

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JULIO DE MESQUITA FILHO"

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

TAIS CRUZ MARTINEZ

**Avaliação da resistência à flexão de
cerâmicas dentais Y-TZP: efeito de material
e espessura**

Araraquara

2011

Tais Cruz Martinez

Avaliação da resistência à flexão de cerâmicas dentais Y-TZP: efeito de material e espessura

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas

Orientador: Prof. Dr.Osmir Batista de Oliveira Junior

Araraquara

2011

Martinez, Taís Cruz

Avaliação da resistência à flexão de cerâmicas dental Y-TZP: efeito de material e espessura / Taís Cruz Martinez .-- Araraquara: [s.n.], 2012.

86 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior

1. Cerâmica 2. Zircônio 3. Propriedades físicas I. Título

Tais Cruz Martinez

Avaliação da resistência à flexão de cerâmicas dentais Y-TZP: efeito de material e espessura

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior

1o. Examiador: Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar

2o. Examinador Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz

Araraquara, 28, janeiro de 2011

Dados Curriculares

Tais Cruz Martinez

Data de nascimento: 14/02/1977

Naturalidade: Araraquara - SP

Filiação: Vicente Martinez y Martinez Junior

Regina Celia Cruz Martinez

1996-1999: Graduação em Odontologia

2000-2006: Atuação em Consultório Odontológico Privado

2006-2007: Curso de Especialização em Dentística Restauradora -

APCD/FAEPO - Araraquara

2008-2008: Estágio de Atualização na Departamento de Odontologia

Restauradora - área de Dentística na Faculdade de

Odontologia de Araraquara - Unesp

2008-2010: Mestrado em Ciências Odontológicas, área de Dentística

Restaurada da Faculdade de Odontologia de Araraquara -

Unesp

Dedicatória

Ao meu marido **Alessandro**, por todo o seu amor, incentivo, dedicação ,
companheirismo e principalmente pela compreensão em minhas ausências! Te
amo...

A minha mãe **Regina**, pelo apoio, paciência e por seus incansáveis esforços
para que eu pudesse alcançar meus objetivos sempre! Obrigada por tudo!

As minhas irmãs **Tatiana e Talita**, pela amizade, amor e carinho sempre que
precisei!

Ao meu sobrinho **Ricardo**, por alegrar e iluminar minha vida!

Ao meu irmão **Daniel**, pelo amor, carinho e incentivo!

Aos meus cunhados **Ricardo e Darley**, pelo incentivo e pela "torcida"!

Aos meus grandes amigos **João Fernando Kina e Fabiana Takatsui**, pelo
incentivo, torcida e principalmente, pela eterna amizade

Enfim, dedico a todos que torceram por mim.

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior, pela orientação, apoio, oportunidade e incentivo durante esses anos de convivência. Minha gratidão e sinceros agradecimentos!

Aos professores Drs. Marcelo Ferrarezi de Andrade, Edson Alves de Campos e José Roberto Cury Saad pelos ensinamentos, acolhimento e confiança.

Às minhas colegas de turma de Mestrado: Fernanda, Marília e Mayra que me acompanharam durante toda esta jornada

Aos demais amigos e colegas de Pós Graduação: Fernando, Janaina, Carolina, Carlos, Juliana, Andiará, Rafael, Matheus, Victor, Willian e Fábio, pelos momentos compartilhados

Aos professores Luis Geraldo Vaz e Carlos Alberto de Santos pela disponibilidade e atenção

Ao Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar pelos ensinamentos, disponibilidade e atenção

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora: Dna. Cida, Marinho, Wanderley, Conceição e Neli. De forma especial agradeço à Creuza por todo o carinho e atenção. Todos vocês foram importantes no dia a dia do curso!

À Mara, que foi sempre incansável diante das dúvidas, problemas e solicitações; e aos demais funcionários da seção de Pós Graduação: Rosângela, Flávia e Alexandre. Obrigada pela paciência!

Agradecimentos

À Universidade Estadual Paulista - Unesp e à Faculdade de Odontologia de Araraquara, representadas pelo Digníssimo Reitor Herman Jacobus Cornelis Voorwald e pelo Digníssimo Diretor José Cláudio Martins Segalla.

Ao Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas, representado pela Prof^a Dr^a Josimeri Hebling e pelo Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior.

À todos os professores do Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas, pelos conhecimentos e experiências compartilhados.

Aos funcionários da biblioteca Adriano, Maria Inês, Silvia, Eliane, Ceres, Cristina, Marley, Maria Aparecida e Odete, pela receptividade, orientação e disponibilidade.

À Faculdade de Odontologia de Universidade de São Paulo - USP, pelo suporte laboratorial. Em especial ao Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq, pelo auxílio financeiro concedido durante todo o curso.

A todos que de alguma forma colaboraram para a formação deste trabalho.

Sumário

Lista de abreviaturas	11
Resumo	13
Abstract	15
1. Introdução	17
2. Revisão da Literatura	24
3. Proposição	57
4. Material e Método	59
5. Resultados	71
6. Discussão	74
7. Conclusão	80
8. Referência	82

Lista de Abreviatura

Lista de abreviaturas

Å – Angström

“c” - cúbica

CTE – Coeficiente de expansão térmica

E – Módulo de elasticidade

EDS – Espectroscopia Dispersiva de energia

g/cm³ - grama por centímetro cúbico

GPa – Gigapascal

Hv – Dureza Vickers

K_{IC} – Tenacidade à fratura

“m” – monoclinica

MPa – Megapascal

P – Pressão aplicada

“t” – tetragonal

TZP – zircônia tetragonal policristalina

rpm – Rotações por minuto

SENB – ensaio em barra de flexão em três pontos

wt% - porcentagem em peso

Y₂O₃ – Óxido de ítrio

2θ – Ângulo de difração de raios X

μm – micrometro

°C – graus Celsius

σ - Tensão

σ_f – Tensão de fratura

Resumo

MARTINEZ, T C. Avaliação da Resistência à Flexão de dental Y-TZP: efeito de material e espessura [Dissertação de Mestrado]. Araraquara:Faculdade de Odontologia da UNESP; 2011.

Resumo

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à flexão de cerâmicas de zircônia estabilizada por ítrio em função de marca comercial e espessura. A resistência à flexão (MPa) foi testada pelo método uniaxial de 3 pontos, conforme Norma ISO 6872/2005 em Máquina de Ensaio Universal EMIC DL 2000, usando célula de carga de 5kN, velocidade de 0,5 mm/min. e suporte com 20 mm de distância entre os apoios. Foram testados 2 sistemas cerâmicos de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) ZirCAD® - Ivoclar Vivadente e Lava™ Framework - 3MESPE e 2 espessuras (norma ISO: 2,00 mm e uso clínico: 0,7 mm): ZC_2; ZC_0,7; LV_2 e LV_0,7. ANOVA one way e post Hoc de Bonferroni foram utilizados com significância para $p < 0,05$. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de resistência a flexão entre ZC_2 (Média = 673,62 e dp = 129,95), ZC_0,7 (Média = 533,63 e dp = 129,84), LV_2 (Média = 593,56 e dp = 122,78) e LV_0,7 (Média = 673,02 e dp = 81,36). Conclusão: Os sistemas cerâmicos Y-TZP ZirCAD e Lava apresentam resistência a flexão (MPa) semelhantes independente da espessura. Espessuras de 0,7 mm podem ser utilizadas nos testes de resistência a flexão para melhor simular as situações de uso clínico dos sistemas cerâmicos Y-TZP

Palavras chaves: Cerâmica; Zircônio; Propriedades físicas.

Abstract

MARTINEZ, T C. Evaluation of Flexural Strength of Y-TZP dental ceramic: effect of material and thickness [Dissertação de Mestrado]. Araraquara:Faculdade de Odontologia da UNESP; 2011.

Resumo

The objective of this study was to evaluate the flexural strength of ceramics by Yttrium stabilized zirconia as a function of thickness and trademark. Flexural strength (MPa) was tested by the method of three uniaxial points, in accordance with ISO 6872/2005. The Universal Testing Machine EMIC DL 2000, using a 5 kN load cell, crosshead speed of 0.5 mm / min. and holder with 20 mm distance between supports was used. We tested 2 systems ceramic zirconia partially stabilized by yttrium (Y-TZP) ZirCAD © - Ivoclar Vivadente and Lava™ Framework - 3MESPE and 2 thicknesses (ISO: 2.00 mm and clinical use: 0.7 mm): ZC_2; ZC_0,7; LV_2 and LV_0,7. One-way ANOVA and post hoc Bonferroni was used with significance for $p < 0.05$. There was no statistically significant difference between the mean flexural strength between ZC_2 (Mean = 673.62 and SD = 129.95), ZC_0,7 (mean = 533.63 and SD = 129.84), LV_2 (Average = 593,56 and SD = 122.78) and LV_0,7 (mean = 673.02 and SD = 81.36). Conclusion: Y-TZP ceramic systems ZirCAD and Lava have flexural strength (MPa) similar independent of the thickness. Thickness of 0.7 mm can be used in tests of flexural strength for better simulate the clinical conditions of use of Y-TZP ceramic systems.

Keywords: Ceramics, Zirconium; physical properties.

1. Introdução

1. Introdução

A estética utilizando cerâmicas odontológicas pode ser considerada uma arte que foi desenvolvida ao longo dos anos, por meio de treinamentos e experiências. Sua história tem cerca de 200 anos e se iniciou no século XVIII, quando foi empregada inicialmente para a confecção de próteses totais, em substituição dos dentes de animais até então utilizados, a fim de reproduzir a cor e a translucidez dos elementos dentais humanos com maior naturalidade e estética.

Desde sua introdução na odontologia, as cerâmicas odontológicas têm merecido atenção devido ao seu alto mimetismo com a estrutura dental. Atualmente, devido a evolução dos diferentes sistemas cerâmicos, são consideradas os melhores materiais para reproduzir as propriedades mecânicas e estéticas do esmalte dental ⁸.

Apesar de suas excelentes propriedades estéticas, até os idos dos anos 60, esse material não era largamente empregado devido a sua alta fragilidade sob forças oclusais decorrentes da mastigação, falta de adequada adaptação marginal e técnica de cimentação deficiente.

Com o surgimento das restaurações metalocerâmicas, a cerâmica passou a ser largamente utilizada, tanto na confecção de restaurações unitárias como em próteses fixas de vários elementos. Esse ganho de maior resistência resultou em perda de propriedades estéticas e uma grande

dificuldade de se restabelecer um termino cervical com adequado contorno e de alto mimetismo.

A busca por sistemas restauradores de alta resistência mecânica e livres de metal tem levado ao desenvolvimento de diferentes cerâmicas, modificadas por leucita, dissilicato de lítio, infiltradas por alumínio, de alumina infiltrada por vidro, de fluorapatita, de zircônia, de zircônia densamente sinterizada e parcialmente estabilizada por ítrio entre outras.

Dentre as principais vantagens dos atuais sistemas cerâmicos metal free pode-se destacar sua excelente estética e biocompatibilidade, estabilidade química^{3,16} e mais recentemente alta resistência mecânica o que possibilita inclusive a convecção de abutment de implante totalmente cerâmico¹⁶.

Outra razão para a substituição do metal por cerâmicas é que a matéria prima das cerâmicas é extremamente abundante na natureza, sua industrialização é de baixo impacto ambiental e custo reduzido, o que irá permitir no futuro o acesso a estas restaurações indiretas a um numero cada vez maior de usuários.

Paralelamente, o desenvolvimento de sistemas adesivos confiáveis possibilitou o desenvolvimento de procedimentos clínicos confiáveis e de alta longevidade. Exemplo disso são as facetas laminadas que tem o maior percentual de longevidade dentre materiais restauradores dentais.

Além da adequada fixação da restauração indireta, a evolução da técnica adesiva possibilitou a obtenção de resistência adequada as restaurações realizadas com cerâmica feldspática e o desenvolvimento de

sistemas que combinam uma cerâmica de alta resistência utilizada como infra estrutura e uma de cobertura com desempenho estético otimizado³⁸.

As cerâmicas à base de zircônia têm várias características que as tornam semelhantes aos aços como por exemplo, coeficiente de expansão térmica e módulo de elasticidade. Além disto, como para o ferro, a zircônia possui várias formas alotrópicas e pode ser estabilizada para adquirir uma variedade de microestruturas e propriedades. E, mais notável, ambos os sistemas apresentam transformação martensíticas em temperaturas relativamente baixas. Assim como a transformação martensítica no aço, a transformação de fase tetragonal para monoclinica na zircônia pode ser usada para modificar sua resistência mecânica e a tenacidade à fratura através de ajustes na composição química e de controle cuidadoso da microestrutura.

O principal objetivo na obtenção de qualquer cerâmica resistente mecanicamente por transformação (Transformation-Toughened Ceramics - TTC), e particularmente no caso das cerâmicas à base de zircônia, é a produção e retenção de uma fase metaestável tetragonal ($t\text{-ZrO}_2$), na temperatura ambiente e que se transforme em monoclinica ($m\text{-ZrO}_2$) apenas sob a influência de aplicação de tensões externas. O controle da composição química e o tratamento térmico produzem uma microestrutura de fase tetragonal que dificulta a ocorrência de transformação martensítica durante o resfriamento na temperatura ambiente²⁷.

Por isso, a utilização de cerâmicas à base de zircônia (ZrO_2) de alta densidade relativa vem sendo proposta, em função desses materiais apresentarem biocompatibilidade, alta dureza e resistência ao desgaste, além de resistência à flexão e alta tenacidade à fratura^{5,6}.

