

FERNANDA CAMPOS

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE PRÓTESES PARCIAIS
FIXAS DE ZIRCÔNIA: efeito da aplicação da cerâmica de
cobertura e do jateamento na região gengival dos conectores e
pônticos**



2012

FERNANDA CAMPOS

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS DE
ZIRCÔNIA:** efeito da aplicação da cerâmica de cobertura e do jateamento
na região gengival dos conectores e pânticos

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese dentária.

Orientador: Prof.Tit. Marco Antonio Bottino

Co-orientador: Prof.Dr. Rodrigo Othávio de Assunção e Souza

São José dos Campos

2012

BANCA EXAMINADORA

Prof. Titular Marco Antonio Bottino (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Adj. Luiz Felipe Valandro Soares

Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Santa Maria - UFSM

Profa. Dra. Liliana Gressler May

Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Santa Maria - UFSM

São José dos Campos, 3 de fevereiro de 2012

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho:

A Deus, pela saúde e força concedida nos momentos mais difíceis desta caminhada, nunca me deixando pensar em desistir.

Pela benção de ter me dado os pais que tenho e pelas pessoas incríveis que colocou no meu caminho.

“Bem vês que a fé cooperou com as suas obras, e que pelas obras a fé foi aperfeiçoada”

Tiago 2:22

Aos meus pais,

Luis Aristides Campos Guevara e Rosa Maria Inocência Campos.

Agradeço enormemente pelo amor a mim concedido durante toda a vida, pelo apoio e encorajamento para que seguisse minha caminhada acadêmica e pelos ensinamentos que formaram os alicerces de minha história.

Amo vocês eternamente!

*Aos meus irmãos,
Luis Campos Junior e Vitor Hugo Campos
pela amizade que me concederam durante toda a vida.
O amor que nos une é maior do que qualquer diferença de
personalidade que possamos ter.
Amo vocês!*

*Ao meu noivo,
Akira Duarte Kobayashi,
por ter sempre me apoiado em todas as decisões que tomei
e por ter compreendido minha ausência.
"A distância faz ao amor aquilo que o vento faz ao fogo:
apaga o pequeno, inflama o grande"(Roger Bussy-Rabutin).
Te amo!*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*Ao meu orientador, **Marco Antonio Bottino**, por ter me acolhido nesta instituição de uma maneira amistosa e prestativa.*

Agradeço por ter acreditado em mim desde o início e por todos os ensinamentos concedidos durante este curso de mestrado.

Muito obrigada por ser tão solícito e por ter me ajudado em tudo o que precisei. Tenho certeza de que este é o primeiro fruto dos muitos que colheremos juntos.

Ao senhor, os meus sinceros agradecimentos!

*Ao meu co-orientador, **Rodrigo Othávio de Assunção e Souza**, por ter me acompanhado desde os tempos da graduação nesta caminhada. Agradeço pelos ensinamentos, pelo incentivo, pela dedicação, pela paciência e pela amizade.*

O senhor me ensinou a ter paixão pela pesquisa e isso me trouxe até aqui.

Meus sinceros agradecimentos!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP**, na pessoa de seu Diretor, Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pela Profa. Titular Marcia Carneiro Valera Garakis.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

Aos Professores **Fernando Eidi Takahashi, Alberto Noriyuki Kojima, Osvaldo Daniel Andreatta Filho e Renato Sussumu Nishioka** da Disciplina de Prótese Parcial Fixa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pelos ensinamentos transmitidos e pela oportunidade de participar das atividades da Disciplina de Prótese Parcial Fixa.

Aos professores **Rubens Nisie Tango** e **Alexandre Luiz Souto Borges**, pela disponibilidade em ajudar e pelos ensinamentos transmitidos ao longo deste curso.

Ao professor **Estevão Tomomitsu Kimpara**, pela amizade e pelos diversos ensinamentos concedidos ao longo deste curso.

Aos secretários da Seção Técnica de Pós-Graduação - **Rosemary de Fatima Salgado, Bruno Shiguemitsu Marques Tanaka** e **Erena Michie Hasegawa** – por exercerem seu papel de maneira tão eficiente e prestativa.

Ao técnico de laboratório, **Fernando Carlos Fontes**, pelas inúmeras vezes que me deu suporte nos trabalhos realizados em laboratório.

Ao **Prof. Ivan Balducci**, pela atenção e pela paciência. Agradeço pela disponibilidade na realização da análise estatística deste trabalho.

Ao técnico responsável pelo Laboratório de Materiais Odontológicos e Prótese, **Marcos Vestali**, por ser sempre tão prestativo, ajudando em tudo o que pode e o que não pode. Muito obrigada!

Aos **funcionários da Limpeza do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese**, pelo carinho e por nos possibilitar trabalhar em um ambiente sempre limpo e organizado. Dentre estes funcionários, agradecimentos especiais à Juliana, pelo café delicioso de todos os intervalos entre os atendimentos.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo Bolsa concedida no início deste curso.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, pela Bolsa (Processo Fapesp nº 2010/14355-7) – que muito ajudou para que conseguisse realizar minhas funções de maneira adequada, me dedicando exclusivamente ao curso - e pelo Auxílio Pesquisa (Processo Fapesp nº 2010/19126-6) – que possibilitou o financiamento deste trabalho.

Ao Laboratório de prótese **Ero**, pela ajuda no escaneamento de pilares. As suas informações acerca do sistema CAD/CAM esclareceram muitas dúvidas.

À **Sirona**, pela ajuda nos momentos iniciais deste trabalho.

Ao Laboratório **Lemke**, por terem auxiliado na confecção das próteses parciais fixas deste trabalho.

Ao **Prof.Dr. João Paulo Barros Machado**, Engenheiro do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais- INPE, pelo imensurável auxílio nas etapas de difração de Raios-X deste trabalho. Muito obrigada!

Ao **NEMOP** (Núcleo de Estudos em Materiais Odontológicos e Prótese), grupo de pesquisa da Universidade Federal da Paraíba, pelo apoio mútuo na elaboração de trabalhos científicos.

À **Flavia Zardo Trindade**, por ter me acolhido em sua casa nos meus primeiros dias nesta cidade sem ao menos me conhecer. Flavinha, minha “bila lôra”, a sua amizade é daquelas para se levar por toda a vida! Muito obrigada por tudo!

À **Caroline Cotes Marinho**, por também ter me acolhido nos meus primeiros dias nesta cidade e por ter me mostrado que o curso poderia ser mais leve a partir da construção de amizades sinceras. Bila, tenho certeza de que nossa amizade perdurará por toda a vida! Muito obrigada por tudo!

À **Vanessa Cruz Macedo**, pela amizade construída desde os meus primeiros dias nesta cidade. Van, você e o Rê são pessoas muito especiais!

À **Anelyse Arata**, pela amizade construída no dia-a-dia deste curso, mostrando também que este curso poderia ser mais leve e descontraído.

À **Sabrina Alves Feitosa**, pela prestatividade de sempre e por também ter me acolhido nesta cidade com uma amizade verdadeira.

E aos demais amigos do programa de pós-graduação – **Anna Karina, Ana Carolina, Anderson Castilho, Carolina Martinelli, Fernanda Papaiz, Vivian Mayumi, Lilian Anami, Júlia Magalhães, Mayra Cardoso, Pedro Corazza, César Bérzoli, Marina Amaral, Humberto Lago, Susana Salazar, Paula Benetti, Priscilla Cristoforides, José Renato, Regina Amaral, Alecsandro Moura, Sâmia Mota, Renata Melo, Gabriel Portela e Lucas Hian** pelos momentos compartilhados. Foi muito bom conhecer todos vocês!

E a todos aqueles que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

*“Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa,
nunca tem medo e nunca se arrepende”.*

Leonardo da Vinci

SÚMARIO

RESUMO	14
ABSTRACT	16
1 INTRODUÇÃO.....	18
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 Cerâmica a base de zircônia	23
2.2 Resistência à flexão/fratura - cerâmica de Y-TZP	26
2.3 Resistência à fratura após tratamento de superfície	37
2.4 Estudos clínicos	44
3 PROPOSIÇÃO.....	48
4 MATERIAL E MÉTODO	50
4.1 Material	50
4.2 Método	51
4.2.1 Pilares em Resina G10	52
4.2.2 Inclusão dos pilares em resina de poliuretano	54
4.2.3 Confecção das infraestruturas cerâmicas	55
4.2.4 Aplicação da cerâmica de cobertura	57
4.2.5 Jateamento das Infraestruturas	58
4.2.6 Cimentação das PPFs	59
4.2.7 Ciclagem Mecânica.....	61
4.2.8 Ensaio de resistência à fratura.....	63
4.2.9 Análise química e topográfica: microscopia eletrônica de varredura e espectrometria por energia dispersiva de Raios-X	64
4.2.10 Análise por Difração de Raios-X.....	65
4.2.11 Análise estatística	67
5 RESULTADOS	68
5.1 Resultado do ensaio de resistência à fratura	68

5.2 Resultados da análise química e topográfica: microscopia eletrônica de varredura e espectrometria por energia dispersiva de Raios-X.....	71
5.3 Resultados da Análise por Difração de Raios-X	75
6 DISCUSSÃO.....	79
6.1 Importância do estudo.....	79
6.2 Ensaio de resistência à fratura	81
6.3 Ciclagem mecânica.....	86
6.4 Discussão dos resultados.....	88
7 CONCLUSÃO	95
8 REFERÊNCIAS	96

Campos F. Resistência à fratura de próteses parciais fixas de zircônia: efeito da aplicação da cerâmica de cobertura e do jateamento na região gengival dos conectores e pânticos [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2012.

RESUMO

Este estudo avaliou o efeito do aplicação da cerâmica de cobertura e do jateamento da infraestrutura (IE) cerâmica na região gengival dos conectores e pânticos com partículas de alumina revestidas por sílica e com partículas alumina na resistência à fratura de próteses fixas. Foram confeccionados 80 pilares em Resina G10 (Accurate Plastics, EUA), sendo 40 com base circular de 8 mm de diâmetro (representando um molar preparado) e 40 com base circular de 6 mm de diâmetro (representando um pré-molar preparado), ambos com características de um preparo para coroa total (altura: 6 mm, angulação: 6°, término em chanfro largo). Esses pilares foram incluídos em resina de poliuretano com a ajuda de um dispositivo metálico que padronizou a distância entre as bases dos pilares em 11 mm, constituindo os modelos. Os modelos foram escaneados e, a partir de blocos de cerâmica a base de zircônia (Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes, Vita), foram confeccionadas infraestruturas cerâmicas. As IEs receberam cerâmica de cobertura (Vita VM9) em toda a infraestrutura ou deixando a região gengival de conectores e pânticos exposta. As Próteses parciais fixas (PPFs) foram distribuídas em quatro grupos, de acordo com o fator “tratamento da cerâmica de infraestrutura” (4 níveis): RT - (controle) aplicação da cerâmica envolvendo toda a infraestrutura; RP - região gengival dos conectores e pânticos sem aplicação de cerâmica de cobertura; RPC - RP + jateamento da IE com partículas de alumina revestidas por sílica (30 µm) na região gengival dos conectores e pânticos (3,5 bar, 20 s, distância = 10 mm); RPOA – RP + jateamento da IE com partículas alumina (45 µm) na região gengival dos conectores e pânticos (3,5 bar, 20 s, distância = 10 mm). As próteses foram cimentadas aos pilares com cimento resinoso (Panavia F2.0, Kuraray, Japão). Após 24 horas, foram submetidas à ciclagem mecânica (Erios, Brasil) (1.200.000 ciclos; carga: 200 N, Frequência: 4Hz). Após a ciclagem, as amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura em máquina de ensaio universal (EMIC, Brasil) com célula de carga de 1.000 Kgf e velocidade de 1 mm/min. Os dados obtidos (N) foram submetidos à análise estatística por meio da análise de variância (ANOVA) 1-fator e teste de Tukey ($\alpha=5\%$). Os resultados mostraram que o tratamento da cerâmica de infraestrutura foi

estatisticamente significativa ($p < 0,05$), sendo que o grupo RT obteve valores de resistência à fratura semelhantes aos grupos RP e RPC. O grupo RPOA obteve os menores valores, semelhantes estatisticamente aos grupos RP e RPC. Pode-se concluir a aplicação da cerâmica de cobertura na região gengival dos conectores e pânticos não afetou a resistência à fratura de próteses parciais fixas e que o jateamento com alumina da região gengival dos conectores e pânticos diminuiu a resistência à fratura das próteses. Além disso, os protocolos de jateamento utilizados promoveram modificação de fase de tetragonal para monoclinica.

Palavras-chave: Prótese parcial fixa. Cerâmica. Zircônio.

Campos F. Fracture resistance of zirconia all-ceramic fixed partial dentures: effect of veneering and air-particle-abrasion protocols in the gingival Region of Connectors and Pontics [dissertation]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2011.

