284.
- 13. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial?. Biomaterials. 2006;27:535-543.
- 14. Kim JW, Covel NS, Guess PC, Redow ED, Zhang Y. Concerns of Hydrothermal Degradation in CAD/CAM Zirconia. J Dent Res. 2010;89(1):91-95.
- Sadighpour L, Geramipanah F, Racesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. J Dent, Tehran University of Medical Sciences. 2006;(3)3:143-152.
- Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudlph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM machining effects on Y-TZP zircônia. Dent Mater. 2004;20:655-662.
- Chang-Ju H, Hsuan-Chih L, Wei-Hsing T. Effect of abrasive grinding on the strengh of Y-TZP. Journal of the European Ceramic Society 2009;29:2665-2669.
- 18. Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The effect of low temperature aging on the mechanical property and phase stability of Y-TZP ceramics. J Adv Prosthodont. 2009;1:113-7.

- 19. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Mônaco Jr. EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear Bond strength to a resin cement. J Prosthet Dent. 2010;103:210-220.
- 20. Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, Mestral F, Griggs JA, Wisdott AHW. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30µm silica-coated alumina particles. Dent Mater. In Press 2010.
- 21. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott AHW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. Acta Biomaterialia. 2011;7;858-865.
- 22. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2006;34:317-325.
- 23. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and Properties of Ground Y-TZP Zirconia Ceramics. J Dent Res. 2002;81(7): 487-491.
- 24. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zircônia Bars. J Prosthet Dent. 2010;104:98-104.
- 25. Iseri U, Özcurt Z, Kazazoglu E, Küçükoglu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. Braz Dent J. 2010;21(6):528-532.
- 26. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ. Surface machining of fine-grain Y-TZP. J of the European Ceramic Society. 2000;20:2447-2455.
- 27. Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP. Damage and Reliability of Y-TZP after Cementation Surface Treatment. J Dent Res. 2010;6(89):592-596.

- 28. Sato T, Besshi T, Tada Y. Effects of surface-finishing condition and annealing on transformation sesitivity of a 3mol.% Y₂O₃ stabilized tetragonal zirconia surface under interaction of lubricant. Wear. 1996;194:204-211.
- 29. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, Mcdonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mater. 2008;24:308-318.
- Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zircônia frameworks. Dent Mater. 2008;24:633-638.
- 31. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zircônia core ceramic.. Dent Mater. 2008;24:471-475.
- 32. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hübsch C, Kellner T, Kohorst P, Jendras M. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. Acta Biomaterialia 2010;6:4547-4552.
- 33. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strenght and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. Dent Mater. 2007;23(8):1018-1029.

Figuras



Figura. 1.



Table 1

Multiple Comparisons

Tukey HSD				
		Sig.	95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
1,00	2,00	,998	-217,3523	164,2523
	3,00	,899	-255,1203	126,4843
	4,00	,368	-314,6443	66,9603
	5,00	,025 (*)	-401,1823	-19,5777
	6,00	,518	-298,4043	83,2003
2,00	1,00	,998	-164,2523	217,3523
	3,00	,989	-228,5703	153,0343
	4,00	,621	-288,0943	93,5103
	5,00	,064	-374,6323	6,9723
	6,00	,775	-271,8543	109,7503
3,00	1,00	,899	-126,4843	255,1203
	2,00	,989	-153,0343	228,5703
	4,00	,925	-250,3263	131,2783
	5,00	,208	-336,8643	44,7403
	6,00	,980	-234,0863	147,5183
4,00	1,00	,368	-66,9603	314,6443
	2,00	,621	-93,5103	288,0943
	3,00	,925	-131,2783	250,3263
	5,00	,725	-277,3403	104,2643
	6,00	1,000	-174,5623	207,0423
5,00	1,00	,025 (*)	19,5777	401,1823
	2,00	,064	-6,9723	374,6323
	3,00	,208	-44,7403	336,8643
	4,00	,725	-104,2643	277,3403
	6,00	,566	-88,0243	293,5803
6,00	1,00	,518	-83,2003	298,4043
	2,00	,775	-109,7503	271,8543
	3,00	,980	-147,5183	234,0863
	4,00	1,000	-207,0423	174,5623
	5,00	,566	-293,5803	88,0243

* The mean difference is significant at the .05 level.