No entanto, a zircônia pura não pode ser utilizada na fabricação de peças protéticas sem adição de estabilizantes. A zircônia estabilizada com ítrio (Y-TPZ) tornou-se uma alternativa à utilização da alumina como cerâmica estrutural, por apresentar maior resistência à flexão, maior tenacidade à fratura e menor módulo de elasticidade²⁷.

A elevada tenacidade à fratura desse material ocorre devido a transformação de fase induzida por tensão e consequente expansão volumétrica (3% a 6%). Essa expansão promove o aparecimento de campos de tensão compressiva que podem absorver parte da energia necessária para a propagação de trincas, aumento com isso a tenacidade à fratura do material e evitando sua fratura³⁵.

A conhecimentos das propriedades mecânicas bem como estudos sobre os valores de tensão de ruptura de um material, são fundamentais para o estabelecimento de seu desempenho clínico.

Erros experimentais de um ensaio em adição e sobrepostos à variação dos valores de resistência gerarão dados não confiáveis, assim, muito cuidado se deve ter para detectar e minimizar os erros nos testes de caracterização destes materiais.

A baixa confiabilidade deve-se também à ausência de normalização da maioria dos métodos de ensaio²⁷.

Apesar do uso de vários tipos de teste para a medida de resistência mecânica, o ensaio de flexão parece ser o mais promissor para a avaliação de resistência à fratura dos materiais cerâmicos de alto desempenho²⁷.

Por ser o mais rápido, simples e de menor custo para ser executado, o ensaio de flexão é preferencialmente utilizado na geração dos dados necessários aos trabalhos desenvolvidos nos laboratórios, centros de pesquisas, universidades e indústrias²⁷.

Existem várias diferenças entre os sistemas cerâmicos comerciais com destaque para o tamanho do grão dos cristais^{1,20,40}, porcentagem de poros^{10,23,24}, densidade, procedimento de sinterização^{7,12,19,33,36}, calor^{7,12,15,18} e porcentagem de fases monoclinicas e tetragonal^{2,4,30}.

Por isso, um dos principais desafios refere-se a espessura mínima de desgaste, necessário para que as restaurações cerâmicas apresentem o desempenho clínico adequado.

As restaurações metalocerâmicas exigem um desgaste mínimo da estrutura dental de aproximadamente 1,5 mm, enquanto as restaurações metal free sem reforço de infra estrutura ou reforçadas por alumina e/ou vidro, exigem um desgaste maior para ter desempenho mecânico semelhante (2,00 mm).

Apesar dos fabricantes dos sistemas cerâmicos reforçados por zircônia estabilizada por Ytrio (Y-TZP), afirmarem que estes exigem mínimo desgaste da estrutura dental, para garantir o adequado desempenho mecânico e estético das restaurações, ainda existem dúvidas sobre o desempenho dos diferentes sistemas cerâmicos Y-TZP comerciais, uma vez que muitos estudos

são realizados sem a normatização e padronização científica estabelecidas internacionalmente como a ISO 6872.

Este fato impossibilita a comparação dos resultados relatados na literatura e dificulta a avaliação adequada do desempenho dos sistemas de zircônia reforçados por Ytrio.

2. Revisão de Literatura

2. Revisão da Literatura

Kosmač et al.²⁰ (2000), avaliaram os efeitos do desgaste dental e do jateamento na resistência à flexão biaxial e módulo de Weibull de diversas cerâmicas de Y-TZP contendo 3% mol de ítrio. Além disso investigaram a suscetibilidade a danos, a degradação a baixa temperatura e a solubilidade química de cerâmicas odontológicas. Os resultados revelaram que o desgaste mecânico reduziu a resistência média e módulo de Weibull, enquanto o jateamento mostrou-se um método efetivo para aumentar a resistência das cerâmicas, porém de alto custo e baixa confiabilidade. O material com grão fino apresentou maior resistência após a sinterização, mas era menos tolerante a danos do que o de grão maior. Os testes de degradação em ácido acético e solução de amônia demonstraram que uma quantidade significativa de zircônia tetragonal tinha sido transformada em zircônia monoclinica, mas os autores não observaram microtrincas nem tendência de diminuição da resistência dos materiais. Em função dos resultados obtidos, os autores puderam concluir que as cerâmicas Y-TZP foram mais resistentes em ambiente alcalino do que em ambiente ácido, e houve uma forte dependência no tamanho do grão na transformação de fases. Já o grupo de cerâmicas Y-TZP contendo uma pequena quantidade de alumina apresentou maior tolerância aos danos e estabilidade superior em ambiente ácido, sendo este, o material mais promissor para aplicações dentárias.

Tinschert et al.³⁷ (2000) realizaram um estudo com o objetivo de testar a hipótese de que as cerâmicas industrializadas tem um menor coeficiente de variação de resistência a flexão e uma melhor composição estrutural que as cerâmicas confeccionadas manualmente em laboratório. Para tal, estudaram a resistência a flexão, em quatro pontos das cerâmicas CEREC Vita Mark II (porcelana feldespática / Vita), Dicor (fluormica tetra sílica / Dentsply), In-Ceram Alumina (óxido de Alumínio + infiltrado de vidro / Vita), IPS-Empress (leucita / Ivoclar), Vitadur Alpha para infra-estrutura (feldespática reforçada por Alumina / Vita), Vitadur Alpha para cobertura (feldespática/Vita), VMK 68 (feldespática / Vita) e zircônia-TZP (95% de óxido de zircônio parcialmente estabilizado por 5% de Y_2O_3 / Metoxit AG). Trinta corpos-de-prova, em forma de barra e dimensões médias de 1,7 x 3,2 x 30 mm foram confeccionados de acordo com as recomendações dos fabricantes e submetidos ao teste de resistência a flexão. Os resultados mostraram que a maior resistência foi obtida pelo material zircônia-TZP (913 MPa), seguido pelo In-Ceram Alumina (429,3 MPa) e Vitadur Alpha para infra-estrutura (131 MPa). Não houve diferenças estatísticas entre as demais cerâmicas estudadas (86,3 MPa para CEREC Vita Mark II; 70,03 MPa para Dicor; 83,9 MPa para IPS-Empress; 60,7 MPa para Vitadur Alpha cobertura; e 82,7 MPa para VMK 68). Os maiores módulos de Weibull foram obtidos pelas cerâmicas CEREC Vita Mark II e zircônia-TPZ (23,6 e 18,4 respectivamente). Os menores valores deste módulo foram obtidos pelos materiais Dicor e In-Ceram Alumina (5,5 e 5,7 respectivamente), enquanto que valores intermediários foram observados para o IPS-Empress (8,6); VKM 68 (8,9); Vitadur Alpha para cobertura (10,0) e para infra-estrutura (13,0). Os autores ressaltaram que quanto maior o módulo

de Weibull menor são os erros na determinação da resistência e maior é a confiabilidade clínica do material. Os autores concluíram que somente as cerâmicas produzidas industrialmente obtiveram os maiores módulos de Weibull tornando-as, mais confiáveis, porém estudos devem ser feitos para analisar a estabilidade destes materiais em longo prazo.

Preocupados com a impossibilidade de confeccionar infra-estruturas de cerâmica pura de mais de 17 mm com o sistema CEREC 2; Apholt et al.³ (2001) estudaram a possibilidade de união de duas barras de Alumina ou Zircônia. Para tal, realizaram teste de resistência a flexão, em três pontos das cerâmicas In-Ceram Alumina (Vita) e In-Ceram Zircônia (Vita), processadas de maneira convencional ou pelo sistema CEREC II. Quinze corpos-de-prova em forma de barra, e dimensões de 13 x 4 x 3 mm³ foram produzidos para cada um dos seguintes grupos controle: C1) In-Ceram Alumina processado pelo sistema CEREC II ; C2) In-Ceram Alumina convencional (no laboratório dos autores); C3) bloco de In-Ceram Alumina convencional (no laboratório Vita); C4) Bloco de In- Ceram Alumina cortado com disco diamantado e C5) In-Ceram Zircônia processado pelo sistema CEREC II. Para o estudo das técnicas de união das barras também foram confeccionados 15 corpos-de-prova divididos da seguinte forma: T1) In-Ceram Alumina processado pelo CEREC II e seccionado ao meio, perpendicular ao longo do eixo do espécime; T2) In- Ceram alumina processado de forma convencional, seccionado ao meio, perpendicular ao longo eixo do espécime; T3) In-Ceram Alumina processado pelo CEREC II e seccionado transversalmente em 45° e 4 mm; T4) In-Ceram Alumina processado pelo CEREC II e seccionado transversalmente em 45° e 3 mm; T5) In-Ceram Alumina processado pelo

CEREC II e seccionado perpendicular ao longo eixo do espécime, com posterior arredondamento dos ângulos formados pelo corte e T6) In- Ceram Zircônia processado da mesma forma que o grupo anterior. O teste mecânico foi realizado com *span* de 10 mm e velocidade de 0,5 mm/min. Com base nos resultados do teste de flexão os autores concluíram que a junção de barras para formar infra-estruturas maiores foi bem sucedida e que o In-Ceram Zircônia em combinação com o arredondamento dos ângulos formados pelo corte obteve os maiores valores de resistencia a flexão.

Ardlin⁴ em 2002 realizou um estudo para determinar a estabilidade química e o efeito do envelhecimento (ácido acético 4% a 80°C durante 168 horas) na resistência à flexão, superfície e estruturas cristalinas de dois tons, P0 e P17, de cerâmica Y-TZP usada para reconstrução dental. Os autores confeccionaram quarenta espécimes de Y-TZP, vinte do tom P0 e 20 do P17. Todas elas foram lixadas e polidas de forma padronizada. Dez espécimes de cada tom foram expostos a envelhecimento em baixa temperatura. A resistência à flexão dos 40 espécimes foi registrada. As superfícies dos espécimes foi avaliadas usando microscopia eletrônica de varredura (MEV), difração de raio-X e registro de rugosidade. A solubilidade química no ácido acético 4% foi registrada por perda de peso. Avaliação em MEV foi utilizada para análise da superfície de Y-TZP e amostras de porcelana feldspática imersas em SnF 8%. Como esperado, as duas tonalidades, analisadas tiveram alta resistência à flexão e esta não foi afetada pelo envelhecimento, demonstrando a alta estabilidade química nas soluções testadas. No entanto, a análise superficial e da estrutura cristalina dos materiais evidenciaram transformação de fase tetragonal para monoclinica e

pequenas elevações na superfície da cerâmica após o teste envelhecimento. Os autores concluíram que as cerâmicas de Y-TZP indicadas para inlays, coroas e pontes tem alta resistência à flexão em comparação com outras cerâmicas odontológicas e são quimicamente estável. Sua solubilidade química foi menor do que o limite mínimo estabelecido pela norma ISO 6872:1995 para cerâmica odontológica.

Pelo fato da cerâmica de zircônia estabilizada por ítrio ser um material de alto desempenho com excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas, esse material tem sido indicado como substituto do metal para a confecção de infra estruturas para próteses fixas parciais na região posterior. Em função disso, em 2002, Luthart et al.²³ analisaram a hipótese de que a resistência e a confiabilidade das cerâmica de zircônia Y-TZP são afetados pelo desgaste da superfície interna das coroas, e variavam de acordo com o parâmetro desse desgaste. Sendo assim, os autores determinaram a resistência à flexão, rugosidade superficial e tenacidade à fratura em amostras usinadas, desgastando-se face e região periférica dos coppings com diferentes velocidades e profundidade de corte. Os autores verificaram que o desgaste da superfície interna reduz significativamente a resistência e confiabilidade da zircônia Y-TZP comparada com a amostra controle. Concluíram que fresagem pela técnica CAD/CAM precisa ser melhor desenvolvida a fim de otimizar as propriedades das cerâmicas Y-TZP. .

Chevalier et al.⁷ (2004) realizaram um trabalho com o objetivo de investigar o efeito prejudicial do aparecimento da fase cúbica em cerâmicas 3Y-TZP. Para tal, utilizaram cerâmicas experimentais produzidas pelo método de co-precipitação de pó ultra puro de Y-TZP contendo 3% mol de ítrio prensado

a frio a 300 MPa e sintetizado a vácuo numa temperatura de 1.450°C - 1.550°C por 2 a 5 h. Pequenos cilindros de 10 mm de diâmetro x 5 mm de espessura foram confeccionados, desgastados e polidos. O conteúdo da fase monoclinica foi mensurado pela difração de raios X (XRD) com penetração na amostra de aproximadamente 5 µm. Seguidamente, os espécimes foram colocados numa autoclave a 134°C com 2-bar de pressão, o que corresponde a um procedimento de esterilização. Com isso os autores objetivaram iniciar termicamente a transformação da fase tetragonal para monoclinica; e segundo os seus cálculos uma hora desse tratamento corresponderia ao equivalente aproximado de 4 anos de uso in vivo. A seguir, os espécimes foram novamente avaliados por XRD e por microscopia de força atômica, a fim de se verificar as mudanças na topografia superficial das cerâmicas induzidas pela mudança de fase cristalina da cerâmica.. Os autores concluíram que a presença de grãos da fase cúbica tem um impacto prejudicial na resistencia. Que o processamento de cerâmicas com 3Y-TZP devem ser realizadas a temperaturas suficientemente baixas para evitar o aparecimento de micro-estruturas duplas (cúbica – tetragonal), e ao mesmo tempo a temperaturas suficientemente altas para obter a densidade suficiente de este material; a sugestão é que seja entre 1.400°C e 1.450°C.