ABSTRACT

This study evaluated the effect of application of the veneering ceramic and sandblasting of the infrastructure (IE) in the gingival area of the connectors and pontic with alumina particles coated with silica and alumina particles on fracture resistance of fixed prostheses. 80 pillars were made in G10 resin (Accurate Plastics, USA), 40 with circular base diameter of 8 mm (representing a molar prepared) and 40 with circular base diameter of 6 mm (representing a premolar prepared), both with features of a full crown preparation (height 6 mm, angle: 6 ° bevel on the end off). These pillars were embedded in polyurethane resin with the aid of a metal device that standardized the distance between the bases of the pillars on 11 mm, making the models. The models were scanned, and from blocks of zirconia-based ceramic (Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes, Vita), ceramics were prepared infrastructure. The ceramic IEs were veneered on the entire IE or leaving the gingival region of the pontic and connectors exposed. The fixed partial dentures (PPFs) were divided into four groups, according to the factor "treatment of infrastructure ceramic"(4 levels): RT - (control) veneering on the entire IE; RP - leaving the gingival region of the pontic and connectors without application of veneering ceramic; RTC - RT + IE sandblasted with alumina particles coated with silica (30 µm) in the gingival area of the connectors and pontics (3.5 bar for 20 s, distance = 10 mm); RTOA - RT + IE sandblasted with alumina particles (45 µm) in the gingival area of the connectors and pontics (3.5 bar for 20 s, distance = 10 mm). The dentures were cemented to the abutments with resin cement (Panavia F2.0, Kuraray, Japão). After 24 hours, they were subjected to mechanical cycling (Erios, Brasil) (1,200,000 cycles, load: 200 N, frequency: 4 Hz). After cycling, samples were tested until fracture in a universal testing machine (EMIC, Brazil) with a load cell of 1000 Kgf and a cross speed of 1 mm/min. The data obtained (N) were subjected to statistical analysis by ANOVA (1-way) and Tukey's test ($\alpha = 5\%$). The results showed that treatment of the ceramic structure was statistically significant ($p < 0.05$), and the RT group achieved fracture strength values similar to the RP and RPC groups. The RPOA group obtained the lowest values were statistically similar to the RPC and RP groups. It can be concluded that the veneering of the gingival region of the connectors and

pontics did not affect the fracture resistance of the fixed partial dentures and the sandblasting with alumina of the gingival area of the connectors and Pontics decrease the fracture resistance of the dentures. Besides, the utilized sandblasting protocols promoted phase modification for tetragonal to monoclinic.

Keywords: Fixed partial denture. Ceramics. Zirconium.

1 INTRODUÇÃO

Restaurações cerâmicas livres de metal têm sido largamente utilizadas nos últimos anos devido às suas propriedades estéticas e à sua biocompatibilidade, quando comparadas às restaurações metalocerâmicas (Bottino et al., 2009). Dentre os materiais cerâmicos disponíveis no mercado temos a cerâmica feldspática, a cerâmica de fluorapatita, a cerâmica feldspática reforçada com leucita, as cerâmicas de dissilicato de lítio, as cerâmicas a base de alumina infiltrada por vidro, as cerâmicas a base de alumina reforçada com zircônia infiltrada por vidro e as cerâmicas policristalinas a base de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) (Aboushelib et al., 2007b).

Neste contexto, as cerâmicas a base de zircônia têm sido bastante estudadas por possuírem propriedades mecânicas superiores em relação às demais cerâmicas odontológicas, como alta resistência à flexão e alta tenacidade à fratura (Sundh et al., 2005). A zircônia (ZrO_2) é um material polimórfico que existe em três principais fases (monoclínica, tetragonal e cúbica) que são estáveis em diferentes faixas de temperatura (Guazzato et al., 2005). Na temperatura ambiente, a zircônia apresenta-se na fase monoclínica (mo) e continua estável nesta fase até os 1.170 °C. A partir desta temperatura e até os 2.370 °C, a zircônia apresenta-se na fase tetragonal (te). Acima dos 2.370 °C, a zircônia transforma-se para a fase cúbica (Piconi, Maccauro, 1999).

Em cerâmicas a base de zircônia pura acontece uma transformação reversa de tetragonal para monoclínica (te→mo) durante o resfriamento (Piconi, Maccauro, 1999). Esta transformação é acompanhada por um substancial aumento de volume da zircônia (~4,5%)

e o estresse gerado em toda a estrutura, causa microfraturas em toda a cerâmica, tornando-a imprópria para o uso (Piconi, Maccauro, 1999; Papanagiotou et al., 2006). No entanto, com a adição de uma pequena quantidade de óxidos como óxido de cálcio (CaO), óxido de magnésio (MgO), óxido de lantânio (La₂O₃), óxido de ítrio (Y₂O₃) ou óxido de cério (CeO₂) foi possível estabilizar a zircônia na fase tetragonal na temperatura ambiente (Guazzato et al., 2005; Sundh, Sjogren, 2006). A cerâmica a base de zircônia estabilizada com a adição de ítria, formada apenas por fase tetragonal à temperatura ambiente, foi chamada de cerâmica de Y-TZP.

Desde 1985, após o reconhecimento das vantagens das cerâmicas a base de zircônia, especialmente as de Y-TZP, a indústria médica desenvolveu e incentivou a utilização deste material (Chevalier, 2006). Na Odontologia, as cerâmicas a base de zircônia são utilizadas para confecção de pinos intrarradiculares (Akgungor et al., 2008), infraestruturas de próteses parciais fixas (PPFs) e de coroas (Sailer et al., 2007), implantes dentários (Gomes, Montero, 2011), brackets ortodônticos (Kittipibul, Godfrey, 1995) e PPFs adesivas (Kilicarslan et al., 2004).

Para confecção de Infraestruturas (IEs) de Próteses Parciais Fixas ou de *copings*, as cerâmicas de Y-TZP são apresentadas comercialmente na forma de blocos pré-fabricados. Estes blocos podem ser fresados por um sistema computadorizado denominado CAD/CAM (*Computer Aided Design* - Unidade Computadorizada Acessória/ *Computer Aided Machine* - Unidade Fresadora Acessória) ou por um Pantógrafo, que utiliza um sistema de fresagem manual (MAM – *Manual Milling System*) (Guazzato et al., 2005).

Mesmo com a adição de óxidos estabilizadores, pode haver uma transformação de fase reversa (te→mo) nos grãos de zircônia. Quando a zircônia é exposta a baixas temperaturas em ambiente aquoso, pode haver a transformação de fase (te→mo), sendo este um processo dependente do tempo de exposição (Chevalier et al., 1999). Com a

transformação de fase, há um aumento de volume (~ 4%) dos grãos de zircônia sob a superfície em contato com a umidade, gerando uma pressão nos grãos ao redor da zircônia monoclinica. Esta pressão resulta em estresse nesta área, induzindo à transformação de fase nos grãos vizinhos. Ocorre, então, o desprendimento dos grãos monoclinicos criando-se uma superfície rugosa e com microtrincas (Chevalier et al., 1999; Deville et al., 2005).

Uma mudança da fase (te→mo), acompanhada de expansão volumétrica, também pode ocorrer em resposta a estímulos mecânicos, a exemplo do que ocorre quando se inicia uma fratura neste material (Cehreli et al., 2009). Neste caso, o campo de tensão da expansão, devido à transformação de fase, atua em oposição ao campo de tensão que promove a propagação da fenda (Manicone et al., 2007), ocorrendo uma compressão na região da trinca, o que dificulta que a fenda se propague (Lughi, Sergo, 2010). Esse processo é chamado de “tenacidade de transformação” (*transformation toughening*).

Algumas técnicas de cimentação combinadas ao jateamento com partículas de óxido de alumínio ou óxido de alumínio revestidas por sílica têm sido sugeridas (Ozcan, 2002) para driblar o baixo potencial adesivo das cerâmicas de Y-TZP (Derand et al., 2005; Luthardt et al., 2002). No entanto, além de favorecer a união entre cerâmica de Y-TZP e cimento resinoso, o jateamento pode induzir à transformação de fase da zircônia de tetragonal para monoclinica, criando uma camada de estresse compressivo de cerca de 0,30 μm . Essa transformação de fase, segundo alguns estudos (Guazzato et al., 2005; Sato et al., 2008; Papanagiotou et al., 2006), leva ao aumento da resistência mecânica das cerâmicas de Y-TZP nessa região.

Entretanto alguns estudos têm relatado que o jateamento pode gerar microtrincas na superfície da cerâmica, favorecendo a formação de pontos de fragilidade quando este material é submetido a uma determinada carga, levando a uma diminuição da resistência à

fratura das cerâmicas de Y-TZP (Guazzato et al., 2005; Sato et al., 2008). O tipo e o tamanho das partículas utilizadas no jateamento podem afetar os valores de resistência à fratura (Sato et al., 2008), uma vez que partículas maiores promovem trincas no material que podem levar a uma falha crítica, e partículas menores, em especial as partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica, podem aumentar a resistência mecânica da cerâmica de zircônia mesmo após ciclagem mecânica (Souza, 2009).

O processo de aplicação da cerâmica de cobertura expõe a Y-TZP à variação de temperatura e à umidade, o que poderia também afetar as propriedades mecânicas do material, uma vez que uma transformação de fases pode ser induzida (Sundh et al., 2005; Sundh, Sjögren, 2006). Além disso, a aplicação de cerâmica de cobertura na região gengival dos conectores de uma prótese parcial fixa (área de tração) pode afetar o modo de falha e a os valores de resistência à fratura, uma vez que a cerâmica de cobertura irá falhar previamente à cerâmica de Y-TZP sob tração (Borba et al., 2011).

A região inferior dos conectores das próteses fixas é a região mais suscetível à fratura em todo o sistema (Sundh, Sjögren, 2006; Kilicarslan et al., 2004). Por esta razão, os fabricantes indicam que sejam seguidas medidas mínimas de secção transversal dos conectores (de 9 a 16 mm², variando de acordo com o sistema utilizado) para que estas próteses possam manter-se resistentes. Além disso, os conectores são recobertos por cerâmica de cobertura, o que aumenta ainda mais a secção transversal dos conectores.

Clinicamente, este tamanho mínimo do conector pode causar problemas periodontais e estéticos, além de poder também limitar a indicação deste tipo de prótese, uma vez que é necessário um espaço suficiente para a confecção deste conector (Sailer et al., 2007). Tendo-se a possibilidade de confecção de uma prótese sem a aplicação da cerâmica de cobertura na região inferior dos conectores e dos pânticos, o alcance clínico destas próteses poderia ser maior, pois seria possível

ganhar alguns milímetros livres nessa região. Ademais, essa região de fragilidade poderia ter uma resistência à fratura equivalente a um corpo monolítico (Borba et al., 2011) e não seria exposta à umidade (Sundh et al., 2005) e ao estresse residual que poderia ser gerado com a aplicação de cobertura (Swain, 2009). O jateamento nesta região gengival dos conectores e pânticos, com conseqüente geração de uma camada de estresse compressivo devido à mudança de fase, poderia também aumentar a resistência à fratura de próteses com infraestrutura de cerâmica a base zircônia (Guazzato et al., 2005).

Portanto, vê-se que o efeito do jateamento - com partículas de óxido de alumínio e de óxido de alumínio revestidas por sílica - e da aplicação da cerâmica de cobertura na região gengival dos conectores e pânticos na resistência à fratura de Próteses Parciais Fixas de Y-TZP ainda não foi elucidado na literatura, sendo este estudo desenvolvido neste sentido.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Realizou-se uma revisão da literatura buscando estudos que relatassem o comportamento mecânico *in vitro* da cerâmica de Y-TZP. Além disso, foram incluídos nesta revisão estudos que relatam o comportamento clínico do material estudado.

Esta revisão da literatura foi dividida em tópicos para que os estudos fossem agrupados de acordo com o assunto abordado.

2.1 Cerâmica a base de zircônia

A cerâmica a base de zircônia foi um material inicialmente utilizado para próteses de quadril (cabeça de fêmur) e que, a partir de seu desenvolvimento, começou a ser utilizado na Odontologia. A revisão de literatura de Piconi e Maccauro (1999) relata as diversas vantagens que as cerâmicas a base de zircônia têm sobre outros materiais cerâmicos, devido principalmente ao mecanismo de resistência de transformação. Segundo os autores, os estudos em torno de como utilizar a cerâmica a base de zircônia como um biomaterial começaram na década de 1970, e, a partir daí, foram desenvolvidos diversos dispositivos com esse material, levando a sua utilização na Medicina, como em próteses de quadril (cabeça de fêmur), e posteriormente na Odontologia. Sendo um material polimórfico, a Zircônia pode ocorrer em 3 formas: monoclinica (M), cúbica (C) e tetragonal (T). Em temperatura ambiente, este material encontra-se na fase monoclinica e esta fase é estável até 1170 °C. Acima de 1170 °C, este material se apresenta sob a forma tetragonal e, acima de 2370 °C,

passa a fase cúbica. Com o resfriamento, ocorre a transformação de uma fase para outra (T→M) acompanhada por expansão volumétrica de 3 a 4 %. Como a expansão desenfreada durante a mudança de fase por mudança na temperatura causava danos às propriedades mecânicas do material, diversos pesquisadores buscaram estabilizá-lo com a adição de óxidos. Essa adição de óxidos estabilizadores permitiu a geração da zircônia parcialmente estabilizadas (PSZ), cuja fase predominante era a cúbica, com precipitados de fase tetragonal e monoclinica. Com a adição de óxido de ítrio, foi possível obter-se cerâmicas formadas apenas por fase tetragonal à temperatura ambiente, que foi chamada TZP. A cerâmica parcialmente estabilizada por Magnésio (Mg-PSZ) foi inicialmente bastante estudada, no entanto, o interesse por essa cerâmica foi diminuindo devido ao elevado tamanho de seus grãos e sua alta porosidade residual. Então, passaram a ser estudadas também as cerâmicas estabilizadas na fase tetragonal (TZP), cujas propriedades dependem do controle de sua microestrutura e de sua estabilidade em ambiente fisiológico. Segundo os autores, a cerâmica TZP não é citotóxica, podendo ser seguramente utilizada em próteses de quadril devido também às suas propriedades mecânicas. Tais propriedades mecânicas, no entanto, são dependentes dos produtos utilizados na fabricação da cerâmica TZP e do processo de fabricação selecionado.