Table 2



Table 3

Multiple Comparisons

		Sig	95% Confidence Interval	
		Sig.	35 /8 Comide	ence interval
			Lower Bound	Upper Bound
1.00	2.00	1.000	-1.2652	1.3432
,	3,00	,988	-1,0390	1,5694
	4,00	,000(*)	-5,0068	-2,3984
	5,00	,000(*)	-5,3908	-2,7824
	6,00	,010(*)	-2,9118	-,3034
2,00	1,00	1,000	-1,3432	1,2652
	3,00	,994	-1,0780	1,5304
	4,00	,000(*)	-5,0458	-2,4374
	5,00	,000(*)	-5,4298	-2,8214
	6,00	,008(*)	-2,9508	-,3424
3,00	1,00	,988	-1,5694	1,0390
	2,00	,994	-1,5304	1,0780
	4,00	,000(*)	-5,2720	-2,6636
	5,00	,000(*)	-5,6560	-3,0476
	6,00	,002(*)	-3,1770	-,5686
4,00	1,00	,000(*)	2,3984	5,0068
	2,00	,000(*)	2,4374	5,0458
	3,00	,000(*)	2,6636	5,2720
	5,00	,940	-1,6882	,9202
	6,00	,001(*)	,7908	3,3992
5,00	1,00	,000(*)	2,7824	5,3908
	2,00	,000(*)	2,8214	5,4298
	3,00	,000(*)	3,0476	5,6560
	4,00	,940	-,9202	1,6882
	6,00	,000(*)	1,1748	3,7832
6,00	1,00	,010(*)	,3034	2,9118
	2,00	,008(*)	,3424	2,9508
	3,00	,002(*)	,5686	3,1770
	4,00	,001(*)	-3,3992	-,7908
	5,00	,000(*)	-3,7832	-1,1748

* The mean difference is significant at the .05 level.

Table 4

6. Referências

- 1. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zircônia Bars. J Prosthet Dent. 2010;104:98-104.
- 2. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistence of Yttriastabilized zirconia dental implant abutments. J Prosthodontics. 2009;18:17-22.
- 3. Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Flexural strenght of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. Dent Mater. 2001;17(3):260-267.
- 4. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutment. J of Contemporary Dent Pract. 2008;9(7):41-8.
- 5. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-teperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater. 2002;18:590-595.
- 6. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. J Prosthet Dent. 2008;100(4):274-284.
- 7. Att W, Durun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistence of single-tooth implantsupported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. J of Oral Rehab. 2006;33:380-386.
- 8. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. Japanese Dental Science Review. 2008;44:3-21.
- 9. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hübsch C, Kellner T, Kohorst P, Jendras M. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. Acta Biomaterialia 2010;6:4547-4552.
- Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osório R, Osório E, Papacchini F, Ferrari M. Morphological analsis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. Dent Mater. 2010;26:751-760.
- 11. Cassucci A, Osório E, Osório R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. J Dent. 2009;37:891-897.
- 12. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott AHW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. Acta Biomaterialia. 2011;7;858-865.

- Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, Marchi GM. Evaluation of the Surface Roughness and Morphologic Features of Y-TZP Ceramics after Different Surface Treatments. Photomedicine and Laser Surgery. 2009;27(3):473-479.
- 14. Chai J, Chu FCS, Chow TW, Liang BMH. Chemical Solubility and Flexural Strength of Zirconia-Based Ceramics. Int J Prosthodont. 2007;20:587-595.
- 15. Chang-Ju H, Hsuan-Chih L, Wei-Hsing T. Effect of abrasive grinding on the strengh of Y-TZP. Journal of the European Ceramic Society 2009;29:2665-2669.
- 16. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial?. Biomaterials. 2006;27:535-543.
- 17. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zircônia ceramics for hip replacement prosthesis. Biomaterials. 2004;25:5539-5545.
- 18. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2006;34:317-325.
- 19. Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M. Strenght, fracture toughness and microestruture of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater. 2004;20:449-456.
- 20. Guazzato M, Quach L, Albakry M, V Michael. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic Swain. J Dent. 2005;33:9-18.
- 21. Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP. Damage and Reliability of Y-TZP after Cementation Surface Treatment. J Dent Res. 2010;6(89):592-596.
- 22. Iseri U, Özcurt Z, Kazazoglu E, Küçükoglu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. Braz Dent J. 2010;21(6):528-532.
- 23. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ. Surface machining of fine-grain Y-TZP. J of the European Ceramic Society. 2000;20:2447-2455.
- 24. Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The effect of low temperature aging on the mechanical property and phase stability of Y-TZP ceramics. J Adv Prosthodont. 2009;1:113-7.
- 25. Kim JW, Covel NS, Guess PC, Redow ED, Zhang Y. Concerns of Hydrothermal Degradation in CAD/CAM Zirconia. J Dent Res. 2010;89(1):91-95.
- 26. Kim S, Kim H, Brewer JD, Mônaco EA. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. J of Prosthet. Dent. 2009;101(4):226-230.