Guazzato et al.¹⁴ (2004) publicaram os resultados de um trabalho que tinha por objetivo investigar a real resistência à flexão e o modo de fratura de discos de porcelana com infra-estruturas de zircônia (Y-TZP). Oitenta corpos de prova foram confeccionados e divididos em quatro grupos: somente porcelana de cobertura; somente porcelana de infra-estrutura; com duas camadas de porcelana de cobertura no topo e com duas camadas de

porcelana de cobertura e a porcelana de infra estrutura no topo. A carga máxima no momento da fratura foi calculada pelo teste de flexão biaxial (*piston on tree-ball*) e a análises de elementos finitos foi utilizada para estimar o estresse de tensão máxima na fratura. Os resultados mostraram que os espécimes que apresentavam somente a porcelana de infraestrura, e os de duas camadas de cobertura no topo foram mais fortes com diferenças estatisticamente significantes dos espécimes somente de porcelana de cobertura, ou que os que tinham duas camadas de porcelana de cobertura e a porcelana de infra-estrutura no topo. Os autores concluíram que o material que fica na base é o que determina a resistência mecânica, tenacidade e modo de fratura do conjunto.

Hirvonen et al.¹⁸ (2004) examinou o efeito da adição de pó de cordierita (até 20% peso) sobre a condutividade em nas propriedades térmicas e mecânicas dos nanocompósitos fabricados com matriz Y-TZP preparado pelo método de sinterização sem pressão (PSM), bem como sua estrutura e a temperatura de sinterização. A análise estrutural foi feita por difração de raios X (XRD), microscopia eletrônica de varredura e microscopia eletrônica de transmissão, medidas de densidade assim como a análise térmica diferencial (DTA) e termogravimetria (TG). Os testes mecânicos incluíam tenacidade à fratura e resistência à flexão. Os resultados obtidos mostram a possibilidade de controlar a quantidade de zircônia tetragonal com formação de grãos de tamanho nanométrico através de uma adequada seleção da temperatura de sinterização . Salientaram que coeficiente de condutividade térmica de compósitos de base de Y-TZP com zircônia, fabricado a partir do pó com mais de 15 vol.% de conteúdo de cordierita, parece ser menor do que a da zircônia

pura, apesar dos materiais utilizados apresentarem individualmente alta condutividade térmica. A análise DTA-TG confirmou a excelente estabilidade do composto em temperaturas elevadas e comprovou a ausência de oxidação dos nanocompósitos

Em 2004, Kosmač²¹ estudou os efeitos do desgaste, jateamento e do envelhecimento na resistência à flexão biaxial de cerâmicas Y-TZP contendo 3% mol ítrio. Observou que o desgaste com utilização de ponta em alta rotação diminui a resistência média e a confiabilidade do material, enquanto o jateamento pode fornecer uma poderosa ferramenta para o fortalecimento da superfície. Os materiais de granulação grossa eram menos suscetíveis aos defeitos induzidos pelo desgaste, provavelmente devido à maior tenacidade à fratura. Durante o envelhecimento a 140°C por 24 horas, uma camada de cerca de 100 µm de espessura na superfície da cerâmica foi transformada em fase monoclinica no grupo padrão de Y-TZP, resultando em diminuição considerável da resistência, enquanto os materiais "jateados" apresentaram uma resistência muito maior para a degradação de baixa temperatura. Concluíram que a preexistência de zircônia monoclinica na superfície da cerâmica de Y-TZP jateada impede a propagação de defeitos durante a exposição do material a ambientes aquosos.

Luthard et al.²⁴ (2004) publicaram um trabalho com os seguintes objetivos: A) testar a hipótese que os defeitos de superfície e micro-fendas são induzidos pelo desgaste das coroas e B) analisar o material removido e a camada superficial desgastada assim como estimar o tamanho das micro-fendas provocadas pelo processo de fresagem da porcelana Y-TZP simulando

a confecção de coroas. Para este trabalho Os autores utilizaram corpos-de-prova em forma de disco e cilindro confeccionados a partir de uma cerâmica altamente sinterizada com 97% mol de ZrO_2 e 3 mol% de Y_2O_3 . Os resultados evidenciaram defeitos e micro-fendas de 2 a 15 μm nas superfícies das coroas desgastadas. Os autores concluíram que o desgaste de cerâmicas altamente sinterizadas como Y-TZP provoca danos na micro-estrutura do material. Salientam que a mudança do parâmetro do desgaste não é uma solução para este problema e que métodos alternativos como cerâmicas parcialmente sinterizadas e procedimentos que não provoquem desgastes devem ser desenvolvidos para melhorar a resistência de coroas e pontes fixas confeccionadas em CAD/CAM.

Zhang et al.⁴⁰ (2004) estudaram as propriedades de fadiga em grãos finos de Y-TZP no teste de flexão cíclica. Para isso zircônia estabilizada com 3% mol de itrio (Prozyr Y-TZP, Norton, East Granby, CT) e alumina (AD995, CoorsTek, Golden, CO) . As amostras foram lixadas e polidas até se obter espécimes nas dimensões de 25 X 25 X 0,6 mm (Y-TZP) e 25 X 25 X 1 mm (alumina). A análise por difração de raios X (EDX) indicou que não houve transformação de fase para monoclinica nas superfícies polidas (dentro do limite de detecção de 3%). Uma configuração multicamada com placas de cerâmica ligada a um substrato polimérico compatível e carregada com forças concentradas nas superfícies de topo, simulando estruturas de camada de base em coroas dentárias e próteses de substituição de quadril, foi utilizada como modelo básico de teste. O tempo crítico para o início de falha em trinca radial nas superfícies cerâmica submetidas a cargas máximas foram mensuradas em espécimes de Y-TZP com superfícies polidas, com superfícies pre-danificadas

mecanicamente, e depois de um tratamento térmico de envelhecimento. Nenhuma diferença nas condições de falha crítica foram observadas entre o carregamento monotônico e cíclico em superfícies polidas, ou entre as superfícies polida e danificadas mecanicamente, de acordo com a fadiga controlada por um crescimento lento de trincas. No entanto, os dados relativos a amostras danificadas mecanicamente e submetidas ao envelhecimento experimental mostram quedas substanciais na resistencia a tensão e os tempos de falha no carregamento cíclico indicando um papel aumentando de processos mecânicos e térmicos, em certos casos. Em todos os casos, a tensão sustentável na Y-TZP permaneceu superior ao da alumina, o que sugeriu que com as medidas adequadas para evitar instabilidades estruturais inerentes, Y-TZP poderia proporcionar um desempenho superior em aplicações de biomecânica.

Guazzatto et al.¹⁵ (2005) realizaram uma pesquisa com o objetivo de estimar a influencia do jateamento, orientação de desgaste, polimento e calor na resistencia a flexão de uma cerâmica Y-TZP. 160 espécimes em forma de barra (20 x 1,3 x 4 mm) foram confeccionados a partir de bloco cerâmico DC-Zirkon (5% mol de Y_2O_3 TZP, DSC Dental AG, Allschwill, Switzerland) e divididos em 4 grupos de acordo com o tratamento de superfície a seguir: Grupo S: jateamento; Grupo SH: jateamento + calor; Grupo GPA: desgaste paralelo ao longo eixo; Grupo GPAH: desgaste paralelo ao longo eixo + calor; Grupo GPE: desgaste perpendicular; Grupo GPEH: desgaste perpendicular + calor; Grupo P: Polimento; Grupo PH: polimento + calor. Seguidamente os corpos de prova foram levados ao teste de flexão em 3 pontos para calcular a resistência a flexão e a análises de difração de raios X para estimar a

quantidade relativa da fase monoclinica. Os resultados evidenciaram maiores valores de resistencia a flexão e maiores porcentagens de fase monoclinica no grupo que foi somente jateado (1540 MPa; 9.5%) e no grupo que sofreu desgaste paralelo (1330 MPa; 8.3%). Os menores valores (955 MPa; 0.3%) foram observados no grupo que recebeu jateamento e calor. Os autores concluíram que o jateamento e polimento podem ser recomendados para aumentar a resistêcia das cerâmicas YTZP; desde que não sejam seguidas pela aplicação de calor.

Luthy et al.²⁵ (2005) propuseram-se determinar in vitro a resistencia e confiabilidade de infra-estruturas de quatro elementos para dentes posteriores confeccionadas com cerâmica vítrea reforçada com dissilicato de lítio (Empress 2 / Ivoclar); zircônia infiltrada com vidro (In- Ceram Blanks / Vita) e zircônia estabilizada com ítrio - TZP (Cercon Blanks / DeguDent). 15 corpos-de-prova de forma idêntica foram confeccionados com cada material. O desenho da infra-estrutura simulava uma ponte fixa de primeiro pré-molar ate segundo molar onde os conectores tinham uma seção transversal de 7,3 mm², altura ocluso gengival de 2,8 mm e 2,7 mm de largura buco lingual. Para a confecção da infra-estrutura de zircônia TZP, primeiramente o enceramento da infra-estrutura foi digitalizado a laser (Cercon brain). A seguir os blocos de zircônia (Cercon Blanks), foram fresados (Cercon-smart ceramic system/ DeguDent) e sinterizados a 1.350°C por 2h. (Cercon heat). Para a confecção das infra-estruturas de zircônia infiltrada com vidro, os blocos cerâmicos (In-Ceram blanks) foram fresados com o sistema Celay (Mikrona) e infiltrados com vidro (In-Ceram Zirconia glass powder) seguindo as recomendações dos fabricantes. Para o sistema Empress 2 foi utilizado o forno EP 500 (Ivoclar),

onde, após a eliminação da cera, as pastilhas cerâmicas foram submetidas a uma temperatura de 920°C, com pressão de 5 bar por 30 minutos. O teste mecânico foi realizado numa máquina de ensaios universal a uma velocidade constante de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram a maior resistência e maior módulo de Weibull para a zircônia estabilizada com ítrio - TZP (755 N / 7,0). A zircônia infiltrada com vidro (518 N / 4,5) e o Empress 2 (282 N / 5,7) respectivamente. Com isto, os autores concluiriam que as infra-estruturas de zircônia estabilizada com ítrio - TZP demonstraram as melhores propriedades mecânicas, porém os conectores para este tipo de infra-estruturas devem ter mais de 7,3 mm² e não menos como pode ser encontrado na literatura.

White et al.³⁹ (2005) publicaram um trabalho onde investigaram a variação da resistência a flexão, de barras compostas por camadas de infra-estrutura de zircônia e porcelana de cobertura. Oito diferentes tipos de barras foram confeccionadas utilizando Y-TZP (Lava System) e porcelana feldespática (Lava Ceram Veneer ceramic); cada um desses grupos tinha 10 espécimes com dimensões de aproximadamente 44 x 4 x 4 mm. O módulo de elasticidade dos materiais foi medido pelo método acústico (pulso eco-ultrason) e a força máxima do módulo de ruptura foi determinado usando o ensaio de flexão em 3 pontos numa máquina de ensaios universal. Os resultados mostraram que os corpos de prova de porcelana de cobertura tiveram valores de resistência a flexão de 77 a 85 MPa. Já os corpos-de-prova com infra-estrutura de zircônia registraram valores muito maiores (636 a 786 MPa). O módulo de elasticidade da porcelana de cobertura e da infra-estrutura foram de 71 e 224 GPa respectivamente. Com isso os autores concluíram que o sistema de infra-estrutura a base de zircônia, por eles testados, teve valores de

resistência a fratura, substancialmente maiores que outros materiais para infraestrutura de cerâmica pura citada literatura.

Policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (Y-TZP) são usados como um material para aplicações odontológicas, por exemplo, inlays, coroas e pontes. No entanto, a Y-TZP pode sofrer transformação de fase, o que resulta em micro-rachaduras. Por esta razão, estudos de estabilidade em ambiente oral são de grande importância. Assim, Andrzejczuk et al.² (2006) realizaram um estudo para avaliar a estabilidade hidrotermal de zircônias de baixa porosidade estabilizadas por ítrio em água e solução ácida. Cerâmica com uma densidade fracionada da fase tetragonal variando de 90% a quase 100% foram produzidas por sinterização de pastilhas prensadas à seco em diferentes temperaturas. A resistência à flexão e à composição da fase foram determinados para as amostras antes e após a exposição as condições experimentais. A influência das transformações de fase na morfologia da superfície foi investigada através de um microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que as amostras sinterizadas a 1450°C com uma densidade de mais de 95% apresentaram forte tendência a sofrer transformação de fase tetragonal para monoclinica durante autoclavagem em água a 200°C por 24 horas. Concluíram então que a expansão de volume devido à transformação de fase resulta em micro-rachaduras, que tem um efeito negativo sobre as propriedades mecânicas do material investigado.