Em uma revisão da literatura mais recente, Manicone et al. (2007) relataram as propriedades básicas e as aplicações clínicas das cerâmicas a base de zircônia. Os autores também constataram que a zircônia estabilizada por ítria tem ótimas propriedades para aplicação biomédica, como resistência à compressão de cerca de 2000 MPa. Além disso, diversos estudos mostraram a biocompatibilidade deste material, não sendo observadas reações adversas após inserção de amostras em tecido muscular ou ósseo. Em clínica odontológica, a cerâmica a base de zircônia pode ser utilizada para confecção de infraestruturas para próteses parciais fixas, de subestruturas de coroas unitárias e de pilares de

implantes. Vários sistemas para obtenção dessas infraestruturas utilizam o sistema CAD/CAM. A opacidade deste material pode ser vantajosa em alguns casos por conseguir mascarar possíveis manchamentos do dente pilar e sua radiopacidade ajuda no controle pós-procedimento. Avaliações clínicas de mais de três anos indicam uma boa taxa de sucesso de próteses feitas com o material em questão. Os autores ressaltam que apesar dessas avaliações clínicas serem positivas, os clínicos devem estar atentos para a adequada seleção dos pacientes aliada ao uso de protocolos clínicos e técnicos adequados para obterem bons resultados nestas restaurações.

Bachhav e Aras (2011), também em uma revisão de literatura, analisaram estudos relevantes sobre restaurações livres de metal tendo como ênfase os estudos de sobrevivência clínica. Além das propriedades mecânicas já citadas da cerâmica a base de zircônia, os autores puderam constatar que este material possui ótima biocompatibilidade e menor adesão bacteriana que as ligas de titânio. Outro aspecto interessante levantado pelos autores diz respeito aos tipos de fresagem dos blocos de zircônia, uma vez que existem blocos “verdes” (não sinterizados), blocos parcialmente sinterizados e blocos totalmente sinterizados. Os blocos verdes e os blocos parcialmente sinterizados possibilitam uma fresagem mais rápida e um menor desgaste das brocas de fresagem. Por outro lado, os blocos totalmente sinterizados dispensam a sinterização após a fresagem, o que, segundo alguns autores e fabricantes, diminuiria a desadaptação marginal dos copings, já que estes não sofrem contração. Com relação aos aspectos clínicos de como utilizar restaurações de cerâmica a base de zircônia, os autores comentam a necessidade de indicação precisa dos pacientes, pois as próteses neste material necessitam de medidas de conectores e preparo dos pilares adequados para o aproveitamento de todas as suas propriedades mecânicas. A cimentação de restaurações deste material pode ser realizada com cimentos convencionais, no entanto, quando é necessária

uma maior retenção, pode-se utilizar a cimentação adesiva. Em estudos clínicos foram encontradas altas taxas de sobrevivência de próteses confeccionadas com cerâmica a base de zircônia: em três anos taxas de 75% a 90,9% e em cinco anos taxas de 74% e 94,7%. Os autores concluem afirmando que a cerâmica a base de zircônia se mostra como um material muito promissor na confecção de restaurações para as mais diversas indicações clínicas, devido às suas propriedades mecânicas, principalmente. No entanto, ponderam dizendo que o lascamento da cerâmica de cobertura é um problema frequente.

2.2 Resistência à flexão/fratura - cerâmica de Y-TZP

Com relação à resistência à fratura da cerâmica de Y-TZP, grande parte dos estudos *in vitro* utilizam corpos-de-prova com formato geométrico, como barras ou discos. Estes estudos são importantes em uma pré-avaliação e na caracterização do material em questão. No entanto, a utilização de corpos-de prova com formatos que se aproximem do que se tem clinicamente é bastante relevante no que diz respeito à distribuição das tensões que poderão levar à fratura (Kelly, 1999). Além disso, o processo de obtenção de corpos-de-prova em forma de coroa ou PPF, mesmo que estes sejam utilizados para estudos *in vitro*, é semelhante ao que ocorre na prática clínica. Sendo assim, este processo possibilita gerar uma população de falhas semelhante ao que é obtido a partir da confecção de uma coroa ou uma PPF em um laboratório de prótese, por exemplo. Neste tópico, serão relatados estudos que utilizaram corpos-de-prova em forma de barra ou disco e em forma de PPFs ou coroas.

O estudo de Guazzato et al. (2004), por exemplo, utilizou oitenta amostras em formato de disco ($\varnothing=14$ mm, $h= 1,6$ mm) para

verificar a resistência à fratura e o modo de falha de uma cerâmica de Y-TZP, com e sem a aplicação da cerâmica de cobertura. As amostras foram divididas em quatro grupos: F- disco constituído somente de cerâmica feldspática (Vita D, Vita), Y-TZP- disco constituído somente de cerâmica de Y-TZP (DC-Zircon, DCS Dental), F/Y-TZP- disco de duas camadas, sendo uma de cerâmica de Y-TZP e a outra de cerâmica de cobertura na face superior (em contato com o pistão) e Y-TZP/F- disco de duas camadas, sendo uma de cerâmica de Y-TZP e a outra de cerâmica de cobertura na face inferior. As amostras tiveram suas superfícies regularizadas com lixas de granulação 600 e, em seguida, foram submetidas ao ensaio de resistência a flexão biaxial. Após análise dos dados, pode-se observar que o grupo F/Y-TZP obteve os maiores valores de resistência à flexão (1.470 ± 165 MPa), seguido do grupo Y-TZP (1.150 ± 150 MPa). Os grupos F (95 ± 20 MPa) e Y-TZP/F (140 ± 40 MPa) obtiveram os menores valores e foram estatisticamente semelhantes. Os autores observaram ainda que o módulo de Weibull foi influenciado pela região da aplicação da cerâmica de cobertura, sendo igual a 5 para o grupo F, a 7,5 para o grupo Y-TZP, a 9 para o grupo F/Y-TZP e a 4 para o grupo Y-TZP/F. A partir dos resultados da análise de elementos finitos, foi visto que a distribuição de tensões nos discos de duas camadas com cerâmica de cobertura aplicada na região de compressão foi mais uniforme do que nos discos com cerâmica de cobertura aplicada na região de tração. Os autores então concluíram que para se aumentar a resistência de PPFs confeccionadas com cerâmica de Y-TZP, a região de tração, ou seja, a região inferior dos conectores, não deveria ter cerâmica de cobertura aplicada.

O estudo de Buso et al. (2011) também utilizou corpos-de-prova em formato de disco para avaliar a resistência à flexão biaxial de diferentes cerâmicas processadas pelo sistema Cerec. Foram utilizadas duas cerâmicas a base de sílica (Vita Mark II [VM] e ProCad [PC]), uma cerâmica a base de dissilicato de lítio (e-max CAD [ECAD]) e duas

cerâmicas a base de zircônia (e-max ZirCad [ZrCAD] e Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes [VYZ]). Empregando-se o sistema CAD/CAM Cerec, foram confeccionados 10 discos de cada uma das cerâmicas, com espessura de 1,4 mm e diâmetro de 15 mm. Os discos dos grupos ECAD, ZrCAD e VYZ foram sinterizados após a fresagem de acordo com os ciclos de queima propostos pelos fabricantes. Após, foram regularizados com lixas de granulação até 1200 e polidos com pastas diamantadas. Estes discos foram, então, submetidos ao ensaio de flexão biaxial. Os resultados foram os seguintes (mediana, média \pm desvio-padrão): VM (101.7, 102.1 \pm 13.65 MPa), PC (165.2, 160 \pm 34.7 MPa), ECAD (437.2, 416.1 \pm 50.1 MPa), ZrCAD (804.2, 800.8 \pm 64.47 MPa) e VYZ (792.7, 807 \pm 100.7 MPa). Após a realização da análise estatística, observou-se que os valores de resistência à flexão obtidos pelos grupos ECAD, ZrCAD e VYZ foram estatisticamente semelhantes e maiores que os grupos VM e PC que foram semelhantes entre si. Os autores concluíram que, apesar das diferenças estatísticas observadas entre os grupos, todas as cerâmicas obtiveram valores de resistência à flexão aceitáveis clinicamente, dependendo de suas indicações.

Yilmaz et al. (2011) utilizaram discos com duas camadas (cerâmica de Y-TZP/cerâmica de cobertura), para avaliar o efeito da fadiga na resistência à flexão biaxial de duas marcas comerciais de cerâmica de Y-TZP. Para cada material (Lava, 3M ESPE e Cercon, DeguDent) foram confeccionados 20 discos (1 mm de espessura) e estes receberam uma camada de cerâmica de cobertura do mesmo sistema (1 mm de espessura). Os 20 discos de cada cerâmica foram divididos em dois grupos (n=10): LC – grupo controle da cerâmica Lava, CC – grupo controle da cerâmica Cercon, LF – grupo ciclado mecânicamente da cerâmica Lava, CF – grupo ciclado mecânicamente da cerâmica Cercon. Os grupos LF e CF foram ciclados mecânicamente em uma máquina de fadiga, estando os discos apoiados no suporte de flexão biaxial, recebendo uma carga de 200 N, com uma frequência de 2 Hz e um total

de 20.000 ciclos. Os grupos ciclados e não-ciclados foram submetidos ao ensaio de resistência à flexão biaxial com uma velocidade de 0,15 mm/min. Os resultados mostraram que entre os grupos CC (970,9 MPa) e CF (947,7 MPa) não houve diferença estatística. No entanto, entre LF (1444,8 MPa) e LC (1240,5 MPa) houve diferença estatística, sendo que o grupo ciclado apresentou valores de resistência à flexão maiores do que o grupo não ciclado. Após análise de espectroscopia Raman dos espécimes, observou-se que o grupo CF apresentou menor porcentagem de fase monoclinica que o CC e que o grupo LF apresentou maior porcentagem de fase monoclinica que o LC. Os autores concluíram que a ciclagem mecânica influenciou de maneiras diferentes os valores de resistência à flexão das cerâmicas testadas.

Utilizando corpos-de-prova em formato de barra, Borba et al. (2011), avaliaram o efeito do desenho do espécime em sua resistência à flexão e modos de falha. Sua hipótese era de que o material cerâmico em tração controlaria o desempenho mecânico de toda a estrutura. Foram utilizadas três cerâmicas empregadas como infraestrutura (Vita In-Ceram YZ [YZ]; Vita In-Ceram Zirconia [IZ]; Vita In-Ceram AL [AL]) e duas cerâmicas para recobrimento (Vita VM7 [VM7] e Vita VM9 [VM9]). Foram confeccionadas barras em três configurações: monolítica [M], com duas camadas [DC] (composta de uma camada de 1mm de cerâmica de infraestrutura e uma camada de 1 mm de cerâmica de cobertura) e com três camadas [TC] (composta de 1 mm de cerâmica de infraestrutura recoberta com 0,5 mm de cerâmica de cobertura por todos os lados). As barras de duas camadas foram testadas tanto com a camada de cerâmica de cobertura em tração [CT] como com esta em compressão [IT]. Os espécimes foram testados em flexão de três pontos com taxa de carregamento de 1 MPa/s em saliva artificial a 37°C. As superfícies de fratura foram analisadas em estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os valores de resistência à flexão mostraram que o grupo YZ ($860,7 \pm 92,3$ MPa) apresentou os maiores valores. Não houve

diferença estatística entre os grupos AL ($474,0 \pm 59,0$ MPa) e AL+IT ($413,7 \pm 87,6$ MPa) e entre os grupos IZ ($411,5 \pm 32,5$ MPa) e IZ+IT ($411,6 \pm 21,6$ MPa). Também não houve diferença estatística entre os grupos YZ-CT ($57,6 \pm 7,6$ MPa), IZ-CT ($61,3 \pm 9,1$ MPa), IZ-TC ($63,5 \pm 11,8$ MPa), AL-CT ($65,8 \pm 15,8$ MPa), AL-TC ($63,0 \pm 7,3$ MPa) e os grupos VM7 ($69,8 \pm 12,0$ MPa) e VM9 ($65,5 \pm 8,9$ MPa). Os dois modos de fratura encontrados foram fratura parcial ou total. Os autores então puderam concluir que o material em tração durante o ensaio determina o desempenho mecânico de toda a estrutura.