- 27. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. Acta biomaterialia. 2008;4:1440-1447.
- 28. Kosmac T, Oblak C, Jenvnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strenght and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater. 1999;15:426-33.
- 29. Kosmac T, Oblak C, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. Journal of the European Ceramic Society 2008;28:1085-1090.
- 30. Liang X, Qiu Y, Zhou S, Hu X, Deng G. Preparation and properties of dental zirconia ceramics. J. Univ. Sci. Technol. Beijing. 2008;15(6):764-768.
- 31. Lughi V, Sergo V. Low teperature degradation aging- of zircônia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dental Mater. In Press 2010.
- 32. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudlph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM machining effects on Y-TZP zircônia. Dent Mater. 2004;20:655-662.
- Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and Properties of Ground Y-TZP Zirconia Ceramics. J Dent Res. 2002;81(7): 487-491.
- 34. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zircônia core ceramic.. Dent Mater. 2008;24:471-475.
- 35. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. J Prosthet Dent. 2006;96:154-64.
- 36. Picconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20:1-25.
- 37. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strenght and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. Dent Mater. 2007;23(8):1018-1029.
- 38. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Mônaco Jr. EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear Bond strength to a resin cement. J Prosthet Dent. 2010;103:210-220.
- 39. Sadighpour L, Geramipanah F, Racesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. J Dent, Tehran University of Medical Sciences. 2006;(3)3:143-152.

- 40. Sato T, Besshi T, Tada Y. Effects of surface-finishing condition and annealing on transformation sesitivity of a 3mol.% Y₂O₃ stabilized tetragonal zirconia surface under interaction of lubricant. Wear. 1996;194:204-211.
- 41. Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, Mestral F, Griggs JA, Wisdott AHW. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30μm silica-coated alumina particles. Dent Mater. In Press 2010.
- 42. Scotti R, Kantarski KZ, Mônaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino MA. SEM Evaluation of In Situ Early Bacterial Colonization on a Y-TZP Ceramic: A Pilot Study. Int J Prosthdont. 2007;20:419-422.
- 43. Tan PLB, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. J Prosthet Dent. 2004;91:215-218.
- 44. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, Mcdonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mater. 2008;24:308-318.
- 45. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zircônia frameworks. Dent Mater. 2008;24:633-638.
- 46. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007;98:120-128.

7. Apêndice

Resultados

Delimitação dos grupos:

Grupo 1: CONTROLE Grupo 2: FORNO Grupo 3: AUTOCLAVE Grupo 4: BROCAS KOMET ZR Grupo 5: BROCAS OPTIUM Grupo 6: PEDRA DIAMANTADA

Resistência Flexural

Gráfico 1. Valores em tensão X Grupos testados.







Grupo 3 - Autoclave

Gráfico 4. Resistência X Flecha.



Grupo 5 - Broca Optium





Gráfico 3. Resistência X Flecha.



Grupo 4 - Broca komet ZR

Gráfico 5. Resistência X Flecha.



Grupo 6 - Pedra Diamantada

Gráfico 7. Resistência X Flecha.



Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças significantes entre as medidas com relação a resistência flexural em MPa obtidas entre os grupos 1, 2, 3, 4, 5 e 6, foi aplicada a Análise de variância (P=.030) com complementação de Tukey. O nível de significância foi estabelecido em 0,05, numa prova bilateral.