Curtis et al.⁹ (2006) realizaram uma pesquisa com o objetivo de investigar a influencia da simulação de forças mastigatórias, que rotineiramente ocorrem no meio oral durante a vida útil de uma reconstrução com cerâmica Y-TZP. Para tal, avaliaram a resistência a flexão, módulo de Weibull e dureza

superficial de corpos-de-prova em forma de discos (13 mm de diâmetro x 1.54 mm de altura) obtidos a partir de um bloco de cerâmica com 5-mol% de Y-TZP (LAVA – 3M ESPE). As amostras foram divididas em 10 grupos com 30 espécimes cada. Os grupo A e E foram mantidos nas condições em que foram confeccionadas as espécimes (sem polimento), e constituíram os grupos controle; os grupos B e D foram submetidos a 2000 ciclos contínuos a 500 N (383 – 420 MPa), 700 N (536 - 588 MPa) e 800 N (613 – 672 MPa). Os grupos F e H foram também submetido a ciclos contínuos de carga somente que imersos em água a 37°C por 2000 ciclos a 500 N; 700 N e 800 N. Os grupos I e J foi mantido seco e submetido a um máximo de 80 N (61 – 67 MPa) por 104 e 105 ciclos para simular nível de força mastigatória que as coroas e pontes de cerâmica pura receberão ao longo da sua vida útil na boca. Seguidamente os espécimes foram submetidos ao ensaio de Flexão e de dureza Vickers. Os resultados não mostraram diferença significativa na resistência a flexão entre todos os grupos. Já o aumento do modulo de Weibull foi significativo para os espécimes imersos em água ($8,6 \pm 1,6$, $8,5 \pm 1,6$, $10,3 \pm 1,9$) comparados com o grupo controle ($7,1 \pm 1,3$), já o grupo submetido a extenso ciclo de 10^5 resultou numa significativa redução do modulo de Weibull ($5,3 \pm 1,0$) comparado com o grupo controle. Foram localizadas áreas com aumento da dureza superficial diretamente abaixo da região que sofreu a ação do endentador. Os autores concluíram que o aparecimento de áreas com maior dureza superficial pode ser resultado de um mecanismo de transformação da resistência ou aumento da densidade do material por esmagamento. A redução da confiabilidade dos espécimes submetidos a 80 N por 10^5 ciclos foi associada o acúmulo de dano crítico como resultado das extensas forças mastigatórias naturais.

Em outro trabalho, Curtis et al.¹⁰ (2006) examinaram a influência de diferentes técnicas de modificação da superfície interna antes da cimentação, 12 jogos de cerâmica Y-TZP (LAVA – 3M ESPE) em forma de disco com 13 mm de diâmetro x 1.5 mm espessura foram utilizadas e divididas aleatoriamente em seis grupos donde foram abrasionados com alumina de 25, 50 e 110 μm e guardados protegidos da umidade ou em água a 37°C por 24 h. Quatro grupos sofreram desgaste com uma broca diamantada fina ou grossa, com água ou a seco. A resistência a flexão bi-axial, e módulo de Weibull de todos os espécimes foram determinados; assim também como a rugosidade, dureza superficial e composição das fases. Os resultados identificaram que não existia diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) na resistência a flexão entre os corpos de prova abrasionados com 25, 50 e 110 μm de alumina e o grupo controle. Porém, um aumento significativo do módulo de Weibull foi identificado nos espécimes abrasionados com alumina e conservados sem umidade (10.7 ± 1.9 , 10.6 ± 1.9 e 10.6 ± 1.9) quando comparados com o grupo controle (7.5 ± 1.3) e os espécimes guardados em água. Também foi observado que a abrasão com alumina diminuiu a rugosidade superficial comparada com os controles. Já o desgaste com a broca diamantada grossa reduziu significativamente a resistência a flexão e o módulo de Weibull, comparado com o controle, mas não houve diferenças significantes para o desgaste com a broca diamantada fina. Os autores concluíram que a combinação da redução da rugosidade superficial e a formação de uma camada superficial de estresse compressivo como resultado da abrasão com alumina aumentou a resistência a flexão dos materiais analisados.

Papanagiotou et al.²⁸ (2006) investigaram a possível degradação da resistência flexural de um novo material cerâmico composto por Y-TZP (Vita In-Ceram YZ) depois de ser exposta a vários procedimentos de degradação a baixa temperatura (LTD) e procedimentos de polimento final. Os autores também avaliaram possíveis alterações micro estruturais na superfície de este material utilizando MEV e difração de raios X; a composição química foi analisada pela espectroscopia de energia dispersiva (EDS). Foram utilizados 310 barras de 25 x 4 x 2 mm obtidas a partir de blocos de zircônia YZ-40 para Cerec (8 barras por cada bloco), sintetizadas no forno ZYcromat (Vita) e divididos em 9 grupos experimentais: Grupo C: controle; Grupo B24h: água fervente por 24h; Grupo B7d: água fervente por 7 dias; Grupo H6h: guardado em ar úmido a 250°C por 6h; Grupo H24h: guardado em ar úmido a 250°C por 24h; Grupo H7d: guardado em ar úmido a 250°C por 7 dias; Grupo P: polido; Grupo A: desgaste por ar abrasivo; Grupo AB: desgaste por ar abrasivo mais água fervente por 7 dias. A resistência flexural de todos os espécimes foi determinada usando o teste de 3 pontos numa máquina de ensaios Universal com célula de carga de 10 kN e velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados demonstraram que os tratamentos não provocaram efeitos negativos significantes na resistência a flexão, que foi de 796,7 a 950,2 MPa. O módulo de Weibull foi de 5.6 a 9.3 e a maior transformação da fase tetragonal para a monoclinica foi encontrada nos grupos: B7d e Grupo H7d. As análises por MEV e SEM mostraram menor concentração de ítrio nos espécimes do grupo B7d. Com tudo isso os autores concluíram que os vários procedimentos de degradação a baixa temperatura (LTD) e de polimento final não reduziram a

resistência a flexão das barras de zircônia e que o jateamento abrasivo aumentou a resistência das cerâmicas testadas .

Considerando que alta tenacidade à fratura do nano compósito ZrO_2/Al_2O_3 estabilizado com cério (Ce-TZP/A) poderia ser superior ao da Y-TZP em uso clínico Fischer et al.¹², em 2007, decidiram investigar a resistência à fratura e ao trincamento da cerâmica de revestimento de Ce-TZP/A (Nanozir, Matsushita Electric Works) e Y-TZP/HIP (Hint-ELs). em relação a sinterização As estruturas foram usinadas (HiCut e Hint-ELs), sinterizados, e a cerâmica de cobertura foi aplicada (hiTherm e Hint-ELs), seguindo as instruções do fabricante (Cerabien ZR e Noritake). A resistência à fratura das coroas foi avaliada em um ensaio de corte ($n = 10$). A resistência à flexão biaxial foi medida de acordo com a ISO 6872 ($n = 10$). Para avaliar a compatibilidade térmica entre a infra-estrutura e cerâmica de cobertura o coeficiente de expansão térmica (CTE) de todos os materiais foi determinada ($n = 3$) e um teste de fissuras foi realizado ($n = 12$). A resistência à fratura foi igual para coroas com Ce-TZP / A ($866,6 \pm 132,1$ N) e Y-TZP ($904,5 \pm 168,2$ N), sinterizados, enquanto as coroas com Y-TZP/HIP foram significativamente mais fortes ($1.380,6 \pm 253,2$ N) (t de Student teste, $p < 0,05$). Estes valores foram correlacionados com a resistência à flexão biaxial observada para os materiais: (Ce-TZP / A: $1238,0 \pm 200,0$ MPa, Y-TZP sinterizadas: $1181,8 \pm 232,5$ MPa e Y-TZP/HIP: $1521,8 \pm 163,8$ MPa). Nos espécimes de Y-TZP/HIP e Y-TZP sinterizados foram observadas falhas por lascamento da cerâmica de cobertura ou fratura total do conjunto, enquanto que não foram observados lascamentos nos espécimes confeccionados por Ce-TZP/A . No teste de fissuras ambas sinterizadas e Y-TZP/HIP foi ligeiramente melhor do que a Ce-

TZP / A. CTE foram os seguintes: Ce-TZP / A: 10,3 $\mu\text{m} / \text{mK}$, Y-TZP sinterizadas: 10,7 $\mu\text{m} / \text{mK}$, Y-TZP/HIP: 10,9 $\mu\text{m} / \text{mK}$, e Cerabien ZR: 9,9 $\mu\text{m} / \text{mK}$. Com esses resultados os autores concluíram que o coeficiente de expansão térmico do revestimento cerâmico tem que ser ajustado para estruturas de Ce-TZP/A.

Pittayachawan et al.²⁹ (2007) realizaram um estudo que tinha como objetivo avaliar a influencia da inclusão de corantes na resistência flexural, dureza e resistência à fadiga de zircônia do sistema LavaTM. Discos padronizados LAVATM (15mm x 1,3 mm) foram fornecidos pelo fabricante fabricante (3M ESPE), de acordo com a norma ISO 6872. A temperatura final de sinterização foi de 1500°C. Os espécimes foram divididos em oito grupos de acordo com a cor: incolor e FS1-FS7 (a cor relacionada com a guia de cores Vita A-D). As amostras foram lixadas, com lixas diamantadas de 10 μm em ambos os lados . Todos os espécimes foram polidos somente de um lado com aplicação sequencia de lixa 1000 (Struers, UK) por 10 min, então polidas com suspensão DP (Struers) contendo diamantes policristalinos (Struers) de tamanho 9 μm por 20 minutos e finalmente, 3 μm por 10 minutos usando uma máquina de polimento a uma velocidade de 150 rpm. Para todo lixamento e polimento foi usado um dos dois “struers” da máquina RotoPol-11 (Struers). Foi avaliado a resistência flexural biaxial e a dureza Vickers. Para gerar as número de curvas clássica de tensão, os discos de zircônia incolor(n= 24), FS4 (n=24), FS7 (n=32) foram aleatoriamente selecionados e submetidos a teste de fadiga. Uma carga senoidal cíclica (2 Hz) foi aplicada sobre os espécimes imersos em água a 37°C variando de 50 a 90% a tensão média de fratura das amostras (MPa). Um limite de fadiga de 500.000 ciclos foi definido. A confiabilidade da força foi analisada

utilizando o método de Weibull. Todos os grupos tiveram uma resistência flexural média dureza e módulo de Weibull (m) de aproximadamente 1100MPa, 1300HV e 9,8-12,9, respectivamente. A análise de variância (ANOVA) não mostrou diferença significativa na resistência à flexão biaxial entre os oito grupos ($p > 0,05$). A ANOVA não mostrou diferenças significativas nos valores de dureza entre os grupos, exceto FS1 e FS5, que apresentaram valores de dureza significativamente maiores do que FS4 e FS7 ($p < 0,001$) e FS5 também teve um maior valor de dureza do que FS3 ($p < 0,05$). Além disso, os grupos sem coloração, FS4 e FS7 sobreviveu a 5×10^5 ciclos em um nível de tensão na faixa de 60-65% da resistência à flexural média. Os autores puderam concluir que a tonalidade não afeta a resistência à flexão das cerâmicas Y-TZP e que o limite de fadiga dos grupos FS4 e FS7 (descoloridos) pode ser definido como situado entre 60 e 65% da tensão necessária para a fratura dos espécimes.

Teixeira et al.³⁶ (2007) fizeram um estudo sobre o efeito da adição de Al_2O_3 na ZrO_2 tetragonal visando a utilização desta cerâmica como material dentário. Amostras contendo 0, 10, 20 e 30 wt.% eram prensado a frio (80 MPa), e em seguida sinterizadas por 120 minutos variando-se a temperatura de sinterização (1500, 1550 e 1600°C). Os efeitos das condições de sinterização foram analisadas por difração de raios X e microscopia eletrônica de varredura. A dureza e a tenacidade à fratura foram determinadas pelo método de indentação Vickers. Além disso, as amostras foram submetidas ao teste de flexão em 4 pontos. Observaram relação direta entre a dureza das amostras (13,4 e 15,8 Gpa) e a quantidade de Al_2O_3 adicionada à matriz de ZrO_2 . No entanto, ressaltam que a adição de alumínio não resulta em diferença

significativa na tenacidade à fratura em todas as condições. Os autores concluíram que a alta dureza, tenacidade à fratura, resistência à flexão (of 685 MPa) e confiabilidade ($m = 11$) apresentados pelos compósitos cerâmicos com 20% Al_2O_3 indica o potencial destes materiais como cerâmica biológica para uso odontológico.