Também utilizando corpos-de-prova em formato de barra, Kim et al. (2009) avaliaram a estabilidade de fases, a mudança microestrutural e a resistência à flexão de uma cerâmica de Y-TZP submetida a ciclos de envelhecimento térmico em autoclave. As barras (40 mm x 4 mm x 3 mm) foram submetidas a 10 h de envelhecimentos em autoclave nas temperaturas de 75, 100, 125, 150, 175, 200, and 225 °C. Após, as barras foram submetidas ao ensaio de flexão de quatro pontos. Foi realizada também análise de difração de raios-x e em MEV para verificação de possíveis mudanças de fase. Os valores de resistência à flexão foram os seguintes: Grupo controle = 798 ± 96 Mpa; grupo 75 = 1025 ± 134 Mpa; grupo 100 = 1047 ± 110 MPa; grupo 125 = 1161 ± 196 MPa; grupo 150 = 932 ± 93 MPa; grupo 175 = 880 ± 22 MPa; grupo 200 = 824 ± 60 MPa e grupo 225 = 722 ± 38 MPa. Portanto, vê-se que quando envelhidas até 125 °C, as amostras exibiram crescentes valores de resistência à flexão, chegando a 1161 MPa. A partir dos 150 °C, os valores de resistência à flexão começam a decair, chegando a 722 MPa. A fase monoclinica começou a aparecer nas análises por difração de raios-x realizadas nas amostras submetidas a envelhecimento a temperatura de 100 °C. A partir desta temperatura, a porcentagem de fase monoclinica aumentou conforme a temperatura aumentava. A porcentagem de fase monoclinica que foi relacionada ao início do decréscimo dos valores de resistência à flexão foi de 12 % a 54 %. Os autores concluíram que os

ciclos de envelhecimento térmico em autoclave aumentaram ou diminuíram os valores de resistência à flexão dependendo da temperatura utilizada. Além disso, concluíram que apesar de essa transformação de fase ter feito os valores de resistência à flexão diminuírem, essa queda nos valores não foi tão expressiva, uma vez que os valores mais baixos ficaram próximos dos obtidos pelo grupo controle.

Utilizando corpos-de-prova em formato de PPFs, Sundh et al. (2005) estudaram a influência da ciclagem mecânica e da aplicação da cerâmica de cobertura na resistência à fratura de próteses parciais fixas (PPF) de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio, confeccionadas utilizando o sistema CAD/CAM Cad.esthetics (Denzir) . Após a confecção de dois preparos totais metálicos com dimensões padrões (4,5 mm de altura; 3,1 mm de diâmetro na região oclusal; término do tipo chanfro largo 1,2 mm; 6° de expulsividade do preparo), estes foram fixados em uma base metálica, de maneira que a distância entre os seus centros fosse de 17.5 mm, simulando uma PPF de três elementos tendo como pântico o segundo molar inferior, sendo a área do conector de 3 x 3 mm (9 mm²) e a espessura da infraestrutura (IE) de 0,5 mm em todas as faces. Os troquéis foram duplicados com material de alta precisão (silicone polimerizado por reação de adição) e, a partir dos modelos em gesso, foram fabricadas as PPFs, sendo as amostras submetidas ao ensaio de resistência à flexão, de acordo com os fatores ciclagem mecânica (100.000 ciclos; carga: 50 N; meio: água) e aplicação da cerâmica de cobertura (Eris/Ivoclar; Vita D/Vita) (n=05): Gr1- IE após fresagem; Gr2- IE após fresagem + ciclagem; Gr3- IE + tratamento térmico com temperatura igual à utilizada para aplicação da cerâmica de cobertura Eris + ciclagem; Gr4- IE + aplicação da cerâmica de cobertura (Eris) + ciclagem; Gr5- IE+ tratamento térmico com temperatura igual à utilizada para aplicação da cerâmica de cobertura Vita D + ciclagem; Gr6- IE + aplicação da cerâmica de cobertura (Vita D) + ciclagem. As IEs foram condicionadas internamente com ácido fosfórico 37%, lavadas, secas e

cimentadas nos troquéis com cimento de fosfato de zinco. Não foi observado nenhum sinal de fratura e/ou defeito nas amostras após a ciclagem. Os resultados demonstraram que a resistência à fratura das amostras logo após a fresagem da IE (Gr1- 3.480±139 N; Gr2- 3.291±444 N) foi significativamente superior quando comparado com os demais grupos (Gr3- 2.251±120 N; Gr4- 2.237±363 N; Gr5- 1.611±463 N; Gr6- 1.973±175 N). O efeito ciclagem não afetou de maneira significativa a resistência das PPFs ($p < 0.05$). As amostras submetidas ao tratamento térmico (Gr3 e Gr5) apresentaram resistência semelhante às amostras recobertas com as respectivas cerâmicas (Gr4 e Gr6). Os autores concluíram que a temperatura e a aplicação de cerâmica de cobertura afetam negativamente a resistência de próteses fixas de ítrio-zircônia.

Sundh e Sjogren (2006) pesquisaram o efeito de diferentes estabilizadores e da qualidade da sinterização na resistência à fratura de próteses parciais fixas de ítrio-zircônia. Quatro troquéis metálicos foram confeccionados nas seguintes dimensões: 4,5 mm de altura; 3,1 mm de diâmetro na região oclusal; término do tipo chanfro largo 1,2 mm; 6° de expulsividade do preparo. Com o intuito de reproduzir uma PPF de três elementos, os troquéis foram organizados em pares e fixados em uma base metálica, de maneira que ficassem distantes entre seus centros 17.5 mm. Quinze moldes de cada conjunto de troquel metálico foram obtidos e em seguida preenchidos com gesso especial. Trinta PPFs foram obtidas, sendo metade confeccionada a partir de blocos de ítrio-zircônia parcialmente sinterizados (Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes, Cerec) e as demais com blocos cerâmicos de magnésio-zircônia densamente sinterizados (Denzir-M, Cad.esthetics). Os conectores das IEs foram padronizados em 3 x 3 mm (9 mm²) e todas as IEs apresentaram espessura de 0,5 mm em todas as faces. As amostras de cada grupo foram divididas em três subgrupos de acordo com a presença ou não da cerâmica de cobertura, previamente à realização do teste de resistência (n=5): a) logo após fresagem da IE; b) IE+ tratamento térmico com

temperatura igual à utilizada para aplicação da cerâmica de cobertura (Vita D, Vita); c) IE + aplicação da cerâmica de cobertura (Vita D). As superfícies internas das IEs foram condicionadas (ácido fosfórico 37%) e o cimento de fosfato de zinco selecionado para cimentação das próteses sobre os troquéis. As amostras foram submetidas à ciclagem mecânica (100.000 ciclos; carga: 50 N; meio: água) e ao teste mecânico de resistência à fratura. Os resultados demonstraram que a carga necessária para fraturar as amostras do grupo Denzir-M(a) [1.600 N] foi significativamente superior à dos grupos Denzir-M(b) [1.300 N], Vita YZ(a) [900 N] e Vita YZ(b) [1.000 N]. Já o grupo Vita YZ(c) [1.900 N] apresentou valores superiores ($p < 0,05$) comparados ao grupo Denzir-M(c) [1.400 N]. Os autores concluíram que a aplicação da cerâmica de cobertura aumenta significativamente a resistência à fratura de PPFs de ítrio-zircônia confeccionadas com o bloco Vita In-Ceram 2000.

Att et al. (2007), em um estudo *in vitro*, avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura de próteses parciais fixas de ítrio-zircônia confeccionadas por diferentes sistemas cerâmicos. A partir de 96 dentes humanos (48 molares e 48 pré-molares), foi construído um modelo clínico representativo de uma prótese parcial fixa de três elementos, sendo o primeiro molar selecionado como elemento perdido (pôntico). Para isso, cada conjunto pré-molar e molar foi incluído em um bloco de resina acrílica, distantes entre si 11 mm, e após confeccionados preparos padrões para coroas totais: redução oclusal (1,5 mm), redução axial (1,5 mm) e término em chanfro largo (1,2 mm). Em seguida, os preparos foram moldados com silicone de adição e os modelos em gesso divididos aleatoriamente entre os grupos, de acordo com o tipo de sistema a ser utilizado para confecção das PPF (N=16): DCS, Procera e Cerec. Após confecção e ajuste interno das infraestruturas cerâmicas, foi aplicada a cerâmica de cobertura (Vita VM9) e cada PPF cimentada em seus respectivos preparos utilizando cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem). Metade das amostras de cada grupo

foi submetida à ciclagem termomecânica ($1,2 \times 10^6$ ciclos; $5^0/55^0 \pm 1^0$; carga: 49N)), com o intuito de simular 5 anos de tempo clínico. Cada amostra foi submetida ao ensaio mecânico de resistência à compressão realizado sobre a superfície oclusal do pântico, com velocidade de 2 mm/min. Os resultados demonstraram que a ciclagem reduziu a resistência à fratura das amostras em aproximadamente 12%, 19% e 8% para os grupos DCS, Procera e Cerec, respectivamente. Não foram observadas diferenças significantes entre os grupos antes da ciclagem (DSC= 2.071 ± 223 N, Procera= 1.730 ± 203 N, Cerec= 1.771 ± 258 N). Após a ciclagem, o grupo Procera (1.396 ± 206 N) apresentou valores significativamente inferiores comparados ao grupo DSC (1.823 ± 278 N), os quais foram semelhantes estatisticamente ao grupo Cerec (1.630 ± 141 N). Assim, os autores concluíram que todos os sistemas estudados têm capacidade de resistir às forças oclusais, sendo uma alternativa viável para confecção de PPFs na região posterior.

Aboushelib et al. (2007a) analisaram a resistência à fratura e ao impacto de dois sistemas “*metal free*” de duas camadas. Foram realizadas 60 duplicações em resina epóxica, a partir de um preparo para coroa total padrão confeccionado em resina - com altura de 7 mm, largura vestibulolingual de 8,5 mm e largura mésiodistal de 6,5 mm - representando um preparo em um molar superior. Foi fabricado um total de 30 coroas totais para cada sistema (Cercon/DeguDent e Empress II/Ivoclar Vivadent) em que a cerâmica de IE apresentava 0,5 mm de espessura e a cerâmica de cobertura apresentava 0,5 mm de espessura (na região central da face oclusal) e 1,0 mm de espessura (na região de ponta de cúspides). Os sistemas utilizados foram o Cercon + Ceram S [C] (cerâmica de Y-TZP + cerâmica feldspática) e o Empress II + Eris [E] (cerâmica de dissilicato de lítio + cerâmica feldspática). As coroas foram cimentadas com um cimento resinoso de dupla polimerização (RelyX ARC). Metade das coroas de cada sistema foi selecionada para o ensaio de resistência à fratura e a outra metade foi direcionada para o

ensaio de resistência ao impacto. Após os ensaios mecânicos e análise dos dados, observou-se que a resistência à fratura das coroas do sistema Cercon ($837,1 \pm 723,4$ MPa) foi superior estatisticamente ao sistema Empress II ($81,5 \pm 10,8$ MPa), embora a resistência ao impacto tenha sido semelhante entre os grupos (C- $64,2 \pm 3,1$ MPa; E- $87,8 \pm 28,9$ MPa). Os autores concluíram que embora a cerâmica de Y-TZP tenha uma alta resistência mecânica, a cerâmica de cobertura apresentou alta taxa de delaminação após teste de impacto.

Rosentritt et al. (2010) investigaram a influência da confecção de infraestruturas de próteses fixas por diferentes laboratórios com aplicação de diferentes cerâmicas de cobertura no modo de falha de próteses parciais fixas (Y-TZP) durante simulação do serviço clínico. Foram confeccionadas 40 próteses parciais fixas de três elementos, divididas em 5 grupos, diferindo o laboratório em que foram confeccionadas e a cerâmica de cobertura aplicada: G1 –laboratório A + porcelana A; G2 – laboratório B + porcelana A; G3 – laboratório C + porcelana A; G4 – laboratório C + porcelana B; G5 – laboratório C (sem porcelana). As próteses foram cimentadas adesivamente em preparos realizados em dentes humanos distantes 10 mm entre si, incluídos em resina de PMMA com simulação do ligamento periodontal em Poliéter. Após termociclagem (6.000 ciclos/ 5 a 55°C) e ciclagem mecânica ($1,2 \times 10^6 \times 50N$), as próteses que sobreviveram foram carregadas em máquina de ensaios até a fratura com velocidade de 1 mm/min. As próteses que não sobreviveram à fadiga foram analisadas fractograficamente. Durante a ciclagem, duas amostras do grupo 1, quatro amostras do grupo 2 e cinco amostras do grupo 3 falharam por chipping. Todas as falhas começaram a partir dos pontos de contato e os valores de resistência à fratura variaram de 1.001 N a 2.126 N. Os autores concluíram que há a necessidade de considerar a possibilidade de diferentes técnicos/laboratórios confeccionarem as próteses com desenhos

diferentes. No entanto, neste estudo não houve correlação entre o número de falhas por chipping e a dimensão dos conectores.