Tukey HSD				
		Sig.	95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
1,00	2,00	,998	-217,3523	164,2523
	3,00	,899	-255,1203	126,4843
	4,00	,368	-314,6443	66,9603
	5,00	,025 (*)	-401,1823	-19,5777
	6,00	,518	-298,4043	83,2003
2,00	1,00	,998	-164,2523	217,3523
	3,00	,989	-228,5703	153,0343
	4,00	,621	-288,0943	93,5103
	5,00	,064	-374,6323	6,9723
	6,00	,775	-271,8543	109,7503
3,00	1,00	,899	-126,4843	255,1203
	2,00	,989	-153,0343	228,5703
	4,00	,925	-250,3263	131,2783
	5,00	,208	-336,8643	44,7403
	6,00	,980	-234,0863	147,5183
4,00	1,00	,368	-66,9603	314,6443
	2,00	,621	-93,5103	288,0943
	3,00	,925	-131,2783	250,3263
	5,00	,725	-277,3403	104,2643
	6,00	1,000	-174,5623	207,0423
5,00	1,00	,025 (*)	19,5777	401,1823
	2,00	,064	-6,9723	374,6323
	3,00	,208	-44,7403	336,8643
	4,00	,725	-104,2643	277,3403
	6,00	,566	-88,0243	293,5803
6,00	1,00	,518	-83,2003	298,4043
	2,00	,775	-109,7503	271,8543
	3,00	,980	-147,5183	234,0863
	4,00	1,000	-207,0423	174,5623
	5,00	,566	-293,5803	88,0243

Tabela 1. Análise de variância com complementação de Tukey.

Multiple Comparisons

* The mean difference is significant at the .05 level.

De acordo com os resultados demonstrados nas tabelas acima (relacionados ao teste de Tukey), foram encontradas diferenças significantes entre os valores do grupo 1 e grupo 5, sendo que o grupo 1 apresentou os menores resultados.

Rugosidade Superficial



Gráfico 8. Rugosidade em micrometros X Grupos testados.

Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças significantes entre as medidas de rugosidade obtidas entre os grupos 1, 2, 3, 4, 5 e 6, foi aplicada a Análise de variância (P=0,000) com complementação de Tukey. O nível de significância foi estabelecido em 0,05, numa prova bilateral. Tabela 2. Análise de variância com complementação de Tukey.

		Sig.	95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
1,00	2,00	1,000	-1,2652	1,3432
	3,00	,988	-1,0390	1,5694
	4,00	,000(*)	-5,0068	-2,3984
	5,00	,000(*)	-5,3908	-2,7824
	6,00	,010(*)	-2,9118	-,3034
2,00	1,00	1,000	-1,3432	1,2652
	3,00	,994	-1,0780	1,5304
	4,00	,000(*)	-5,0458	-2,4374
	5,00	,000(*)	-5,4298	-2,8214
	6,00	,008(*)	-2,9508	-,3424
3,00	1,00	,988	-1,5694	1,0390
	2,00	,994	-1,5304	1,0780
	4,00	,000(*)	-5,2720	-2,6636
	5,00	,000(*)	-5,6560	-3,0476
	6,00	,002(*)	-3,1770	-,5686
4,00	1,00	,000(*)	2,3984	5,0068
	2,00	,000(*)	2,4374	5,0458
	3,00	,000(*)	2,6636	5,2720
	5,00	,940	-1,6882	,9202
	6,00	,001(*)	,7908	3,3992
5,00	1,00	,000(*)	2,7824	5,3908
	2,00	,000(*)	2,8214	5,4298
	3,00	,000(*)	3,0476	5,6560
	4,00	,940	-,9202	1,6882
	6,00	,000(*)	1,1748	3,7832
6,00	1,00	,010(*)	,3034	2,9118
	2,00	,008(*)	,3424	2,9508
	3,00	,002(*)	,5686	3,1770
	4,00	,001(*)	-3,3992	-,7908
	5,00	,000(*)	-3,7832	-1,1748

Tukey HSD

Multiple Comparisons

* The mean difference is significant at the .05 level.

Os resultados demonstraram que, em relação a rugosidade, os grupos 1, 2 e 3 apresentam os menores resultados, sem diferença estatística, e o grupo 6 ficou com resultados parciais. Já o grupo 6 apresentou valores médios, porém diferentes estatisticamente dos outros. O grupo 4 e 5 apresentaram os maiores resultados, com diferença estatística dos outros grupos.

Análise de Microscopia Eletrônica

Foi realizada a análise visual em microscopia eletrônica de varredura de um corpo de prova de cada grupo em que houve diferenças estatísticas (Grupo 1 e Grupo 5).



Figura. 20. Vista da área da fratura do grupo controle evidenciando a origem da fratura.



Figura. 21. Vista ampliada da área da fratura do grupo controle.