A introdução de policristais de zircônia parcialmente estabilizada com ítrio (Y-TZP) tem aumentado os limites de aplicação de restaurações de cerâmica pura. As propriedades mecânicas desses materiais pode ser melhorada pela adição de uma fase de dopante secundário. Por isso Aboushelib et al.¹ (2008) avaliaram as propriedades de um novo nano-compósito cerâmico. Para a realização deste estudo as propriedades de um novo policristal de zircônia tetragonal co-estabilizado com céria dopada com alumina (Ce-TZP-Al) foram investigados. Y-TZP foi utilizado como controle. Sessenta barras ($20 \times 2,5 \times 1,5 \text{ mm}^3$) de cada material foram preparadas por processamento CAD / CAM. Vinte espécimes foram utilizados para medir a resistência à flexão em 4 pontos e módulo de elasticidade dos materiais testados. Os espécimes restantes foram usados para medir a tenacidade à fratura usando durometro com indentação de aresta única (SENB), e fractografia (FR). O coeficiente de expansão térmica (TEC) foi medido utilizando diagramas de expansão de temperatura. A resistência de união dos dois materiais para estruturas e de duas cerâmicas de cobertura estéticas foram analisadas pelo teste de microtração (MTBS). A superfície interna dos materiais foi analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microanálise por energia dispersiva de raios X (EDX). Análises de variância (ANOVA) e testes Post hoc de Bonferroni foram utilizados para analisar os dados ($\alpha = 0,5$). Os autores puderam observar que a resistência à flexão e

módulo de elasticidade da Ce-TZP-Al (856 MPa e 170 GPa) foi significativamente menor ($p < 0,001$) do que as de Y-TZP (1003 MPa, 215 GPa). O valor de tenacidade à fratura (IS) Ce-TZP-Al ($19,02 \text{ MPa m}^{1/2}$) foi significativamente maior ($p < 0,001$) do que os valores de SENB ($12,6 \text{ MPa m}^{1/2}$) e FR ($12,8 \text{ MPa m}^{1/2}$). Estes valores foram significativamente maiores ($p < 0,001$) do que a tenacidade à fratura de Y-TZP ($7,4 \text{ MPa m}^{1/2}$), que apresentaram valores estatisticamente semelhantes com as mesmas três técnicas. O coeficiente de expansão térmico medido para os dois materiais foi relativamente semelhante, $10,1 \mu\text{m}/^\circ\text{C}$ e $10,4 \mu\text{m}/^\circ\text{C}$, respectivamente. Quanto aos valores MTBS, Ce-TZP-Al apresentaram valores de união significativamente mais baixa ($p < 0,001$) e maior percentual de falha interfacial de Y-TZP, com falha completamente coesiva nas cerâmicas de cobertura utilizadas. Análises de MEV mostraram arrancamento de grãos de zircônia e defeitos estruturais na interface infra-estrutura/revestimento para o material Ce-TZP-Al, o que demonstrou uma fraca união desse material com as duas cerâmicas de cobertura utilizadas. Os autores concluíram que apesar das propriedades mecânicas promissoras dos nanocompositos de cerâmica Ce-TZP-Al sua força de união com as cerâmicas de cobertura/revestimento estético é muito baixa o que torna as próteses confeccionadas nesse sistema altamente suscetível à delaminação e lascamento sob a função oclusal.

Em 2008, Ereifej et al.¹¹, realizaram estudo com objetivo de investigar a fratura entre diferentes materiais totalmente cerâmicos e reforçados com fibra usados na confecção de próteses dentárias. Dentes foram preparados e utilizados para a reconstrução de coroas dentais com quatro sistemas cerâmicos diferentes: Vita Mark II (MV II) (Vita Zahnfabrik), IPS

e.max/CAD (CAD) (Ivoclar-Vivadent), IPS e.max/ZirCAD (ZirCAD) (Ivoclar-Vivadent) e BelleGlass EverStick/(ECB) (Kerr / Stick Ltd. Tech). Todas as coroas foram cimentadas adesivamente aos seus dentes correspondente usando cimento resinoso dual Multilink (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Antes da cimentação, os dentes e as superfícies internas das coroas foram preparadas como recomendado pelos fabricantes. As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 24h antes de serem testados. Todas as amostras foram carregados em compressão contra um primeiro molar superior em Co/Cr na velocidade de 0.2mm/min e liberado sinais acústicos, estes foram coletados e analisados. Um número mínimo de 15 coroas por grupo foram carregados até a falha final e os valores de carga na fratura inicial e final foram comparados. Além disso, quatro amostras de cada grupo foram carregados até a iniciação de fraturas e foram fractograficamente examinadas em um microscópio óptico. Um limiar inferior de 50 dB foi escolhido para excluir sinais de antecedentes falsos. Os autores observaram que as forças de fratura iniciais foram significativamente inferiores aos da fratura final ($p < 0,05$) em todos os grupos e as amplitudes AE da falha inicial foram inferiores aos da fratura final. Média de força inicial de fratura de amostras ZirCAD (1029,1 N) foi maior do que os de VMII (744,4 N), CAD (808,8 N), ECB (979,7 N). Fratura final do ZirCAD também ocorreu em valores de força significativamente maior (2091,7 N) do que o resto dos grupos; VMII (1120,9 N), CAD (1468,9 N) e ECB (1576,6 N). Valores significativamente mais elevados de falha inicial na amplitude AE foram encontradas na VMII de CAD e ECB enquanto aqueles de fratura final foram semelhantes. Todas as coroas observadas ao microscópio na fratura inicial apresentavam sinais de falha. Considerando que as coroas

metal-free analisadas apresentaram variações significativas nas cargas de colapso final, os dados de emissão acústica mostrou que todos eles manifestaram falhas iniciais na carga de valores significativamente inferiores.

A introdução de zircônia Y-TZP em odontologia tem aberto novas fronteiras sobre estética e biocompatibilidade dos materiais dentários. Um estudo realizado em 2008 por Gigola et al.¹³ teve como objetivo verificar a carga máxima aplicável às pontes zircônia Y-TZP, a fim de obter a dimensão correta dos conectores. Segundo os autores este material apresenta uma alta resistência inicial à flexão (mais de 1000 MPa), mas é necessário determinar se esse valor é alterado sob tensão, em outras palavras, sob fadiga. Para realizar o estudo, 40 barras de zircônia (40 × 5 × 5 mm) foram divididos em 5 grupos e testados em uma prensa pneumática que simula tensões cíclicas. O grupo A foi submetido a uma carga elevada para gerar fraturas estáticas, os demais (B, C, D, E), com menor tensão para identificar um limiar (valor de pressão que não vai quebrar as barras), mesmo após dois milhões compressões. Com estes resultados, foi possível obter a curva de Wöhler para a zircônia Y-TZP, uma curva estatística que é até hoje a base para o planejamento à longo prazo dos elementos das tensões mecânicas. A curva de Wöhler mostrou que o material tem um limite de fadiga de 400 MPa, um valor mais baixo comparado com o valor estático tolerado (1000 MPa). Os autores concluíram que este estudo é uma indicação científica para a confecção de conectores com dimensões que possibilitem adequado desempenho clínico no ambiente oral.

Em 2008, Pittayachawan et al.³⁰ usou a cerâmica de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) como objeto de avaliar o efeito de

variação nas quantidades relativas de fases tetragonal, cúbica e monoclinica nas áreas de edentação de uma infra-estrutura de zircônia de alta resistência, comercialmente disponível, em função da variação de diferentes carregamentos. Trinta discos padronizados (15 X 1,2 mm²) foram usados para examinar a resistência à flexão biaxial (norma ISO 6872), utilizando uma máquina de ensaio servo-hidráulica Dartec HC10 (Zwick Ltd., UK). Os espécimes foram submetidos a testes de dureza (superfícies polidas e superfícies não polidas dentro da mesma amostra) e teste de fadiga dinâmica. A superfície de fratura após o teste de flexão biaxial foi também analisada através de espectroscopia Raman. Após os teste, observaram que os espécimes de Cercon testados possuíam resistência à flexão e Módulo de Weibull (m) de aproximadamente 823,3 ($\pm 114,7$) MPa e 8,3, respectivamente. As superfícies não polidas (1.378,7 \pm 51,8 HV) tiveram o valor de dureza um pouco maior em comparação com superfícies polidas (1.354,33 \pm 50,9 Hv), porém, nos dois casos a análise de variância não mostrou diferença significativa nos valores de dureza entre superfícies polidas e não polidas ($P > 0,05$). Além disso, os espécimes sobreviveram até os 5×10^5 ciclos, quando utilizando uma carga de 70% da resistência à flexão biaxial média ou inferior. A microespectroscopia Raman mostrou transformação de fases tetragonal para cúbica e monoclinica dentro da área de edentação e, não foi detectada fase monoclinica nas regiões fora da zona de edentação. O nível de fase cúbica, entretanto, foi maior no centro da marcação. A transformação de fase cúbica foi observada na superfície inferior (lado de tensão) de espécimes fraturados. Observou-se também perto do centro da amostra exposta a fratura. Nesta última região um aumento na fase monoclinica foi adicionalmente observado. O estudo mostrou que as

amostras de zircônia têm resistência à flexão biaxial e a fadiga de 823,3 ($\pm 114,7$) MPa e 575 MPa (520 N) respectivamente. A superfície sem polimento apresentou valores de dureza ligeiramente superior à superfície polida, porém, nenhuma diferença significativa foi encontrada. Portanto, o polimento dos espécimes não teve nenhum efeito sobre a dureza da superfície, mas a avaliação por DRX indicou redução de transformação da fase cúbica. Nos espécimes de ciclo único, o Raman, demonstrou níveis elevados de transformação de fase da superfície após o carregamento com um penetrador Vickers. O nível de fase cúbica, entretanto, foi maior no centro da marcação. Monoclínica e grandes quantidades de fase cúbica também foram encontrados perto da origem da fratura dos espécimes durante o teste. Em resumo, a tenacificação da transformação (tetragonal para ambas as fases monoclínica e cúbica) ocorreu devido a aplicação de carga elevada.

O objetivo do trabalho realizado por Sasahara et al.³³ em 2008 foi estabelecer uma padronização na produção de blocos pré-sinterizados de Y-TZP (zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio) adequado para ser usinadas em um sistema CAD-CAM comerciais, utilizadas para a fabricação de coroas e estruturas de pontes para aplicações dentárias. Dois pós comerciais Y-TZP foram investigados. Os pós foram prensados com diferentes pressões de compactação (40 a 500 MPa) e pré-sinterizado a uma temperatura que varia de 900 a 1100°C. Testes de dureza, resistência à flexão biaxial e contração linear pôde ser correlacionado com a densidade relativa das amostras pré-sinterizadas. Os autores observaram que, usando uma equação empírica, blocos pré-sinterizado com uma densidade pré-definidas podem ser preparados. Observaram também que os blocos resistiram a usinagem em um sistema

CAD-CAM, e as coroas usinadas e sinterizadas apresentaram uma boa adaptação.

Hjerpe et al.¹⁹ em 2009, avaliaram o efeito do tempo de sinterização nas propriedades mecânicas da zircônia parcialmente estabilizada ítrio (Y-TZP) (ICE Zirkon, Zirkonzahn, Itália). Cinquenta e seis discos de zircônia foram divididos em dois grupos. Os discos do primeiro grupo foram sinterizadas em forno de sinterização (Zirkonzahn) em 20-1500°C de temperatura com tempo de elevação de 3h e mantido em 1500°C durante 2h. Os discos do segundo grupo foram sinterizados a 20-1500°C em tempo de elevação de 1h 40 min e mantido em 1500°C durante 1h. Metade dos discos ($n = 15$) de ambos os grupos foram submetidos à termociclagem em água destilada por 20 000 ciclos (5-55°C). Resistência à flexão biaxial dos discos (19,0 milímetros de diâmetro, 1,6 milímetro de espessura) foram medidos à temperatura ambiente sem humidade. Microdureza de superfície (VHN) também foi medida. Difração de raios X foi realizada para avaliar a relação entre as fases tetragonal e monoclinica nos discos termociclados. Os dados foram calculados usando Weibull e análise de variância. Nenhuma diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) foi encontrada entre os grupos em termos de tempo ou sinterização termociclagem. A resistência à flexão biaxial dos grupos variou de 995MPa para 1127MPa. A microdureza superficial variaram 1478-1532(falta colocar a unidade de medida). A quantidade relativa de fase monoclinica foi maior quando zircônia foi termociclada e armazenadas em água em relação ao grupo controle dos discos, que não teve fase monoclinica em todos. Os autores concluíram que a variação do tempo de sinterização de 1.6h 3.0h não influenciou nas propriedades mecânicas da zircônia Y-TZP.

Plengsombut et al.³¹ (2009) determinaram o efeito de duas configurações de conectores na resistência a fratura de materiais odontológicos usados para confecção de estruturas para prótese fixa totalmente cerâmica. Três materiais foram testados: (1) cerâmica vítrea de dissilicato de lítio injetada (IPS e.max Press (Press)), (2) cerâmica de dissilicato de lítio pra fresagem (IPS e.max CAD (CAD)), e (3) cerâmica de Y-TZP para fresagem (IPS e.max ZirCAD (ZirCAD)). As amostras foram constituídas por barras de 30 x 4 x 4mm, a fim de representar próteses fixas de 3 elementos. Dois modelos de conector foram estudados (n = 5): redondo (0,60 ± 0,01 mm de raio de curvatura) e (0,06 ± 0,001mm raio de curvatura), com 3,00 ± 0,05 mm de seção transversal para cada conector. Cada espécime foi colocado em uma máquina universal de ensaios com velocidade de 0,1 mm / min. Para a realização do teste de resistência à fratura. Os dados foram estatisticamente analisados com ANOVA e teste de Tukey HSD ($\alpha = .05$). As médias das (DP) para a falha no modelo de conector redondo foram 684,2 (70,1) N para ZirCAD, 260 (7,8) N, para CAD, e 172,9 (35,5) N para a Press. As médias das (DP) para a falha nos modelos de conector foram 386,3 (51,5) N para ZirCAD, 87,9 (7,0) N, para CAD, e 125,1 (15,1) N . A análise ANOVA indicou diferenças estatisticamente significativas ($P < .005$) para o material e modelo do conector, e, também, uma interação significativa entre o material e o modelo do conector. Maior número de falha em carga elevada foram encontrados para o design de conector redondo, quando comparado com a configuração do conector acentuado, para ZirCAD e CAD. No entanto, essa diferença não foi estatisticamente significativa para os grupos Press. Na análise com MEV os autores observaram que a fratura havia iniciado a partir da superfície gengival (tração) do conector para o pântico (ponto de carga

central). Assim, os autores concluíram que a resistência à fratura das cerâmicas de infra-estrutura é afetada pela técnica de fabricação e forma do conector e que, a forma do conector afeta a resistência à fratura das cerâmicas processadas por CAD/CAM, mas não altera as propriedades da cerâmica injetada.