Para determinar a relação entre o desenho da secção transversal dos conectores e a carga necessária para fratura de infraestruturas de próteses parciais fixas confeccionadas em cerâmica a base de Zircônia, Onodera et al. (2011) testaram sob carga estática 45 infraestruturas (Kavo Everest Zirconium Soft, Kavo, Germany). O desenho dos conectores variou de acordo com a área da secção transversal em $9,0 \text{ mm}^2$, $7,0 \text{ mm}^2$ e $5,0 \text{ mm}^2$ e de acordo com a proporção altura:largura na secção transversal em 1:1, 3:4 e 2:3, havendo, portanto, 9 grupos ($n=5$). As infraestruturas (espessura: 0,55 mm) foram cimentadas em modelos metálicos com cimento resinoso, imersas em água destilada por 24 h e testadas a uma velocidade de 1 mm/min, sendo a carga aplicada no pântico por um cilindro de aço inoxidável coberto apoiado em um disco de teflon. As fraturas foram observadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), sendo determinadas as origens das mesmas. Após análise estatística dos dados de resistência à fratura obtidos, verificou-se que a área de secção transversal foi um fator estatisticamente significativo, exibindo valores de $1370 \pm 186 \text{ MPa}$, $980 \pm 61 \text{ MPa}$ e $755 \pm 102 \text{ MPa}$ para áreas de $9,0 \text{ mm}^2$, $7,0 \text{ mm}^2$ e $5,0 \text{ mm}^2$, respectivamente. Com relação ao fator proporção altura:largura na secção transversal, os valores não diferiram estatisticamente, sendo os valores obtidos os seguintes: $1087 \pm 323 \text{ MPa}$, $1015 \pm 252 \text{ MPa}$, e 1003 ± 290 - para as proporções 1:1, 3:4 e 2:3, respectivamente. Os autores observaram ainda que a maioria das fraturas ocorreu no conector distal, entre o pântico e o pilar (correspondente ao segundo molar). Apesar de os maiores valores de resistência à fratura terem sido observados nos grupos com secção transversal de $9,00 \text{ mm}^2$, os valores obtidos pelos grupos com área de $7,0 \text{ mm}^2$ seriam clinicamente aceitáveis, uma vez que abarcam os valores de força de mordida encontrados clinicamente. No entanto, os autores frisam que tais resultados não devem ser extrapolados para uma realidade

clínica, pois além de este ser um estudo in vitro, não foi realizada aplicação de cerâmica de cobertura e nenhum tipo de envelhecimento ou fadiga cíclica nos espécimes. Os autores concluíram que a resistência à fratura das infraestruturas decresce conforme a área da secção transversal diminui.

2.3 Resistência à fratura após tratamento de superfície

Kosmac et al. (1999) avaliaram o efeito do desgaste com pontas diamantadas e do jateamento com óxido de alumínio na resistência à flexão biaxial e confiabilidade de duas cerâmicas a base de óxido de zircônio estabilizada por 3% óxido de ítrio, sendo uma constituída de grãos finos (TZ-3YB) e a outra de grãos grossos (TZ-3YSB). Foram obtidos 60 discos para cada tamanho de grão (diâmetro: $15,5 \pm 0,03$ mm; espessura: $1,5 \pm 0,03$ mm), os quais foram divididos aleatoriamente entre seis grupos (n=10): G1- Controle, G2- Desgaste com ponta diamantada a seco (espessura do grão de diamante: 150 μ m, 15 s), G3- Desgaste com ponta diamantada sob refrigeração (espessura do grão de diamante: 150 μ m, 15 s), G4- Jateamento Al_2O_3 (110 μ m, 15 s, 4 bar, 30 mm de distância), G5- Desgaste com ponta diamantada a seco + jateamento Al_2O_3 e G6 - Jateamento Al_2O_3 + desgaste a seco com ponta diamantada. As amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à flexão biaxial a uma velocidade de 1 mm/min e a temperatura de 37° C. Os resultados mostraram que os grupos-controle (grão fino: $1021 \pm 89,5$ MPa; grão grosso: $914 \pm 58,3$ MPa) apresentaram valores de resistência à flexão estatisticamente superiores aos grupos G2 (grão fino: $543 \pm 84,9$ MPa; grão grosso: $724 \pm 153,3$ MPa) e G3 (grão fino: $642 \pm 116,1$ MPa; grão grosso: $751 \pm 132,3$ MPa). Entretanto o jateamento com Al_2O_3 aumentou de forma significativa a resistência à flexão de ambas as cerâmicas (grão

fino: $1239 \pm 146,6$ MPa; grão grosso: $1224 \pm 119,5$ MPa). O jateamento promoveu maior transformação de fase (G4: 13,9-15,2%; G5- 12,7-15,7%), a uma profundidade média de $0,30 \mu\text{m}$.

Kosmac et al. (2000) pesquisaram o efeito do desgaste com pontas diamantadas e do jateamento com óxido de alumínio na resistência à flexão biaxial e na confiabilidade de uma cerâmica de Y-TZP. Foi utilizada uma mesma matéria-prima que, após ciclos diferentes de queima, resultaram em uma cerâmica a base de zircônia formada por grãos finos (TZ-3YB) e outra formada por grãos grossos (TZ-3YSB), ambas contendo 3% de óxido de ítrio. Foi também utilizada uma cerâmica a base de zircônia contendo pequena quantidade de alumina (0,25%) (TZ-3YS-E). A partir dos materiais citados, discos (diâmetro: $15,5 \pm 0,03$ mm; espessura: $1,5 \pm 0,03$ mm) foram obtidos e divididos aleatoriamente entre os grupos experimentais (n=10): G1- Controle (material após sinterização), G2- Desgaste com ponta diamantada a seco (espessura do grão de diamante: $50 \mu\text{m}$, 15s), G3- Desgaste com ponta diamantada a seco (espessura do grão de diamante: $150 \mu\text{m}$, 15s), G4- Desgaste com ponta diamantada sob refrigeração (espessura do grão de diamante: $150 \mu\text{m}$, 15s), G5- Jateamento com Al_2O_3 (tamanho do grão: $110 \mu\text{m}$, 15 s, 4 bar, 30 mm de distância), G6- G3 seguido de G5, G7- G5 seguido de G3, G8- G2 seguido de G5. Os resultados mostraram que os grupos jateados com óxido de alumínio (G5: 1.200 – 1.300 MPa) obtiveram maiores valores de resistência à flexão biaxial. Além disso, as amostras submetidas ao desgaste com pontas diamantadas seguido de jateamento obtiveram também valores de resistência à flexão biaxial maiores, sendo encontrada diferença estatística apenas para os grupos em que foi utilizada a cerâmica com grãos grossos (TZ-3YSB). O jateamento foi o tratamento que promoveu maior modificação de fase da zircônia de tetragonal para monoclinica (13,9 a 17,1 %), sendo os menores valores obtidos para as amostras desgastadas com pontas diamantadas (grossas/ $150\mu\text{m}$: 3,4 a 5,3 % ou finas/ $50\mu\text{m}$: 3,5 a 3,9 %). Os autores concluíram

que o jateamento diminuiu a confiabilidade (módulo de Weibull) da cerâmica de Y-TZP, entretanto aumentou a resistência mecânica do material, o que compensaria os valores inferiores de confiabilidade obtidos.

Guazzato et al. (2005) avaliaram a influência do tratamento térmico e do tratamento de superfície na resistência à flexão e na quantidade da fase monoclinica de uma cerâmica de zircônia parcialmente estabilizada com ítrio. Utilizando blocos cerâmicos de ítrio-zircônia totalmente sinterizados (DC-Zirkon, DCS), foram confeccionadas 160 barras nas dimensões de 20 x 1,3 x 4 mm), as quais foram divididas entre oito grupos, de acordo com o tipo de tratamento de superfície e a presença de tratamento térmico (ciclo da cerâmica de cobertura Vita D/Vita) (n=20): A1) jateamento com Al₂O₃ (tamanho: 110 µm; pressão: 50 bar; tempo: 20 s); A2- A1 + tratamento térmico; B1- desgaste com lixa paralelamente ao longo eixo da amostra (velocidade: 3.300 rpm, granulação: 91 µm); B2- B1 + tratamento térmico; C1- desgaste com lixa perpendicular ao longo eixo da amostra; C2- C1 + tratamento térmico; D1- Polimento com discos diamantados de granulação decrescente (90, 70, 30, 15, 3 e 1 µm; velocidade: 800 rpm); D2- D1 + tratamento térmico. As amostras foram em seguida submetidas ao ensaio de resistência à flexão. Após análise dos dados, pode-se observar que o tratamento de superfície e o tratamento térmico influenciaram significativamente na resistência das amostras: A1 (1.540±120 MPa), A2 (955±92 MPa), B1 (1.330±175 MPa), B2 (1.225±137 MPa), C1 (1.325±128 MPa), C2 (1.185±97 MPa), D1 (1.095±135 MPa) e D2 (1.165±109 MPa). O grupo A1 apresentou os maiores valores de resistência comparado aos demais (p<0,05). No geral o tratamento térmico tende a diminuir a resistência da cerâmica de ítrio-zircônia. Utilizando-se o teste de difração de raio-x, observou-se que as amostras dos grupos não submetidos ao tratamento térmico apresentaram valores elevados da fase monoclinica em sua composição, sendo as amostras jateadas com óxido de alumínio as de maiores

valores: A1- 9,5 %, B1- 8,3 %, C1- 8,3 % e D1- 0,8 %. Para as amostras submetidas ao tratamento térmico não foi observada fase monoclinica em composição, com exceção ao grupo A2 (0,3 %). Segundo os autores, o tratamento de superfície do tipo jateamento com Al_2O_3 deve ser recomendado para aumentar a resistência de cerâmicas de ítrio-zircônia, desde que em seguida não sejam submetidas ao tratamento térmico.

Papanagiotou et al. (2006) estudaram o efeito da temperatura e do polimento na resistência à fratura de cerâmicas de ítrio-zircônia bem como sua estabilidade estrutural. Trezentos e dez barras (25 x 4 x 2 mm) foram confeccionadas a partir do seccionamento de blocos cerâmicos (Vita in-Ceram YZ, Vita), os quais foram distribuídos de acordo com os fatores temperatura e polimento (N=9): C- controle (após sinterizado); B24h- imersão em água fervente por 24 h; B7d- imersão em água fervente por 7 dias; H6h- armazenagem em umidificador de ar por 6 h (250^oC); H24h- armazenagem em umidificador de ar por 24 h (250^oC); H7d- armazenagem em umidificador de ar por 7 dias (250^oC); P- polimento com pontas diamantadas; Ja- jateamento com óxido de alumínio (tamanho: 50 µm; pressão: 5,5 bar; tempo: 2,5 min); Jb- Ja + imersão em água fervente por 7 dias. As amostras foram submetidas ao teste de resistência à flexão de três pontos. Observou-se que os procedimentos de envelhecimento e de acabamento/polimento não afetaram de maneira significativa a resistência à fratura das amostras, entretanto o grupo Ja (950±126,7 MPa) foi o que apresentou os maiores valores de resistência: C (827,9±108 MPa), B24h (819,1±131 MPa), B7d (907±110 MPa), H6h (851,2±126,5 MPa), H24h (796,7±138 MPa), H7d (851,5±98 MPa), P (844,3±131,2 MPa), Ja (950±126,7 MPa), Jb (861±166 MPa). A análise de difração em raio-x demonstrou que a armazenagem em água fervente durante 7 dias (B7d) e em umidificador de ar a 250^oC por 7 dias (H7d) geram maior transformação da fase tetragonal para monoclinica na cerâmica: C- 6,76 %; B7d- 4,83 %. O EDS revelou que a concentração de óxido de ítrio foi menor para o grupo B7d. Segundo os

autores, o envelhecimento e o polimento não afetam a resistência das cerâmicas de ítrio-zircônia.

Pittayachawan et al. (2009) avaliaram a resistência a flexão biaxial, o comportamento à fadiga e a transformação de fase induzida por pressão de uma cerâmica de Y-TZP (polida e não-polida) utilizando Microespectroscopia Raman. Para tanto utilizaram discos de uma cerâmica de Y-TZP (Cercon, DeguDent GmbH, Alemanha), com dimensões de 15 mm de diâmetro por 1,2 mm de espessura, que foram lixados e polidos para que fossem minimizados defeitos de superfície nos espécimes antes do teste. Os discos foram submetidos ao teste de flexão biaxial e, após, cinco pedaços dos espécimes quebrados foram submetidos ao teste de dureza Vickers com carga de 1,5 Kg no lado polido e no lado não-polido. Além disso, onze discos de cerâmica foram submetidos ao teste de fadiga tendo como carga de 50% a 80% da média dos valores de resistência à flexão biaxial até no máximo 500.000 ciclos. As fases iniciais da cerâmica de Y-TZP foram analisadas por difração de raios-x e as mudanças de fase locais que ocorreram na cerâmica após a indentação Vickers com cargas de 20 a 50 Kg foram analisadas por microespectroscopia Raman. Os valores de resistência à flexão biaxial obtidos foram de aproximadamente 823,3 MPa e o módulo de Weibull foi 8,3. Os valores de dureza foram semelhantes entre as faces polidas e não-polidas e os espécimes sobreviveram à fadiga cíclica por 500 mil ciclos quando foram submetidos a cargas de até 70% da média dos valores de resistência à flexão biaxial. Também foi possível observar que houve mudança de fase de tetragonal para cúbica e monoclinica dentro da área de indentação. Com isso, os autores puderam concluir que a cerâmica a base de zircônia estudada pode suportar cargas oclusais posteriores.