Figura. 22. Vista da área da fratura do grupo desgastado com broca convencional.



Figura. 23. Vista aproximada da área da fratura do grupo 5.



Figura. 24. Vista da superfície fresada antes da sinterização pelo sistema CAD/CAM.



Figura. 25. Vista aproximada da superfície fresada pela broca convencional.

Artigo Científico 2

Utilização de Pilares de Zircônia CAD/CAM para otimização da Estética: Relato de Caso Clínico de Implante Imediato unitário na região anterior com acompanhamento de 2 anos.

Felipe G. Sasaki* Paulo Henrique J. de Oliveira ** Sérgio R. Bernardes ***

RESUMO

O aumento da demanda estética na odontologia é uma realidade na atualidade. Novos materiais e técnicas cirúrgicas menos invasivas tem sido desenvolvidos com o objetivo de obtenção de resultados com aspectos naturais relacionados a prótese e aos tecidos adjacentes em implantes colocados na região anterior. Este trabalho relata um caso clínico de exodontia e instalação imediata de um implante na região anterior e a confecção de uma prótese em zircônia em um paciente jovem.

Unitermos: Zircônia, Implante Imediato, Biomateriais.

ABSTRACT

Less invasive surgery technics associated with biomaterials have been developed resulting in natural look related to dental implants and prosthesis. Those technics and materials are concernig to preserve and predict not only about the esthetic aspecs of the prosthesis as well as the soft tissue around implants. The present paper reports a maxilary central incisor extraction and an immediate implant placement associated with biomaterials and it's final restoration using an all ceramic zirconia abutment.

Key Words: Zirconia, Immediate Implant, Biomaterials.

INTRODUÇÃO

O aumento do emprego de materiais cerâmicos em substituição de ligas metálicas se revela como tendência na odontologia moderna principalmente em função de suas características estéticas¹⁻³ e de biocompatibilidade⁴. Propriedades ópticas como a cor e a translucidez das cerâmicas dentais são atrativos que despertam o interesse da ciência motivando o aprimoramento das propriedades destes materiais e consequentemente, aumentando seu emprego¹. Na implantodontia, a expectativa por uma restauração com aspecto agradável e natural tem sido o objetivo a ser alcançado. Deste modo, na escolha de um pilar protético, seu material, assim como sua forma, são de grande relevância para obtenção de um resultado estético desejado¹. Componentes de zircônia possuem características estéticas mais semelhantes com as estruturas dentais e são melhores nestas situações^{2,5}.

Entre os materiais cerâmicos dentais utilizados em estruturas submetidas a altas concentrações de força se destaca a zircônia devido a biocompatibilidade⁴ e alta resistência⁶⁻⁹. A zircônia passa por uma transição de fases durante o processo de sinterização: monoclínica (M), tetragonal (T) e cúbica. A fase que apresenta suas melhores propriedades é a tetragonal¹⁰. A Zircônia apresenta-se normalmente na fase monoclínica em temperatura ambiente e precisa ser estabilizada na fase tetragonal, e por esta razão, quase todas as cerâmicas atualmente produzidas reforçadas por óxido de zircônio, contém ítria (Y₂O₃) em suas composições^{8,11}, sendo a ítria o elemento estabilizador da fase tetragonal na temperatura ambiente. De acordo com Ardlin, 2002; Kim et al. 2010, as cerâmicas dentais possuem como características: alto módulo de elasticidade, friabilidade, além da possibilidade de degradação e diminuição da resistência quando colocadas em função a longo prazo.

A transformação de fases T \rightarrow M está relacionada a fatores como: forças de mastigação incidentes na estrutura, contato com a água, temperatura, desgastes por broca ou discos abrasivos e o tempo de exposição no ambiente oral¹¹⁻¹³. A transformação da fase tetragonal para monoclínica, devido a metaestabilidade da zircônia, resulta em um aumento de 4% em volume, gerando tensão compressiva que se opõe à força de propagação da trinca, aumentando assim sua resistência por um processo conhecido como tenacificação por transformação^{8,10}. Contudo, estudo recente¹² indica que quando ocorre um aumento da proporção da fase monoclínica em

relação a fase tetragonal, a zircônia apresenta uma redução de suas propriedades mecânicas de resistência.