Lorenzoni et al.²² (2010) realizaram um estudo avaliando o efeito do modelo de infra-estrutura no teste de fadiga e no padrão de falha de coroas metalo-cerâmicas (MC, liga de Ni-Cr e VMK 95 porcelana de revestimento), alumina infiltrada por vidro (ICA, In-Ceram Alumina/VM7) e revestimento de policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (Y-TZP, IPS e.Max ZirCAD/IPS e.Max). Sessenta réplicas de um primeiro molar superior foram confeccionadas em resina composta e preparadas para receber coroas padronizadas (MCs, ICAs e Y-TZPs, n=10) e infraestrutura modificada (MCm, ICAm e Y-TZPm, n=10). Teste de fadiga foi realizado com um penetrador esférico de aço (3,18 mm de raio) no centro da superfície oclusal usando a razão r-fadiga (3-30 N) até a conclusão de 106 ciclos ou falha. O teste foi interrompido a cada 125.000 ciclos para avaliação de danos. Distribuição de Weibull e curvas de nível foram utilizados para examinar as diferenças entre os grupos. Modo de falha foi avaliada por microscopia de luz polarizada e eletrônica de varredura. Análise de Weibull apresentou a maior resistência à fadiga nas coroas MC, independentemente da configuração da infraestrutura. Não houve diferença significativa (sobreposições de confiança vinculados) foi observada entre ACI e Y-TZP com ou sem modificação da infraestrutura. As coroas de Y-TZPm apresentaram resistência a fratura semelhantes as coroas MC. Nenhuma fratura na cerâmica de revestimento foi observada no grupo MC,

enquanto o grupo ICAs apresentou fratura na infraestrutura e no revestimento e a ICAm, fratura somente no revestimento. As coroas Y-TZP teve fraturas em lascas do revestimento, sem fraturar a infraestrutura. Os autores concluíram que a modificação no modelo de infraestrutura não melhorou a resistência à fadiga nos sistemas de coroas investigados. As coroas Y-TZPm apresentou resistência à fadiga comparável com as coroas MC. O tipo de fratura variou de acordo com o material empregado.

Em 2010 Qeblawi et al.³² avaliaram o efeito do tratamento mecânico da superfície da zircônia parcialmente estabilizada com ítrio em sua resistência à flexão e ao efeito dos tratamentos de superfície mecânico e químico sobre a sua resistência de união a um cimento resinoso. Sessenta e quatro de barras (4 x 5 x 40 mm) foram confeccionadas a partir 3% YTZP parcialmente sinterizada (IPS e.max ZirCAD B40 blocos; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), utilizando uma máquina de cortes seriados de alta precisão (ISOMET 1000 Precision Saw; Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois), sob irrigação com uma disco diamantado (lâmina de 4 polegadas, de alta concentração, M412H; MetLab Corp, Niagara Falls, NY). As barras foram sinterizadas, em seguida, divididos em 4 grupos: (1) controle (sem tratamento), (2) jato abrasivo de óxido de alumínio, (3) silicatização e (4) desgaste manual úmido. Após o armazenamento por 24 horas a 37 ° C, resistência à flexão foi determinada usando um teste de flexão de 3 pontos, e os resultados foram analisados usando uma ANOVA ($\alpha = .05$). Para a avaliação de resistência ao cisalhamento, as barras de zircônia (2,5 x 3 mm) foram preparados a partir de blocos de zircônia, sinterizadas, e divididos em 16 grupos. Cada grupo foi submetido a uma combinação de tratamentos mecânicos e químicos. Tratamento mecânico

foram: (1) controle (sem tratamento), (2) abrasão a ar, (3) silicatização, ou (4) desgaste manual úmido. O tratamento químico incluía: (1) controle (sem tratamento), (2) condicionamento ácido seguido por silanização, (3) silanização apenas, ou (4) aplicação do primer de zircônia. Espécimes de dentina foram preparados a partir de terceiros molares armazenados em 0,5% de cloramina-T. Barras de zircônia foram colados à dentina através de um cimento resinoso (Multilink Automix). Após o armazenamento, os espécimes foram carregados até a falha com o método de ensaio ao cisalhamento em um aparelho de carga universal. Para a análise de envelhecimento artificial, os grupos que obtiveram os maiores valores de resistência de união foram duplicados, armazenados a 37 °C e umidade relativa de 100% para 90 dias, e ciclagem térmica, antes de serem carregados até a falha. Os resultados foram analisados utilizando ANOVA ($\alpha = .05$) a 2 critérios de variação. Partículas de abrasão à ar e desgaste manual aumentou significativamente a resistência à flexão. Os valores mais elevados de resistência ao cisalhamento foram obtidos para os seguintes grupos: silica + silanização > desgaste manual + primer de zircônia > abrasão à ar + silanização > abrasão à ar + primer de zircônia. Envelhecimento artificial resultou em resistência ao cisalhamento significativamente menor para os grupos silica /silanizados e primer de zircônia. Assim, os autores concluíram que a modificação mecânica da superfície aumentou a resistência à flexão de Y-TZP. A ligação da resina a Y-TZP foi melhorada pelo tratamento de superfície. Uma combinação de condicionamento mecânico e química do superfície da zircônia foi essencial para desenvolver um vínculo durável da resina/zircônia.

Em 2011, Scherrer et al.³⁴ investigaram o efeito de do jateamento de infra-estruturas de Y-TZP com partículas de de alumina-silica de 30 μ m de diametro. utilizadas para aumentar a adesão dos cimentos resinosos com a estrutura protética. Objetivamente testaram se essas partículas afetavam ou não a resistência à fadiga e se esse efeito era cumulativo na sobrevida dessas cerâmicas Y-TZP. Para esse estudo cinco materiais de zircônia foram testados: Zeno (ZW) (Wieland), Everest ZS (KV) (Kavo), Lava branco (LV) e Lava colorido (LVB) (3M Espe). O teste de fadiga foi realizado em 66 barras de 3mm X 5mm X 40mm com bordas chanfradas para cada material de zircônia. Metade dos espécimes foram jateadas com CoJet no meio na superfície que receberia a tensão em uma área de 5mm x 6mm. Os corpos de prova foram submetidos a teste de fadiga (N = 30 / grupo) (carga / descarga sinusoidal, 10 Hz, entre 10% e 100% de carga) e de resistência a flexão em 3 pontos com imersão em água. O grau de estresse foram reduzidos a partir do valor estático inicial (média de N = 3) até 1 milhão de ciclos. Limites de fadiga foram determinados a partir de linhas de tendência. A análise Kaplan-Meier da foi realizada para determinar a tensão de ruptura ao nível médio da porcentagem de sobrevida para um milhão de ciclos antes e após o jateamento. Para análise estatística foi utilizado o teste log-rank. A avaliação da fratura crítica foi feita por MEV para a maioria dos espécimes. A resistência à fadiga no grupo controle (não jateadas) (CTR), foi: LV = 720MPa, LVB = 600MPa, KV = 560MPa, ZW = 470MPa. A resistência à fadiga após o jateamento com CoJet foi: LV = 840MPa, LVB = 788MPa, KV = 645MPa, ZW = 540MPa. O aumento da resistência à fadiga após o jateamento foi de 15% para o Zeno (ZW) e o Everest (KV), 17% de Lava (LV) e 31% para Lava coloridas (LVB). Na análise KM tensões em MPa foram:

ZW (CTR) = 549 (543-555), ZW (s) = 587 (545-629), KV (CTR) = 593 (579-607), KV (s) = 676 (655-697), LVB (CTR) = 635 (578-692), LVB (s) = 809 (787-831), LV (CTR) = 743 (729-757), LV (s) = 908 (840-976). Testes de Log-rank demonstraram diferenças significativas ($p < 0,001$) para todos os grupos jateados contra os não jateados com exceção de Zeno (Wieland) ($p = 0,295$). Os autores sugeriram que as falhas iniciais podem ser intrínsecas ou decorrentes da usinagem. A conclusão dos autores foi que jateamento com partículas de alumina-silica de $30\mu\text{m}$ fez melhorar significativamente a resistência à fadiga de três dos quatro materiais de cerâmica Y-TZP e podem ser recomendadas para os procedimentos de cimentação adesiva.

3. Proposição

3. Proposição

O propósito deste trabalho foi avaliar a resistência à flexão de sistema cerâmico de zircônia parcialmente estabilizadas por ítrio em função dos seguintes fatores de variação:

1) Sistemas cerâmicos (2 níveis)

- IPS e-Max ZirCAD com sinterização Ivoclar Vivadent
- Lava Framework com sinterização 3M ESPE

2) Espessura do espécime (2 níveis)

- 2,0 mm
- 0,7 mm

A fim de testar as seguintes hipóteses:

H0 = Os sistemas cerâmicos e as diferentes espessuras testadas não determinam médias de resistência a flexão diferentes entre si.

H1 = Ao menos uma das médias de resistência a flexão difere das demais em função de sistemas cerâmicos e/ou espessuras.

4. Material e Método

4. Material e Método

Os materiais utilizados para a realização desse estudo foram os sistemas cerâmicos de zircônia estabilizada por ítrio: IPS e.max ZirCAD® (Ivoclar Vivadent) e LAVA™ Frame Framework Ceramic LAVA™ (3M ESPE™), recentemente introduzidos no mercado Odontológico para a confecção de infra-estrutura para próteses metal free, confeccionadas pela técnica CAD/CAM (*Computer Assisted Desing/Computer Assisted Manufactured*).

Considerando a diferença entre as espessuras recomendadas pela norma ISO 6872/2005³⁸ e as recomendações dos fabricantes para a aplicação clínica dos sistemas cerâmicos na confecção de infra-estrutura para região posterior, foi decidido confeccionar corpos de prova com as dimensões descritas no Quadro 1.

QUADRO 1 – Grupos, Sistemas cerâmicos, lote de fabricação e dimensão dos corpos de prova - Araraquara 2011

GRUPO	SISTEMAS CERÂMICOS	LOTE DE FABRICAÇÃO	DIMENSÃO DOS CORPOS DE PROVA	NÚMERO DE CORPOS DE PROVA
ZC_2	IPS e.max ZirCAD®	K17886	25,0 X 5,0 X 2,0 mm	10
ZC_0,7	IPS e.max ZirCAD®	K17886	25,0 X 5,0 X 0,7 mm	10
LV_2	LAVA™	318173	25,0 X 5,0 X 2,0 mm	10
LV_0,7	LAVA™	318173	25,0 X 5,0 X 0,7mm	10

A fim de reduzir a possível variabilidade dos blocos cerâmicos, cada grupo foi constituído por 10 barras cortadas de um número mínimo de blocos cerâmico para processamento CAD/CAM.

4.1 Dimensionamento dos corpos de prova

As dimensões dos corpos de prova de ZC_2 e LV_2 seguiram a Norma ISO 6872/2005³⁸, segundo a qual cada corpo de prova deve ter o formato de barra com 25,0 mm de comprimento, 5,0 mm de largura e 2,0 mm de espessura, podendo apresentar uma variação de $\pm 0,2$ mm, com faces superiores e inferiores paralelas, podendo apresentar uma diferença de até 0,5 mm entre si.

A confecção dos corpos de prova de ZC_0,7 e LV_0,7 foi também realizadas de acordo com a mesma norma para comprimento e largura, modificando-se apenas a espessura para 0,7 mm, a fim de simular a utilização clínica do sistema cerâmico, uma vez que os fabricantes recomendam a confecção de infra estrutura com essa espessura.

Esse dimensionamento foi aferido com paquímetro digital DIGIMATIC CALIPER[®] com precisão de 0,01mm (Mitutoyo Corporation[®], Tokio, Japan).

4.2 Confecção dos corpos de prova

Para ZC_2 e ZC_0,7, foi utilizado bloco cerâmico de IPS e.max ZirCAD[®] (B40: 15 x 15 x 40 mm). Para os grupos LV_2 e LV_0,7 foi utilizado, bloco cerâmico de LAVA[™] Frame Framework Ceramic. Em função da contração dimensional após sinterização e de acordo com protocolo dos

fabricantes, os corpos de prova foram cortados 25% maiores que as dimensões pretendidas.

Assim, para os corpos de prova de ZirCAD[®], as dimensões de corte iniciais foram: 31,25 mm de comprimento, 6,25 mm de largura e 2,5 mm de espessura. Para os de LAVA[™], 31,25 mm de comprimento, 6,25 mm de largura e 0,9 mm de espessura.

Antes de se realizar a sequencia de cortes para a confecção dos corpos de prova as hastes metálicas de fixação dos blocos foram removidas por imersão em água quente.

4.2.1 Corte perpendicular - comprimento

Para determinar o comprimento dos corpos de prova cada bloco cerâmico foi fixado a uma base de madeira com godiva de baixa fusão (Exata[®], DFL Industria e Comércio Ltda.) . A seguir, com auxílio da máquina de cortes seriados ISOMET 1000[®] (BUEHLER Ltda. Lake Bluff, IL, EUA) equipada com um disco de diamante de 0,3 mm de espessura a uma velocidade de 400 rotações por minuto sob abundante refrigeração de água, foi realizado corte perpendicular ao longo eixo dos blocos, a uma distância de 31,25 mm da base dos mesmos, a fim de garantir corpos de prova com as dimensões adequadas para a sinterização – Figura 1 e 2.