Com o objetivo de avaliar a influência do desgaste e do jateamento na rugosidade superficial, na transformação de fases e na resistência à flexão biaxial da cerâmica a base de zircônia, Karakoca e

Yilmaz (2009) utilizaram três marcas comerciais deste material (Cercon – C (Degudent, Alemanha); DentaCAD – DC (Hint-Els, Alemanha); Zirkonzahn – ZZ (Zirkonzahn, Itália). Foram utilizados 30 discos ($\varnothing = 14$ mm; $h = 1,3 \pm 1,2$ mm) de cada material que foram divididos aleatoriamente em 3 grupos ($n=10$): grupo 1 – controle, sem nenhum tratamento de superfície; grupo 2 – desgaste com broca diamantada com grãos de $100 \mu\text{m}$ sem refrigeração; grupo 3 – desgaste do grupo 2 + jateamento com partículas de óxido de alumínio de $110 \mu\text{m}$, por 15 s, a uma distância de 30 mm e a 4 bars de pressão. Após os tratamentos, os espécimes foram lavados em ultrassom com água destilada por 10 min. A rugosidade de superfície foi mensurada por um rugosímetro de contato após 6 leituras de 2 mm. A transformação de fase foi analisada pela análise de difração de raios-x antes e após os tratamentos. A resistência a flexão biaxial foi medida através de teste em máquina de ensaio universal com velocidade de $0,15 \text{ mm/min}$. Como resultado, os autores observaram que o efeito dos tratamentos de superfície na rugosidade superficial foram diferentes para cada material, sendo que o jateamento resultou em valores de rugosidade média semelhante para todos os materiais. A análise de difração de raios-x mostrou que houve transformação de fase após os tratamentos. O ensaio de resistência a flexão biaxial mostrou que, após o desgaste com broca, os valores diminuíram em relação ao grupo-controle e que, após o jateamento, os valores aumentaram em relação ao grupo-controle. Os autores concluíram então que o jateamento causou mudança de fase e aumento nos valores de resistência à flexão biaxial.

Qeblawi et al. (2010) avaliaram o efeito do tratamento mecânico de superfície da zircônia parcialmente estabilizada com ítria (IPS e.max ZirCAD B40 Blocks; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) na sua resistência à flexão e o efeito de tratamentos superficiais mecânicos e químicos em sua força de união a um cimento resinoso. Para avaliar a resistência à flexão, barras de zircônia ($4 \times 5 \times 40$

mm) foram confeccionadas a partir de blocos de zircônia e divididos em quatro grupos: (1) controle (sem tratamento), (2) jateamento com partículas de óxido de alumínio, (3) silicatização e (4) confecção de ranhuras com ponta diamantada sob refrigeração. Após armazenamento por 24 horas a 37 ° C, a resistência à flexão foi determinada utilizando o ensaio de flexão de três pontos. Para avaliação de resistência ao cisalhamento, as barras de zircônia (2,5 x 3 mm) foram confeccionadas a partir de blocos de zircônia, sinterizados e divididos em 16 grupos. Cada grupo foi submetido a uma combinação de tratamentos mecânicos e químicos. Os tratamentos mecânicos foram os mesmos dos grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Os tratamentos químicos foram: (A) controle (sem tratamento), (B) condicionamento ácido seguido de aplicação de silano, (C) apenas aplicação de silano e (D) aplicação de primer para zircônia. Barras de Zircônia foram unidas à dentina utilizando um cimento resinoso (Multilink Automix). Após armazenamento, os espécimes sofreram ensaio de cisalhamento. 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% por 90 dias e submetidos a ciclagem térmica antes de serem ensaiados. Os resultados mostraram que o jateamento com partículas de óxido de alumínio e a confecção de ranhuras com ponta diamantada sob refrigeração aumentaram significativamente a resistência à flexão; e que a união entre cerâmica de Y-TZP e cimento resinoso foi melhorada pelo tratamento de superfície. Os autores concluíram que o tratamento mecânico da superfície aumentou a resistência à flexão da cerâmica de Y-TZP e que a combinação de tratamento mecânico e químico da superfície foi essencial para desenvolver uma união entre cimento resinoso e cerâmica de Y-TZP resistente.

2.4 Estudos clínicos

Raigrodski et al. (2006), através de um estudo clínico piloto, avaliou a eficácia de próteses fixas posteriores de 3 elementos confeccionadas em uma cerâmica a base de zircônia (Lava). Para tanto, foram cimentadas 20 próteses fixas posteriores em 16 pacientes, que não apresentavam o primeiro molar ou segundo pré-molar e que se encaixavam em critérios de inclusão específicos. Todos os dentes pilares foram preparados seguindo um mesmo protocolo, com redução oclusal de 1,5 mm a 2,0 mm, redução axial de 1 mm a 1,5 mm e preparo cervical em ombro arredondado. As infraestruturas das próteses foram confeccionadas por um sistema CAD/CAM, com área de secção transversal do conector de 9 mm², e a cimentação foi realizada com um cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Foram feitas análises periódicas dessas restaurações após duas semanas e 6, 12, 18, 24 e 36 meses. Os resultados demonstraram que 15 restaurações foram classificadas como ótimas em todos os parâmetros analisados. Em 5 restaurações foram encontrados pequenos lascamentos da cerâmica de cobertura e em uma restauração foi observada alguma alteração com relação à integridade marginal. Então, foi observado que a taxa de sobrevivência dessas restaurações foi de 100%. Dessa forma, os autores concluíram que próteses fixas de 3 elementos com infraestrutura de cerâmica a base de zircônia comportaram-se bem clinicamente no curto período analisado.

Sailer et al. (2007), em um estudo clínico, avaliaram o desempenho clínico de PPFs confeccionadas em ítrio-zircônia. Quarenta e cinco pacientes foram selecionados para este estudo, os quais precisavam de pelo menos uma prótese fixa de três a cinco elementos. Cinquenta e sete PPFs de 3 a 5 elementos foram confeccionadas utilizando o sistema CAD/CAM Cercon (Degudent). Os preparos dos

pilares apresentaram as seguintes características: término do tipo chanfro largo ou ombro arredondado (1,2 mm); expulsividade do preparo de 6-8⁰ e redução oclusal de 1,5-2,0 mm. As próteses foram jateadas com óxido de alumínio (110 µm, 2,5 bar) e cimentadas adesivamente com cimento resinoso (Variolink/Ivoclar ou Panavia/Kuraray). Vinte e sete pacientes (33 PPFs) foram acompanhados periodicamente durante um tempo médio de 54.4±13 meses, sendo os seguintes aspectos analisados: presença de bolsa periodontal, sangramento a sondagem, índice de biofilme, vitalidade pulpar e avaliação da integridade da cerâmica de cobertura e de infraestrutura. Após cinco anos de avaliação clínica, doze PPF foram refeitas por problemas biológicos e/ ou técnicos durante a confecção das próteses. Uma PPF de cinco elementos fraturou na região de conector após três anos de uso. Cáries secundárias (21,7%) e fratura da cerâmica de cobertura (15,2%) também foram relatadas. Baseado nos resultados, os autores concluíram que a taxa de sobrevivência das IEs em ítrio-zircônia foi de 97,8%, embora a taxa de sucesso das próteses tenha sido de 73,9 %.

Wolfart et al. (2009) avaliaram a evolução clínica de próteses parciais fixas (PPFs) posteriores com três a quatro elementos com infraestruturas confeccionadas em cerâmica a base de zircônia tetragonal estabilizada por ítria (CerconBase; Degudent). Cinquenta e oito PPFs, sendo 24 com o pilar final (PF) e 34 com cantilever (CL), foram colocadas em 48 pacientes. A dimensão mínima proximal do conector foi de 3 x 3 mm. As PPFs foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro após jateamento com partículas de óxido de alumínio das superfícies interiores. O período de observação médio foi de 48 ± 7 meses para PPFs com PF (21 pacientes/24 PPFs) e 50 ± 14 meses para PPFs com CL (25 pacientes/31 PPFs). A taxa de sobrevida de quatro anos, de acordo com as análises de Kaplan-Meier, foi de 96% para PPFs com PF e 92% para PPFs com CL. A taxa de complicação técnica foi de 13% para as PPFs com PF e 12% para PPFs com CL; e a taxa de complicação

biológica foi de 21% para PPFs com PF e 15% para PPFs com CL. Para nenhuma das análises foram encontradas diferenças significativas entre os grupos. Os autores concluíram que a evolução clínica de próteses parciais fixas (PPFs) posteriores com três a quatro elementos (com PF ou CL) após quatro anos foi considerada promissora.

Al-Amleh et al. (2010), a partir de uma revisão sistemática da literatura, buscaram relatar informações sobre como acontecessem as falhas em restaurações de cerâmica a base de zircônia. As restaurações poderiam ter sido confeccionadas por dois tipos de usinagem: usinagem em blocos pré-sinterizados ou usinagem em blocos totalmente sinterizados. Os autores selecionaram estudos clínicos in vivo nos bancos de dados do Medline e do PubMed publicados entre 1950 e 2009. Após o refinamento da busca, escolheram 17 trabalhos mais relevantes, sendo 13 trabalhos com próteses parciais fixas, 2 trabalhos com coroas unitárias e dois com pilares de implante em cerâmica a base de zircônia. O lascamento da cerâmica de cobertura foi uma ocorrência comum, enquanto a fratura da infraestrutura foi observada apenas uma vez com a usinagem tendo sido feita em bloco pré-sinterizado. Apesar de existirem poucos estudos clínicos publicados, pode-se concluir que a cerâmica a base de zircônia pode ser utilizada em restaurações livres de metal, no entanto, estudos clínicos com mais pacientes e com maiores tempos de avaliação são necessários. Além disso, é interessante observar que os estudos avaliados tinham critérios de indicação e confecção das restaurações bem rígidos, tendo como um dos critérios de exclusão dos pacientes o bruxismo.

Com o objetivo de determinar se o desempenho clínico de próteses parciais fixas confeccionadas em metal, zircônia e alumina com cerâmica de cobertura aplicada de forma estratificada ou prensada difere entre si, Christensen e Ploeger (2010) conduziram um estudo clínico randomizado com a participação de 259 pacientes. 115 dentistas cimentaram 293 próteses parciais fixas posteriores de três elementos de

10 combinações possíveis entre material de infraestrutura e tipo de aplicação da cerâmica de cobertura em 259 pacientes. Anualmente, os clínicos analisavam as próteses e os dentes opostos de acordo com 17 critérios e, além dessa análise, dois pesquisadores re-avaliavam as próteses in vitro a partir de réplicas das próteses feitas em poliuretano, fotomiografias e fotografias clínicas. Os autores concluíram que os dentistas podem utilizar infraestruturas de metal e de cerâmica a base de zircônia para obterem resultados de sucesso, no entanto, devem estar atentos para que o desenho dessas próteses sejam apropriados. Ademais, os autores indicam o uso de cerâmicas de cobertura prensadas e reforçadas por leucita.

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste trabalho foram:

- a) Verificar a influência da aplicação da cerâmica de cobertura na região gengival dos conectores e pânticos na resistência à fratura de prótese fixas de Y-TZP;
- b) Estudar o efeito do jateamento com Al_2O_3 e $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{SiO}_2$ da infraestrutura cerâmica, na região inferior dos conectores e pânticos, na resistência à fratura de próteses parciais fixas.
- c) Identificar, por meio da difração de Raios-X, possíveis transformações de fase da zircônia, em todos os grupos experimentais.

Desta forma, frente aos objetivos deste estudo, as hipóteses são as de que:

- 1) A aplicação de cerâmica de cobertura na região gengival influencia negativamente a resistência à fratura de PPFs com infraestrutura de cerâmica de Y-TZP;
- 2) O jateamento com partículas de Al_2O_3 ou SiO_2 na região gengival dos conectores e pânticos influencia positivamente a resistência à fratura de PPFs com infraestrutura de cerâmica de Y-TZP;

3) O jateamento promove a transformação de fase da zircônia (te→mo), independente do protocolo utilizado.

4 MATERIAL E MÉTODO

Nesta seção serão expostos, inicialmente, os materiais a serem utilizados neste estudo e, após, o método para realização de cada etapa proposta.

4.1 Material

Os materiais utilizados neste estudo, bem como suas marcas comerciais e seus fabricantes estão listados no quadro abaixo (quadro 1).

Quadro 1- Nomes comerciais, tipos de material e fabricantes dos produtos utilizados nos experimentos

Nome comercial	Tipo do material	Fabricante
Vita In-Ceram 2000 - YZ Cubes	Bloco Cerâmico	Vita-zahnfabrik, BadSachingen, Alemanha
Vita VM9	Cerâmica Feldspática	Vita-zahnfabrik, BadSachingen, Alemanha
Sistema Cojet	Partículas de Óxido de alumínio revestido por sílica (30 µm)	3M ESPE/ Irvine, CA, EUA
Óxido de Alumínio	Partículas de Óxido de alumínio (45 µm)	Polidental, SP, Brasil.
Panávia F 2.0	Cimento resinoso de polimerização dual	Kuraray Medical, Tokyo, Japão
Clearfil Porcelain Bond Activator	Silano	Kuraray Medical, Tokyo, Japão
Clearfil Se Bond (Primer)		Kuraray Medical, Tokyo, Japão
Resina G10 (Epoxyglas™)	Resina epóxi reforçada por fibra de vidro	Accurate Plastics, New York, EUA

4.2 Método

Foram confeccionados quarenta modelos experimentais, os quais foram distribuídos em quatro grupos (n=10), de acordo com o fator “tratamento da cerâmica de infraestrutura” em quatro níveis: grupo RT (recobrimento total da IE com cerâmica de cobertura), grupo RP (sem recobrimento na região gengival dos conectores e pântico, ou seja, recobrimento parcial), grupo RPC (RP + jateamento da IE com partículas de óxido de alumínio revestido por sílica (sistema Cojet, 3M ESPE) e grupo RPOA (RP + jateamento da IE com óxido de alumínio) (Figura 1).