O avanço da tecnologia para a manufatura dos pilares através de sistemas CAD/CAM, resulta em melhores propriedades das próteses livres de metal em função. Principalmente pelo alto grau de sinterização da zircônia industrial, bem como por não necessitar de preparos dos pilares pós-sinterização^{12,14}. Este relato de caso clínico tem com objetivo demonstrar as vantagens e indicações da utilização dos pilares de zircônia na implantodontia.

CASO CLÍNICO

Paciente do sexo masculino, 30 anos, apresentou-se em consultório privado e em um levantamento radiográfico periapical de rotina, suspeitou-se de reabsorção radicular externa no incisivo central superior direito (Figura.1). Para diagnóstico conclusivo, foi solicitada uma tomografia computadorizada (Figuras. 2 e 3) na qual foi confirmada a suspeita de reabsorção radicular externa e a reabsorção do terço apical da cortical vestibular com aparente fenestração. O dente em questão apresentava histórico acidente de trauma por esportivo apresentando tratamento endodôntico radiograficamente satisfatório e uma prótese dentária unitária em Alumina (Procera, Nobel Biocare, USA) com aproximadamente 5 anos e clinicamente em ótimas condições. Foi realizada a exodontia atraumática, sem a abertura de retalho, para preservação do remanescente da tábua óssea vestibular. Após a exodontia pode-se observar a fenestração no terço apical da tábua óssea vestibular (Figura. 4 e 5). Um guia cirúrgico foi utilizado para orientar a correta instalação do implante (Figura. 6 e 7). Um implante (Replace Groove, Nobel Biocare, USA) de 4.3mm de diâmetro por 13mm de comprimento foi instalado seguindo a técnica de "aproach" palatino. (Figura.8, 9 e 10). Concomitante a instalação do implante, foi colocado 0.5g de Biooss (Geistlich, Switzerland) e uma membrana Bio-Guide (Geistlich, Switzerland) com a finalidade de prevenir a diminuição do volume dos tecidos perimplantares durante o processo de remodelação e reparo pós-instalação do implante (Figura.11 e 12). Neste momento foi colocada uma prótese adesiva provisória utilizando um dente de estoque (Biotone, Dentsply, Brasil) e resina fotopolimerizável cor A2 (Z 350, 3M, USA) com uso do sistema adesivo Single Bond (3M, USA) que ficou durante 6 meses até o

segundo estágio cirúrgico (Figura.13). Então, foi realizado o segundo estágio cirúrgico de reabertura do implante de forma minimamente invasiva e instalada uma restauração provisória utilizando um pilar provisório em titânio (Impladen, Brasil) (Figura.14, 15, 16, 17 e 18). Após 60 dias para completa cicatrização da mucosa perimplantar, foi obtido um modelo com o auxílio de um transferente de moldeira fechada personalizado através da copia do perfil de emergência obtido com a restauração provisória. De acordo com o sistema CAD/CAM, este modelo é escaneado e um componente em zircônia é projetado e fresado por computador dispensando qualquer ajuste póssinterização. Em função do correto posicionamento do implante foi possível a realização de uma prótese aparafusada com as vantagens da reversibilidade e manutenção assim como a inexistência da linha de cimento. A restauração foi finalizada com a utilização de um pilar de zircônia PROCERA All Zircon (Nobel Biocare, USA). Acompanhamento de 24 meses (Figura. 19 e 20).

DISCUSSÃO

Um resultado estético favorável utilizando um pilar protético de zircônia, sem o escurecimento da mucosa perimplantar e com a otimização de propriedades ópticas desejáveis como a translucidez e cor naturais puderam ser observados no presente trabalho. Estes resultado foram observados por outros autores¹⁻³ em trabalhos clínicos prévios comparando a pilares protéticos de zircônia com pilares de titânio. A estabilidade do resultado e manutenção da saúde da mucosa perimplantar está relacionada entre outros fatores com a biocompatibilidade e a baixa retenção de placa bacteriana da zircônia¹⁵. Este fato foi demonstrado observando uma menor resposta inflamatória comparada com o titânio em um estudo em animais⁴.

A instalação imediata com a utilização em conjunto de uma hidroxiapatida bovina e uma membrana de colágeno no momento da exodontia, preservou a altura e volume da mucosa perimplantar por um período de 24 meses. Zeren, 2006 e Kan et al., em 2009 observaram que o volume e altura da mucosa vestibular foram melhor preservados quando os implantes foram instalados no momento da exodontia e com o uso de materiais de preenchimento comparados com implantes instalados tardiamente em alvéolos em cicatrizados e sem o uso de substitutos ósseos. O cuidado para a realização de uma exodontia cuidadosa e o correto posicionamento do implante evitando contato com a tábua óssea vestibular também foram fatores que influenciaram nos resultados^{16,17}.