FIGURA 1 - Fixação do bloco a base de madeira

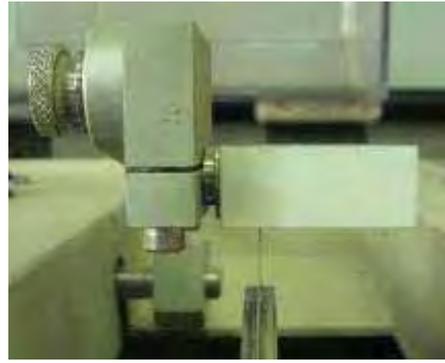


FIGURA 2 - Corte perpendicular do bloco para determinação do comprimento

4.2.2 Corte longitudinal – largura

Depois, todos os blocos foram individualmente reposicionados e fixados na maquina de corte como já descrito e recebeu cortes longitudinais a fim de se obter laminas de 6,25mm de largura – Figura 3 e 4.



FIGURA 3 - Reposicionamento para corte longitudinal



FIGURA 4 – Laminas obtidas pelos cortes efetuados para definição da largura

4.2.3 Corte longitudinal – espessura

Cada lamina foi fixada individualmente a base de madeira e recebeu cortes longitudinais como já descrito, com intervalos de 2,5 mm para os corpos de prova ZC_2 E LV_2 e com intervalos de 0,9 mm, para os Grupos ZC_0,7 E LV_0,7 – Figura 5 e 6.



FIGURA 5 – Posicionamento das laminas para obtenção dos corpos de prova



FIGURA 6 - Corpos de prova obtidos com as dimensões adequadas

4.3 Seleção dos corpos de prova

De cada bloco cerâmico foram obtidos 18 corpos de prova. Desses foram selecionados os 10 que apresentaram as dimensões mais uniformes e próximas ao estabelecido, aferidas com auxílio de paquímetro digital já descrito (Figura 7 e 8).



FIGURA 7 - Corpos de prova finalizados



FIGURA 8 - Paquímetro digital DIGIMATIC CALIPER

4.4 Sinterização dos corpos de prova

Cada sistema cerâmico foi submetido ao seu respectivo protocolo de sinterização.

Assim, os corpos de prova de ZirCAD[®] selecionados foram sinterizados no forno automático SINTRAMAT (Ivoclar Vivadent) por um período total de 8 horas até uma temperatura de 1500°C (Figura 9). Os corpos de prova de LAVA[™] foram sinterizados no forno de sinterização Lava[™] Furnace 200 (3M ESPE) por um período total de 11 horas até uma temperatura de 1500°C (Figura 10), sendo que durante 3h e 30 minutos os corpos de prova foram secos a temperatura de 26-26°C; após a secagem a temperatura foi elevada até 1500°C e permaneceu por 4h e 48 minutos e, retirados do forno após o completo resfriamento (~3horas).

Após o processo de sinterização os espécimes foram guardados em recipiente plástico com tampa, devidamente identificado, e contendo um pouco de algodão para evitar provável movimentação e possíveis micro danos.

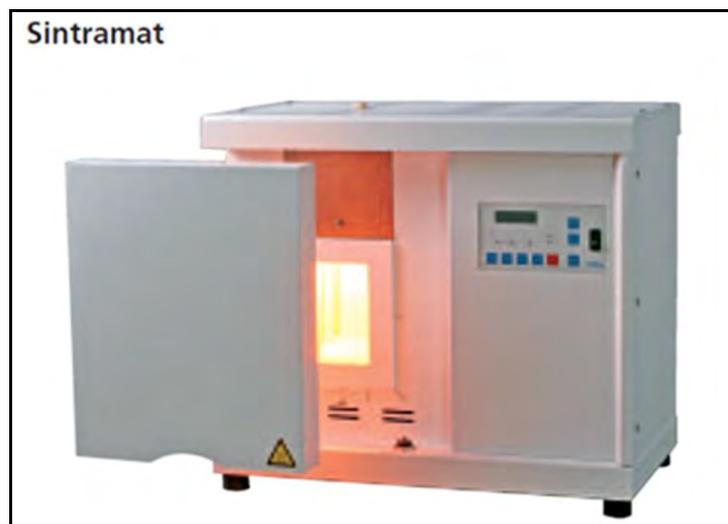


FIGURA 9 – Forno Sintrammat – Ivoclar Vivadent



FIGURA 10 - Forno de sinterização Lava™ Furnace 200 (3M ESPE)

4.5 Ensaio de resistência à flexão

Antes de realizar o ensaio de resistência à flexão em três pontos; todas as dimensões dos corpos de prova foram aferidas novamente com o mesmo paquímetro citado. Não foi necessária a substituição de nenhum dos corpos de prova.

O ensaio de flexão foi conduzido de acordo com a Norma ISO6872/1999, que preconiza um aparato constituído de uma base fixada ao mordente inferior da máquina de ensaios mecânicos, composta de dois apoios de secção circular de 2 mm de diâmetro montados paralelamente, com 20 mm de distância entre seus centros. Outro dispositivo, acoplado ao mordente superior do equipamento, também com secção circular com diâmetro de 2 mm, foi construído para ser aplicado no centro do corpo de prova que foi colocado sobre os apoios do dispositivo inferior.

A seguir, cada corpo de prova foi posicionado sobre o suporte fixado ao mordente inferior como já descrito, na Máquina de Ensaio Universal EMIC DL

2000 (EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaio, Ltda., São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) com célula de carga de 5kN. (Figuras 11 e 12). Esta foi regulada para trabalhar à uma velocidade de 0,5 mm/min, incidindo sobre os corpos de prova a força máxima até o rompimento. O software TESC versão 3.04 (EMIC, Paraná, Brasil), que acompanha a referida máquina, comandou todo o ensaio e arquivou os resultados, em um computador, sob forma de gráficos e valores numéricos (MPa).



FIGURA 11 - Máquina de Ensaio Universal EMIC DL 2000

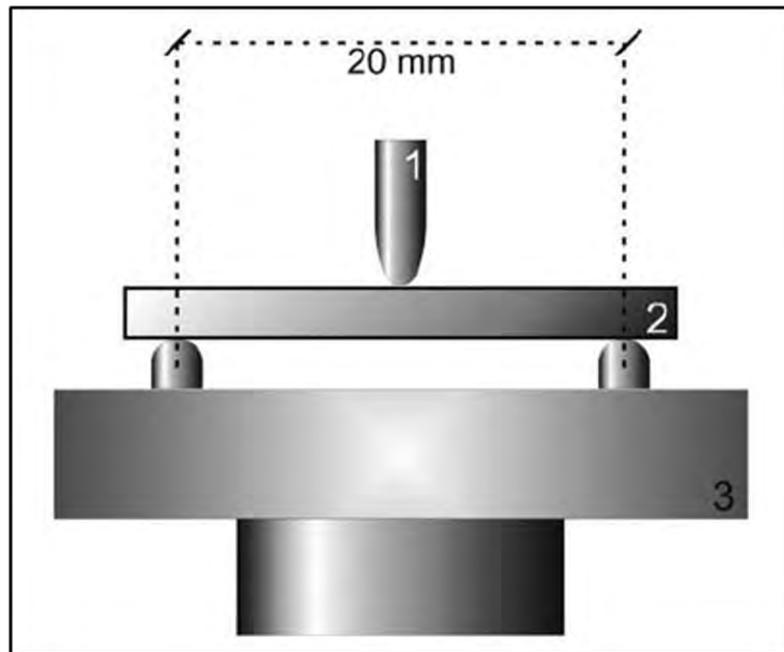


FIGURA 12 - Desenho esquemático do teste de resistência à flexão de três pontos mostrando o cinzel de ponta arredondada ligado à máquina de ensaios (1), corpo de prova de IPS e.max ZirCAD® em forma de barra de acordo com a Norma ISO 6872/1999 (2) e o dispositivo

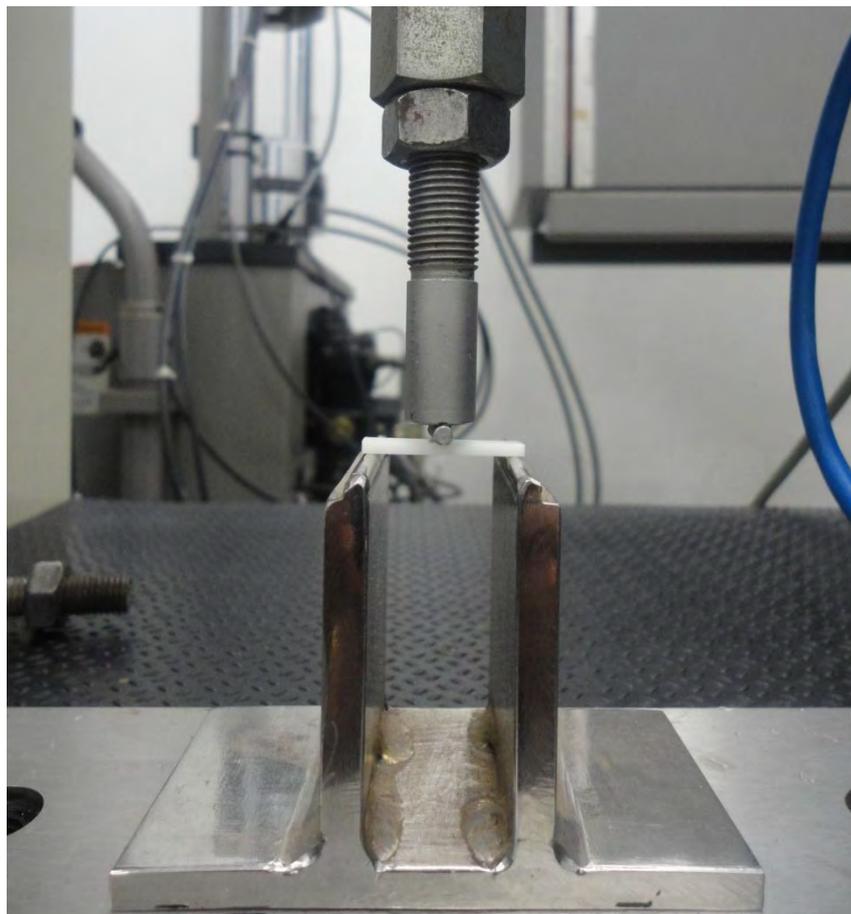


FIGURA 13 - Teste de resistência à flexão de três pontos mostrando o cinzel de ponta arredondada ligado à máquina de ensaios, corpo de prova em forma de barra de acordo com a Norma ISO 6872/1999 e o dispositivo para flexão

Como recomendado pela Norma ISO 6872/2005, o módulo de ruptura (σ) foi calculado após o ensaio de resistência à flexão em três pontos com a seguinte equação:

$$\sigma = \frac{3 F l}{2 b d^2}$$

Onde:

F = força máxima na fratura, em Newtons;

l = distância entre os apoios, em milímetros;

b = largura do corpo de prova, em milímetros;

d = espessura do corpo de prova, em milímetros

Os dados obtidos foram transcritos em planilha especificamente elaboração no software Microsoft Excel e analisados estatisticamente com auxílio do software IBM SPSS Statistic 19.

Em função da normalidade dos dados, foi realizada análise de variância a um critério de variação (ANOVA one way), complementado com teste post hoc de Tukey. O nível de significância adotado foi de $\alpha = 0,05$.

5. Resultados

5. Resultados

As médias e desvio padrão (dp) dos diferentes grupos gerou a tabela 2 análise preliminar dos valores obtidos gerou a Tabela 1.

TABELA 1 – Média, desvio padrão (dp) e intervalo de confiança (IC95%) dos valores de resistência a flexão (MPa) dos grupos experimentais - Araraquara 2011

	N	Média (MPa)	dp	IC95%	
				LI	LS
ZCAD_2	10	673,623000	129,9452734	580,665751	766,580249
ZCAD_0,7	10	533,630000	129,8411656	440,747225	626,512775
LAVA_2	10	593,555000	122,7825634	505,721645	681,388355
LAVA_0,7	10	673,022000	81,3636105	614,817979	731,226021
Total	40	618,457500	127,8344722	577,574052	659,340948

Em função dos resultados do teste de Shapiro Wilk ($p = 0,954$ e $\text{sig} = 0,714$) e Levene ($p = 0,595$) comprovou-se os pré requisitos para a aplicação da ANOVA one way: normalidade e a homogeneidade de variâncias.

O resultado da análise de variância gerou a Tabela 2.

TABELA 2 – Resultado do teste de ANOVA one way para médias de resistência a flexão (MPa) - Araraquara 2011

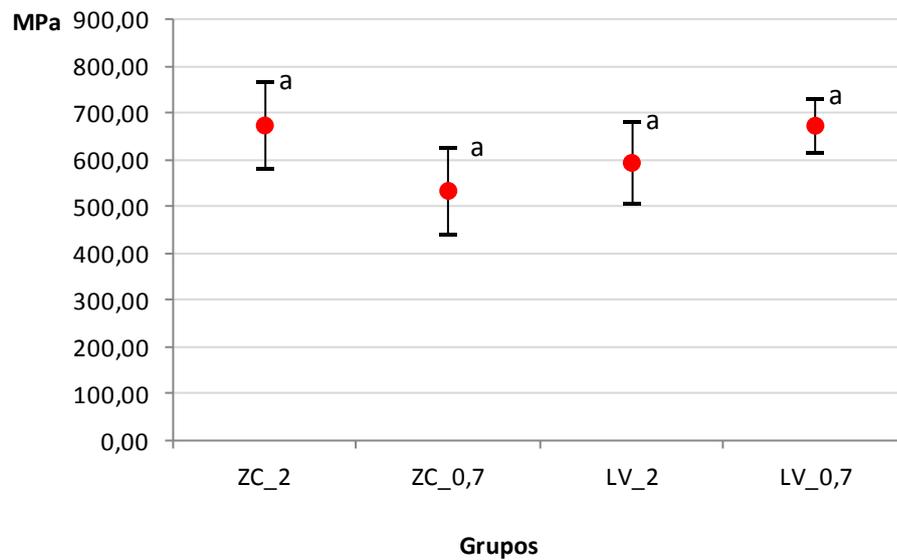
	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig.
Entre Grupos	138363,563	3	46121,188	3,328	,030
Intra Grupos	498960,876	36	13860,024		
Total	637324,439	39			

significante para $p < 0,05$

Para evidenciar quais pares de médias diferiam das demais foi realizado o pós teste de comparações múltiplas com correção de Bonferroni.