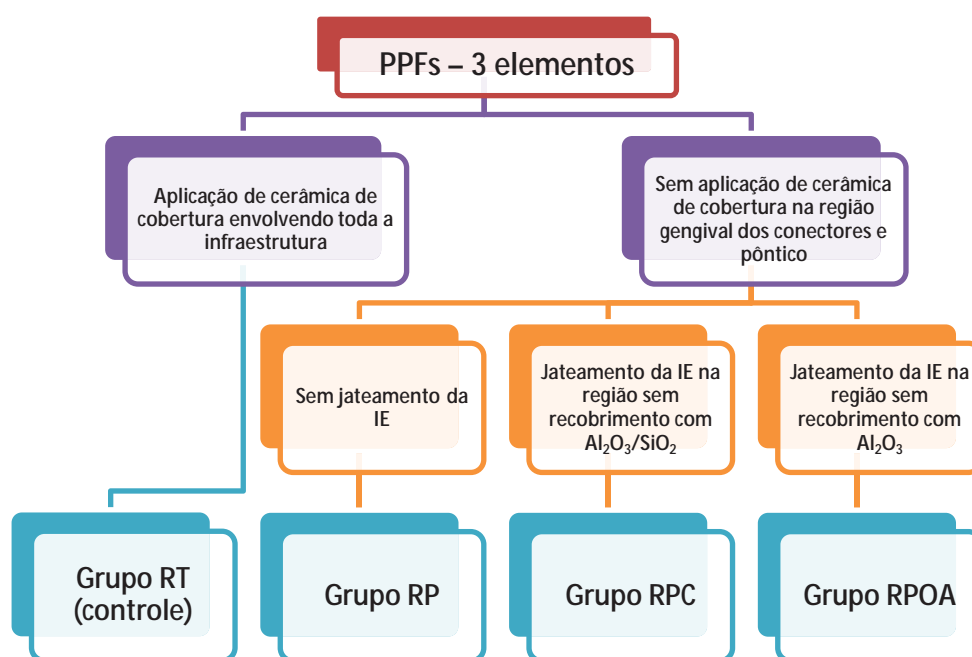


Figura 1 - Representação gráfica da divisão dos grupos.

4.2.1 Pilares em Resina G10

Foram confeccionados pilares com dimensões semelhantes a preparos para coroa total em dentes posteriores (segundo pré-molar e segundo molar) em resina G10. A resina G10 é uma resina epóxi que contém fibras de vidro trançadas (National Electrical Manufacturers Association (NEMA) grade G10). Este material pode ser utilizado como análogo da dentina, pois possui módulo de elasticidade semelhante a esta e resistência adesiva muito próxima, ainda que ligeiramente mais alta (Kelly et al., 2010). A resina G10 apresenta-se comercialmente em diversas formas, no entanto, no presente estudo foram utilizados bastões com diâmetro de 12 mm.

A partir desses bastões com 12 mm de diâmetro, foram obtidos preparos padronizados através da usinagem por equipamentos eletrônicos precisos. Primeiramente, os bastões de 12 mm de diâmetro foram cortados em pequenas porções de 12 mm de altura. Em seguida, foram transformados em bastões de 8 mm de diâmetro (pilar que iria representar um preparo para dente molar) e de 6 mm de diâmetro (pilar que iria representar um preparo para dente pré-molar). A partir daí, uma porção de cerca de 6 mm de altura deste bastão foi usada como suporte para fixação em uma máquina de usinagem, sendo os 6 mm restantes preparados de acordo com dimensões pré-estabelecidas. Ao final do processo, os pilares ficaram com as seguintes características: altura de 6 mm; término em chanfro largo; ângulos arredondados e angulação de 6° (Figura 2 e Figura 3).

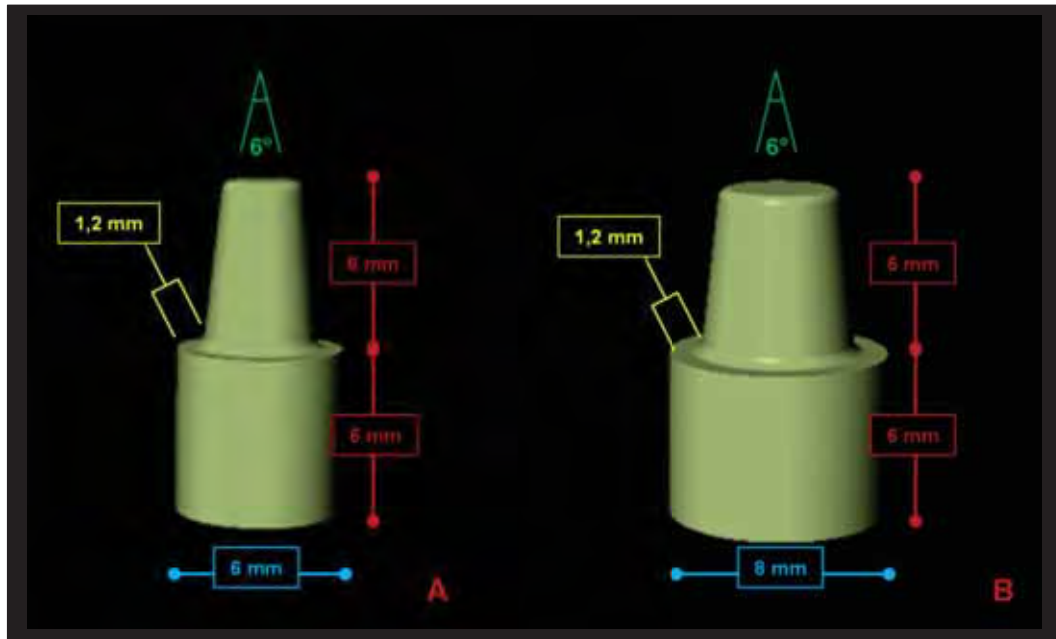


Figura 2 A-B - Desenho esquemático mostrando as características dos pilares de resina G10. A) Pilar representando o segundo pré-molar; B) Pilar representando o segundo molar.



Figura 3 - Pilares de Resina G10 (base de 6 mm e de 8 mm).

4.2.2 Inclusão dos pilares em resina de poliuretano

A partir da duplicação de um padrão em alumínio (comprimento: 35 mm; largura: 20 mm; altura: 20 mm), foi confeccionado um molde em silicone de adição (Silibor – Clássico Artigos Odontológicos, São Paulo, SP) (Figura 4 A-B). Com o auxílio de um delineador e de um dispositivo metálico adaptado na haste vertical móvel deste delineador (Figura 5 A-B), cada conjunto de pilares em resina G10 (um preparo de base de 8 mm de diâmetro e outro de base de 6 mm de diâmetro) foi incluído no molde de silicone contendo uma solução a base de resina de poliuretano (Resina F16, Axson, São Paulo, Brasil), de maneira que os mesmos ficassem 11 mm distantes entre si, representando em média a distância mésiodistal de um primeiro molar (Att et al, 2007) (Figura 5 A-B). Em seguida, esperou-se esta resina de poliuretano tomar presa e o conjunto pilares/base de poliuretano foi retirado do molde (Figura 5 C).

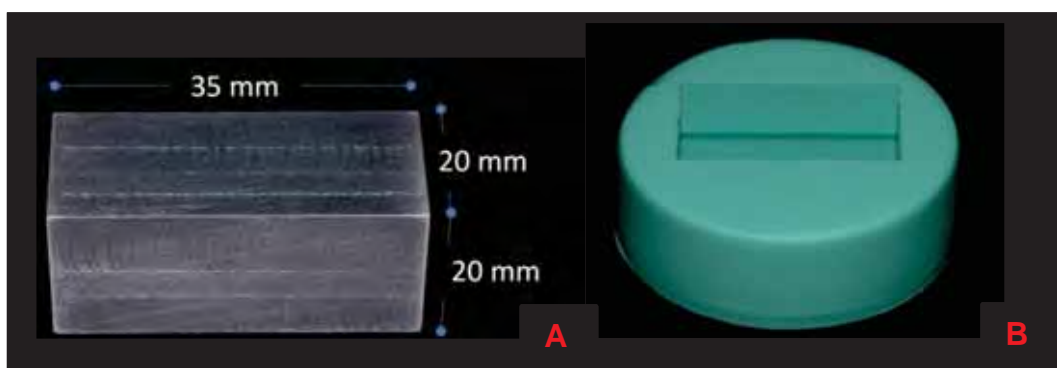


Figura 4 A-B - A) Padrão em alumínio; B) Molde de silicona de adição.

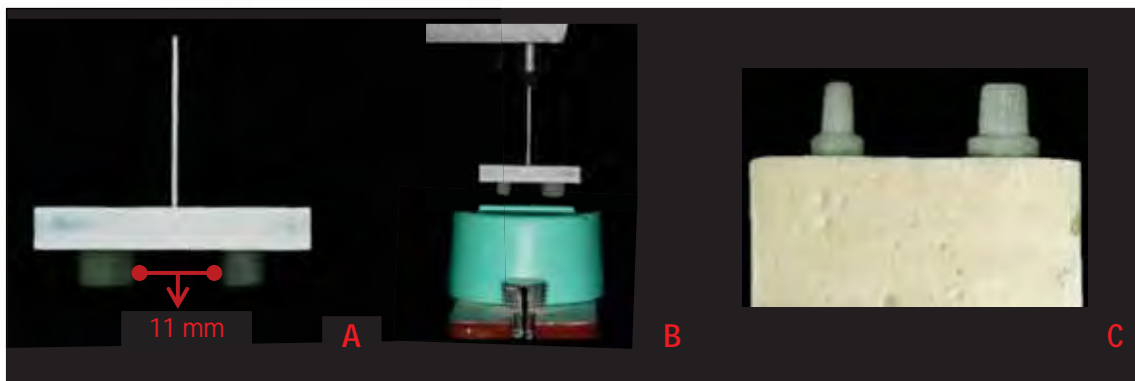


Figura 5 A-C - A) dispositivo para padronização da inclusão dos pilares a uma distância de 11 mm entre eles; B) Inclusão dos pilares em resina de poliuretano; C) Modelo final.

4.2.3 Confeção das infraestruturas cerâmicas

O modelo em resina G10 e poliuretano recebeu uma camada de pó a base de dióxido de titânio anti-reflexão (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e, então, foi preso com cera pegajosa a um suporte da unidade fresadora do CEREC inLab para o escaneamento dos preparos. Previamente ao escaneamento, o programa InLab 3D versão 2.90 (Sirona Dental Systems, Charlotte, NC, EUA) pede que sejam determinados o tipo de restauração a ser feita (infraestrutura), os dentes da arcada a serem escaneados e os dentes que serão pânticos. Os elementos 35 e 37 foram selecionados como pilares e o elemento 36 como pântico. O modelo foi escaneado no *scanner* interno da unidade fresadora do CEREC in Lab por um feixe de laser em três ângulos: $+45^{\circ}$, 0° (vista oclusal), e -45° . Com base nas imagens geradas a cada angulação, o programa construiu uma imagem tridimensional do modelo.





A partir dessa imagem tridimensional do modelo, a infraestrutura foi gerada. Inicialmente, os términos dos preparos foram delimitados virtualmente utilizando o programa InLab 3D. As infraestruturas cerâmicas (IEs) foram geradas automaticamente por esse

programa, as quais apresentaram espessura uniforme de 0,5 mm nas paredes axiais e de 0,7 mm na parede oclusal de todos os preparos. Os conectores apresentaram dimensões padrões de 3 x 3 mm (9 mm²).

Para confecção das IEs foram utilizados 40 blocos cerâmicos parcialmente sinterizados Vita In-Ceram 2000 YZ Cubes (Vita-zahnfabrik, Bad Sachingen, Alemanha), com dimensões padrões de 19 x 15 x 40 mm. Foi padronizado o alívio interno de todas as IEs em 30 µm, previamente à sua fresagem e em seguida o bloco cerâmico foi adaptado no eixo central do compartimento de fresagem da unidade fresadora Cerec inLab (Modelo nº 5884742 D329, Sirona for Dental Systems, Bensheim, Alemanha) e afixado em posição com auxílio de uma chave especial, de maneira que o bloco permanecesse firme durante todo o processo de fresagem.

Previamente à fresagem, o sistema scanner a laser do sistema Cerec inLab, realizou a leitura óptica do código de barras presente em cada bloco cerâmico, com o intuito de calcular a porcentagem de contração de cada bloco cerâmico após a sinterização final das IEs, uma vez que as restaurações confeccionadas a partir desses blocos são fresadas com dimensões cerca de 25% maior que o tamanho real determinado. Em seguida, foi iniciado o processo de fresagem dos blocos cerâmicos. Foram utilizadas duas pontas montadas diamantadas no processo. Após fresagem das IEs, estas foram separadas da estrutura remanescente dos blocos com o auxílio de um disco diamantado e ajustes prévios foram realizados com o auxílio de pontas diamantadas de granulação fina em baixa rotação (10 a 36 µm). Em seguida, as IEs foram imersas em uma solução (YZ Coloring Liquid, LL2, Vita-zahnfabrik, Bad Sachingen, Alemanha) com o objetivo de colorí-las e seu excesso foi removido com o auxílio de jatos de ar e papel absorvente. Em seguida foi realizada a sinterização final das IEs de acordo com o ciclo de sinterização recomendado pelo fabricante (quadro 2).