A forma do pilar protético pode influenciar o resultado estético da prótese e é um fator importante para a decisão da escolha de um pilar protético como descrito anteriormente⁵, principalmente na região anterior, em que o perfil de emergência com aspecto natural nem sempre é observado quando são utilizados componentes préfabricados. Os sitemas CAD/CAM otimizam a estética confeccionando pilares protéticos personalizados¹². No presente estudo foi utilizado um sistema CAD/CAM e um perfil de emergência natural foi obtido, resultando em uma prótese com aparência natural.

CONCLUSÃO

O presente trabalho descreve clinicamente uma alternativa para instalação de implante no mesmo passo cirúrgico de dentes com indicação de exodontia na região anterior da maxila. O uso de componentes de zircônia associados à uma técnica cirúrgica atraumática e com o emprego de materiais para preenchimento de pequenos defeitos ósseos, é possível a obtenção de resultados estéticos otimizados e previsíveis. Em função das limitações do presente trabalho os autores sugerem novos estudos clínicos de longo prazo para um maior conhecimento da técnica.

REFERÊNCIAS

- Tan P, Dunne J. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. J Prosthet Dent. 2004;91:215-8.
- Watkin A, Kerstein RB. Improving Darkned Peri-Implant Tissue Color with Zirconia Custom Implant Abutments. Compendium May,2008;vol.29, number 4.
- Sailer I, Zembic A, Jung RA, Hämmerle CHF, Mattiola A. Influencing the Decision Between Titanium and Zircônia Abutments in the anterior Region. The Eur J of Esthet Dent. 2007;2:296-310.

- Tetè S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarano A. Collagen Fiber Orientation Around Machined Titanium and Zirconia Dental Implant Necks: An Animal Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24:52-58.
- 5. Christensen GJ. Selecting the best abutment for a single implant. JADA. 2008;139:484-487.
- 6. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistence of Yttriastabilized zirconia dental implant abutments. J Prosthodontics. 2009;18:17-22.
- Sundh A, Sjögren G. A Study of the bending resistence of implant-supported reinforced alumina and machined zircônia abutments and copies. Dent Mater. 2008;24:611-617
- Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M. Strenght, fracture toughness and microestruture of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. 2004;20:449-456.
- Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Flexural strenght of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. Dent Mater. 2001;17(3):260-267.
- Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-teperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Materials. 2002;18:590-595.
- 11. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. Acta biomaterialia. 2008;4:1440-1447.
- Kim JW, Covel NS, Guess PC, Recow ED, Zhang Y. Concerns Hydrothermal degradations in CAD/CAM Zircônia. J Dent Res. 2010;89(1):91-95
- Kosmac T, Oblak C, Jenvnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strenght and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater. 1999;15:426-33.
- 14. Kim S, Kim H, Brewer JD, Mônaco EA. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. J of Prosthet. Dent. 2009;101(4):226-230.
- 15. Scotti R, Kantarski KZ, Mônaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino MA. SEM Evaluation of In Situ Early Bacterial Colonization on a Y-TZP Ceramic: A Pilot Study. Int J Prosthdont. 2007;20:419-422.

- 16. Zeren KJ. Minimally invasive extraction and immediate implant placement: The preservation of the esthetics. Int J Periodontics Restorative Dent 2006;26(2):171-81.
- Kan JY, Rungcharassaeng K, Marimoto T, Lozada J. Facial gingival tissue stability after connective tissue graft with single immediate tooth replacement in the esthetic zone: consecutive case. J Oral Maxillofac Surg 2009;67(11):40-48.

Figuras



Figura 1.



Figura 2.



Figura 3.



Figura 5.



Figura 7.



Figura 4.



Figura 6.



Figura 8.



Figura 9.



Figura 11.



Figura 13.



Figura 15.



Figura 10.



Figura 12.



Figura 14.



Figura 16.






Figura 18.



Figura 19.



Figura 20.

8. Anexo

Referência eletrônica das normas para o envio do artigo científico 1.

http://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws_home/601024/authorinstruct ions