O resultado deste análise está discriminada no Gráfico 1, no qual são apresentadas as médias e os limites inferiores e superiores do intervalo de confiança (IC95%). Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Gráfico 1 - Média de resistência a flexão (MPa), limites superior e inferior do IC95% e significância estatística com correção de Bonferroni - Araraquara 2011



6. Discussão

6. Discussão

Dentre os diferentes métodos de avaliação das propriedades mecânicas dos materiais o teste de resistência a flexão tem sido apontado como o mais adequado para testar infraestruturas livres de metal e suas respectivas cerâmicas de cobertura.

Para a análise desta propriedade são indicados testes uniaxiais, que pode ser em três^{3,11,18,23-25,28,34,35} ou quatro pontos^{4,21,22}, e testes biaxiais, que inclui diversas modalidades *ring on ring*, *ball on ring* e *piston on three ball* são as mais comuns^{12,26,31,40}.

Nos testes uniaxiais de três e quatro pontos, os espécimes são confeccionados em forma de barra, variando simplesmente o numero de apoios onde será aplicada a carga (um ou dois respectivamente).

No teste biaxial *ring-on-ring*, o espécime em forma de disco, é suportado por um anel metálico que recebe em sua porção central a carga por um outro anel. O teste biaxial *ball-on-ring* e semelhante ao *ring-on-ring*, porém a aplicação da carga no corpo de prova é realizada por uma esfera de aço; e no teste biaxial *piston-onthree-ball*, o espécime em forma de disco, é suportado por três esferas de aço equidistantes entre si, recebendo uma carga central.

Neste estudo foi utilizado o teste uniaxial de três pontos por ser o teste que determina valores mais próximos ao comportamento clínico. Segundo Ardilin⁴ (2002), o teste uniaxial de três pontos é o que melhor determina a

resistência a flexão, devido a pequena área da superfície do espécime submetida ao estresse de tensão.

A simplicidade da realização dos ensaios, e a larga comprovação na literatura também influenciaram esta decisão^{3,11,18,23-25,28,34,35}.

A resistência a flexão das cerâmicas pode ser influenciada pela dimensão dos corpos de prova, distancia entre os apoios, variações na composição das cerâmicas dentais, desenvolvimento de estresse residual e compressivo, técnica de processamento e sinterização, e pela quantidade de defeitos internos dos corpos de prova^{2,3,5,7,9,10,14,20,25}.

Alterações nas formulações dos sistemas cerâmicos, com aumento no conteúdo cristalino é um dos principais fatores para aprimorar a resistência a fratura destes materiais dentais^{2,16,24,25,36}. Segundo Tinschert et al.³⁷ esta melhoria ocorre porque a adição de cristais eleva o modulo de elasticidade do material e, conseqüentemente, a sua resistência a flexão. Além disso, a densificação do material limita a propagação de fraturas pela estrutura interna da cerâmica. Assim, espera-se que cerâmicas de composição diferentes tenham desempenho mecânico distinto.

Para os sistemas ZirCAD e LAVA testados neste estudo, este fato parece não ser verdadeiro pois, apesar de terem composições distintas estes sistemas cerâmicos apresentaram valores de resistência a flexão semelhantes: ZC_2 (Média = 673,62 e dp = 129,95), ZC_0,7 (Média = 533,63 e dp = 129,84), LV_2 (Média = 593,56 e dp = 122,78) e LV_0,7 (Média = 673,02 e dp = 81,36) que não evidenciaram diferenças estatísticas significativas ($p > 0,05$ no pós teste de comparações múltiplas com correção de Bonferroni).

Tinschert et al.³⁷. (2000) e Hwang, Yang²⁹ (2001) procuraram investigar a hipótese de que o sistema de usinagem (CAD/CAM) produz menor variação nos valores de resistência a flexão; mas Aphold et al.³ (2001) não encontraram diferenças significantes entre o sistema In-Ceram Alumina processado pela técnica da barbotina ou em blocos para usinagem. Entretanto, os primeiros materiais exibiram maior coeficiente de variação e maior quantidade de defeitos internos, podendo apresentar falhas prévias em relação ao segundo por propagação de micro trincas.

Esses defeitos internos estariam diretamente relacionados com menor resistência mecânica das restaurações cerâmicas confeccionadas por aplicação direta pois, quanto maior a quantidade de porosidades e fendas, menor é a resistência mecânica da cerâmica dental^{5,38}.

O melhor desempenho mecânico relatado nos estudos com blocos cerâmicos CAD/CAM^{6,29,34}, deve-se ao fato destes serem primeiramente conformados por compactação uniaxial ou isostática em molde específico. O “compactado verde” é obtido por prensagem da cerâmica no molde até a obtenção do formato e resistência inicial que permitam o manuseio da cerâmica. No entanto, é necessário que a compactação seja criteriosa, para minimizar o gradiente de densidade, devido as próprias características do processo e ao estado de aglomeração dos pós. Na etapa de compactação, as partículas do pó devem ficar tão próximas quanto possível, visando a redução da porosidade residual na fase “verde” ou não sinterizada. Pressões altas de compactação podem introduzir defeitos na microestrutura, como falhas de empacotamento de partículas (regiões mais densas e regiões menos densas),

já pressões muito baixas fazem com que o bloco cerâmico não atinja a densidade "à verde" necessária^{5,17}.

Outro aspecto relevante para a propriedades mecânicas dos sistemas cerâmicos é a sinterização. A sinterização é a etapa mais importante dos sistemas cerâmicos de zircônia parcialmente estabilizadas por ítrio, pois é nesta que a massa de partículas já conformada ganha resistência mecânica e adquire praticamente todas as suas propriedades finais.

É necessário diferenciar as técnicas e tipos de sinterização. Esta pode ser realizada em forno resistivo ou a vácuo; em micro-ondas; por laser ou por plasma. Ou seja, por definição sinterização é qualquer procedimento físico/mecânico que promove o fechamento das porosidades da cerâmica. Quanto aos tipos elas podem ser realizadas por fase sólida; fase líquida; ativa ou de sinterização rápida.

Neste trabalho foram testados dois tipos de sistemas cerâmicos e seus respectivos métodos de sinterização. O que observamos é que mesmo tendo constituições diferentes, estes sistemas apresentaram o mesmo desempenho de resistência a flexão. Provavelmente os ciclos de sinterização específicos puderam superar as diferenças resultantes das diferenças dos materiais.

Um dos aspectos mais relevantes deste estudo foi a comprovação que os corpos de prova com a espessura de uso clínico (0,7 mm) apresentam comportamento mecânico semelhante a espessura recomendada pela norma ISO (2,0). Fica claro que a utilização de corpos de prova com as dimensões de uso clínico podem prever melhor o comportamento dos materiais em uso real. Neste estudo, os materiais e métodos de sinterização utilizados

resultaram em altos valores de resistência a flexão o que suporta seu uso clínico em restaurações em dentes anteriores e posteriores.

Além disso, este estudo suporta a diminuição do volume de desgaste da estrutura dental, necessário para garantir que os sistemas cerâmicos tenha desempenho estético e funcional.

Finalmente, gostaríamos de salientar que o teste mecânico utilizado neste estudo é considerado estático, ou seja, mostra valores de resistência em situação imediata após a aplicação do mesmo, por isso testes dinâmicos e pesquisas clínicas devem ainda ser realizadas a fim de se determinar com precisão o comportamento das cerâmicas de zircônia parcialmente estabilizadas por ítrio.

7. Conclusão

7. Conclusão

De acordo com a metodologia e condições experimentais do presente estudo, foi possível concluir que:

- Os sistemas IPS e.Max ZirCAD[®] e o sistema LAVA[™] framework apresentam resistência a flexão semelhantes tanto na espessura indicada pela norma ISO 6872/2005 (2,0 mm) como na recomendada para uso clínico (0,7 mm).
- A espessura de 0,7 mm pode ser utilizada no teste de resistência a flexão para simular mais adequadamente as situações de uso clínico de zircônias Y-TZP.

8. Referências

8. Referências¹

1. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ Evaluation of high fracture toughness composite ceramic for dental applications. *J Prosthodont.* 2007; 17: 538-44.
2. Andrzejczuk M, Lewandowska M, Kosmae T, Kurzydowski JK. The structural stability of zirconia ceramics in water and acid solutions. *Arch Metal Mater.* 2006; 51: 629-33.
3. Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeran Alumina an InCeran Zirconia bars. *Dent Mater.* 2001; 17: 260-7.
4. Ardlin BI. Transformation toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater.* 2002; 18: 590-5.
5. Beniash E, Margolis H. Biomimetics: science mimicking nature. *J Fail Anal Prev.* 2005; 5:18-20.
6. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase and aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomater.* 2004; 25: 5539-45.

¹ De acordo com o estilo Vancouver

7. Conceição, EN. Fundamentos dos sistemas cerâmicos. In: Massioli A, Nunes MF (ed). Restaurações estéticas: compósitos, cerâmicas e implantes. São Paulo: Artmed, 2005.
8. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of simulated mastigatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2006; 34: 317-25.
9. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modifications techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2006; 34: 195-206.
10. Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analysis via acoustic emission. Dent Mater. 2008; 24: 1289-95.
11. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite and a veneering ceramic. Dent Mater. 2007; 23: 1500-05.
12. Gigola P, Mora L, Vottoni S, Toti T, Gheerlone E. The Y-TZP zirconia in dentistry: a fatigue strength test. Prothec. 2008; 8: 17-28.
13. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomater. 2004; 25: 5045-52.
14. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatment on the flexural strength of Y-TZP dental ceramics. J Dent. 2005; 33: 9-18.
15. Guerrieri GL, Miguel RC. Implantodontia Oral. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1982.
16. Hench LL. Introduction to biomaterials. An Quim. 1997; 93: S3-S5.

17. Hirvonen A, Nowak R, Yamamoto Y, Sekino T, Niihara K, Fabrication, structure, mechanical and thermal properties of zirconia-based ceramic nanocomposites. *J Eur Ceram Soc.* 2006; 26: 1497-505.
18. Hjerpe J, Vallittu PK, Fröberg K. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater.* 2009; 25: 166-71.
19. Kosmae T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53: 304-13.
20. Kosmae T. The effect of dental grinding and sandblasting on the biaxial flexural strength and Weibull modulus of tetragonal zirconia. *Key Eng. Mater.* 2004; 254-6: 638:86.
21. Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NRFA, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, Thompson VP, Bonfante G. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent.* 2010; 38: 626-34.
22. Luthardt RG, Holzner M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlich E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002; 81: 487-91.
23. Luthardt RG Holzner MS, Rudolph vH, Walter MH. CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004; 20: 655-62.
24. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerly CHF. Strength and reliability of four unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005; 21: 930-7.
25. Maclean JM, Development of esthetics in aluminous porcelain restorations. *J Esthet Dent.* 1997; 9: 208-14.

26. Mineiro, SI. Processamento e caracterização de cerâmicas de zircônia tetragonal policristalina estabilizada com mistura de óxidos de ítrio e de terras raras. 86p. [Dissertação de Mestrado] Lorena: Faculdade de Engenharia Química; 2000.
27. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In Vitro evaluation of the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 154-64.
28. Pittayachawan P, MacDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater.* 2007; 23: 1018-29.
29. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Effect of two connector design on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009; 101: 166-73.
30. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent.* 2010, 103: 210-220.
31. Sasahara RMC, Yoshimura HN, Fredericci C, Calasans A Cesar PF, Molisani AL. Development of Y-TZP pre-sintered blocks for CAD-CAM machining of dental prostheses. *Mater Scie.* 2008; 591-3.
32. Scherrer SS, Lorente MC, Vittecoq E, Mestral F, Griggs JA, Wiskott HWA. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30µm silica-coated alumina particles. *Dent Mater.* 2011; e28-e42.

33. Teixeira LHP, Santos C, Daguano JKMF, Koizumi MH, Elias CN. Sintering and mechanical properties of the Y-TZP/ Al_2O_3 composites. *Ceramic*. 2007; 53: 227-33.
34. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*. 2000; 28:529-35.
35. Tompson JY, Stoner BR, Piascik JR. Ceramics for restorative dentistry: critical aspects for fracture and fatigue resistance. *Mater Sci Eng*. 2006; 5: 327-34.
36. White SN, Miklus VC, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*. 2005; 94:125-31.
37. Zhang Y, Pajares A, Lawn BR. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered bioamaterial systems. [Internet] 2004 [acesso em 2010, may, 10] Disponivel em : <http://interscience.wiley.com>.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservado ao autor)
Araraquara, 28 de janeiro de 2011
Tais Cruz Martinez