Quadro 2 - Ciclo de sinterização da cerâmica Vita YZ

Temperatura inicial	 minuto	 minuto	 C ^o /minuto	Temperatura aproximada	 minuto	Vácuo
40 ^o C	-	90	17	1.530 ^o C	120	-

4.2.4 Aplicação da cerâmica de cobertura

Com o auxílio de um pincel, foi aplicada sobre as IEs a cerâmica de cobertura Vita VM9 (Vita-zahnfabrik, Bad Sachingen, Alemanha), na massa dentina na cor 2M2 da escala 3D Master. A aplicação da cerâmica foi realizada por apenas um técnico através da técnica estratificada.

Após aplicação da cerâmica de cobertura nas IEs, as amostras foram levadas ao forno para sinterização da cerâmica de acordo com os ciclos recomendados pelo fabricante. Apenas para as amostras do Grupo RT, a cerâmica de cobertura foi aplicada em toda a IE. Para os grupos RP, RPC e RPOA não foi aplicada cerâmica apenas na região gengival dos pânticos e conectores (Figura 6).

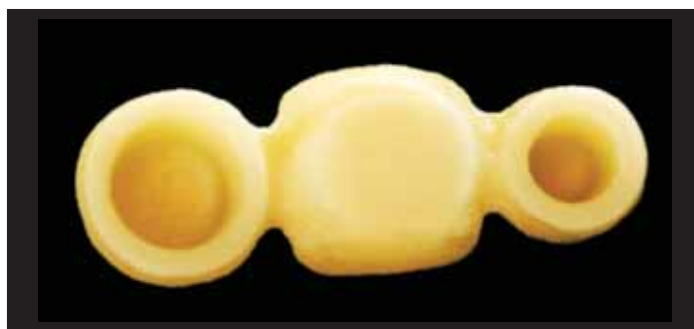


Figura 6 - Prótese parcial fixa sem aplicação de cerâmica na região gengival dos conectores e pânticos.

A espessura da cerâmica de cobertura foi controlada com o auxílio de um espessímetro, de maneira que ao final da aplicação, as paredes axiais das restaurações estejam com 1,7 mm de espessura, sendo 1,2 mm correspondente à cerâmica de cobertura, e parede oclusal com 2,0 mm de espessura, sendo 1,3 mm de cerâmica de cobertura.

Após a última queima, as espessuras foram novamente medidas e, se estivessem acima dos valores pré-estabelecidos, a cerâmica de cobertura era desgastada com brocas de caracterização de porcelana em duas granulações até que se chegasse a espessura desejada. Após esse desgaste, as próteses foram levadas ao forno 6000 MP ((Vita-zahnfabrik, Bad Sachingen, Alemanha) para que fossem submetidas ao ciclo de queima de glaze.

4.2.5 Jateamento das Infraestruturas

Após confecção das amostras, os espécimes dos grupos RPC e RPOA tiveram a região gengival dos conectores e pânticos jateadas com partículas de óxido de alumínio revestidas por óxido de sílica de 30 μm (grupo RPC) e com partículas de óxido de alumínio de 45 μm (grupo RPOA).

As superfícies internas dos copings não foram jateadas, sendo estas protegidas com a utilização de um dispositivo que se encaixava perfeitamente nos copings e deixava a superfície gengival dos conectores e do pântico exposta (Figura 7 A). Com o auxílio de um dispositivo metálico (Amaral et al., 2008) desenvolvido para este fim, cada amostra foi posicionada a uma distância de 10 mm da ponta do microjateador, sendo a face gengival das PPFs voltada para cima, e jateada com partículas de óxido de alumínio revestidas por óxido de sílica

ou com partículas de óxido de alumínio, a uma pressão constante de 3,5 bars e duração de 20s (Figura 7B).

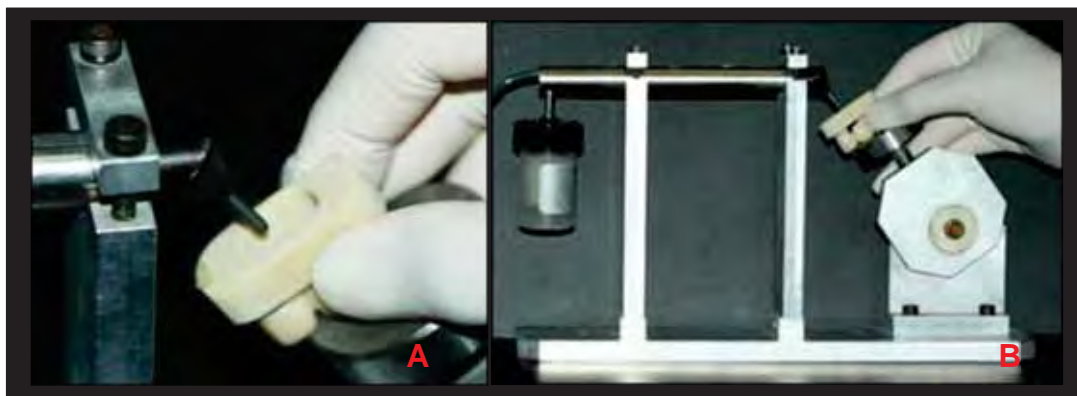


Figura 7 A-B - A) Dispositivo para posicionamento da amostra a 10 mm da ponta do microjateador, protegendo a região interna dos copings. B) Dispositivo para padronização do jateamento com uma amostra posicionada.

4.2.6 Cimentação das PPFs

Após confecção das PPFs, estas foram cimentadas aos pilares de resina G10. Os pilares de resina G10 foram preparados através do condicionamento com ácido hidrófluorídrico (Kelly, 2010) em uma concentração de 10% por 60 s (Figura 8 A). Após, os pilares foram lavados com jato de ar/água por 30 s (Figura 8 B) e levados ao banho ultrassônico em água destilada por 5 min. Os pilares foram secos com jatos de ar por 30 s e o silano (clearfil SE bond PRIMER + clearfil porcelain bond activator) (Kuraray Medical, Tokyo, Japão) foi aplicado com a ajuda de um *microbrush* (Figura 8 C). Após uma espera inicial de 5 s, foi aplicado um leve jato de ar e deixou-se secar por 60 s. Em seguida, o ED primer (mistura A + B) (Kuraray Medical, Tokyo, Japão) foi misturado e aplicado nos preparos, esperou-se 60 s e aplicou-se leve jato de ar.



Figura 8 A-C - A) Condicionamento da superfície de cimentação da resina G10 com ácido hidrófluorídrico; B) Lavagem com jatos de ar/água; C) Aplicação do silano com microbrush.

As PPFs foram limpas em banho ultrassônico com álcool isopropílico por 5 min. Após, o excesso de álcool foi removido com um leve jato de ar e as PPFs foram deixadas sobre gazes para completa evaporação do álcool por cerca de 10 minutos. As próteses dos grupos RT e RP foram limpas imediatamente antes da cimentação e as próteses dos grupos RPC e RPOA foram limpas antes do jateamento.

Para a cimentação, utilizou-se o cimento resinoso Panavia F 2.0 (Kuraray Medical, Tóquio, Japão) de acordo com as recomendações do fabricante. Misturou-se as pastas A e B em bloco de espatulação com uma espátula de plástico por 20 s e aplicou-se, com a ajuda da espátula, o cimento nas bordas internas dos copings da PPF. A PPF foi então posicionada sobre os preparos em resina G10 manualmente com posterior aplicação de uma força de 750 g por um delineador modificado. O excesso de cimento foi retirado com espátula para resina e microbrush após uma fotopolimerização inicial de 3 s. Em seguida, o cimento foi polimerizado por 20 s em cada face e o gel oxyguard presente no kit do cimento foi aplicado em volta de todo o término. Esse gel foi deixado por 3 min, sendo em seguida retirado com jatos de ar/água. Os espécimes cimentados foram deixados em uma estufa imersos em água destilada a uma temperatura de 37 °C por 24 h antes da ciclagem mecânica.

4.2.7 Ciclagem Mecânica

A ciclagem mecânica foi realizada em uma máquina simuladora de fadiga mecânica (ERIOS, Modelo: ER-11000 Plus, São Paulo, Brasil) (Figura 9). Esta máquina atua aplicando uma carga sobre 10 amostras ao mesmo tempo através de um acionamento eletropneumático. Os pistões ou atuadores aplicam uma carga correspondente a pressão do ar comprimido que é cedido à máquina. Esta pressão pode ser regulada de 1 a 6 bar através de um manômetro acoplado à entrada de ar comprimido. Nesta máquina, a frequência de aplicação da carga também pode ser regulada, variando de 1 a 4 Hz.



Figura 9 - Cicladora mecânica.

No presente estudo, as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica com carga de 200 N (correspondente à uma pressão de aproximadamente 4,5 bar), frequência de 4 Hz por $1,2 \times 10^6$ ciclos e imersas em água destilada a uma temperatura de 37 °C. O pistão ou atuador utilizado possuía ponta semi-esférica com 6 mm de diâmetro, era maciço e feito a base de aço inox.

Os atuadores foram colocados o mais centralizados possível na região oclusal do pântico. Entre o atuador e a região oclusal do pântico foi colocada uma película de acetato incolor para evitar a indução da formação de trincas na superfície da cerâmica por concentração de tensões (Figura 10).



Figura 10 - Ciclagem mecânica das amostras.

Após a ciclagem mecânica e antes do ensaio de resistência à fratura, a integridade da cerâmica de cobertura foi analisada, em microscópio óptico (modelo M7A, Wild Heerbrugg AG, Suíça) em um aumento de 120 x. Procurou-se observar sinais de início de fratura ou lascamentos.

4.2.8 Ensaio de resistência à fratura

Após a ciclagem mecânica, as amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura em máquina de ensaio universal (EMIC, São José dos Pinhais-PR, Brasil).

Uma ponta aplicadora com as mesmas dimensões dos atuadores da máquina de fadiga mecânica (ponta semi-esférica de 6 mm de diâmetro) foi rosqueada à célula de carga (1000 Kgf). Esta ponta aplicou a carga na região oclusal central do pântico a uma velocidade de 1 mm/min (Figura 11). Entre a ponta aplicadora e a região oclusal do pântico, foi colocada uma película de acetato transparente com o objetivo de diminuir a concentração de tensões no ponto de aplicação da carga. Todo o ensaio foi realizado com as PPFs imersas em água destilada.



Figura 11 - PPF durante o ensaio de resistência à fratura. Carga sendo aplicada na região central do pântico.

4.2.9 Análise química e topográfica: microscopia eletrônica de varredura e espectrometria por energia dispersiva de Raios-X

Foram confeccionadas seis amostras em forma de cubo com dimensões 8 mm x 8 mm x 2 mm, sendo duas amostras representativas de cada um dos seguintes grupos: Grupo RP, Grupo RPC e Grupo RPOA. Estas amostras sofreram os tratamentos de superfície dos respectivos grupos e serviram para análise em MEV, EDS e Difração de Raios-x.

Previamente ao jateamento, as amostras foram submetidas à limpeza em aparelho sônico durante 5 min (Vitasonic, Vita Zanhfabrik, Alemanha). A superfície jateada das amostras foi então submetida à análise dos elementos químicos presentes no material cerâmico em EDS (Espectrometria por Energia Dispersiva de Raios-X). Esta técnica é baseada na análise das energias características de Raios-X emitidos por cada elemento (ou óxido, como foi realizado) que compõe a amostra, como resultado da incidência de um feixe de elétrons na superfície desta amostra. O espectrômetro EDS trabalha acoplado ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) utilizado para as análises.

As leituras de cada amostra foram realizadas a uma distância de trabalho de 15 mm e 11kV de voltagem de aceleração. Não foi realizada aplicação de cobertura condutora nas amostras. Para cada área mensurada da amostra (1 mm²) os principais óxidos foram analisados. O detector de Raios-X foi posicionado a uma distância de 5 cm a um aumento de 1000x. A intensidade lida de radiação X para cada área será em média de 5500 pulsos/s, durante tempo de leitura de 50bs. A concentração dos óxidos será determinada após o cálculo das médias das porcentagens em peso dos elementos químicos em cada ponto.

Para análise qualitativa em MEV, as amostras serão posicionadas numa plataforma de alumínio *stub*, com o auxílio de uma fita

duplamente. A obtenção das imagens será conseguida pelo princípio da reflexão do feixe de elétrons secundários que é projetado sobre a superfície da amostra por meio de um microscópio eletrônico de varredura. Serão utilizados aumentos de 5000x.

4.2.10 Análise por Difração de Raios-X

Para determinar a porcentagem das possíveis transformações da zircônia (*te*→*mo*) induzida pelo jateamento, foi realizada a análise de difração de Raios-X nas 6 amostras confeccionadas para este fim. A análise foi realizada utilizando um difratômetro de Raios-X (Philips, PW 1830). Para realização desta análise, cada amostra foi posicionada em um dispositivo metálico (porta-amostra), com a superfície tratada voltada para cima, o qual foi fixado no compartimento de leitura do difratômetro.

A análise em difração de Raios-X consiste na irradiação da superfície da cerâmica (7,3 μm em profundidade) com um feixe monocromático de $\text{Cu-K}\alpha$ ($\alpha = 1,54060 \text{ \AA}$) filtrado com níquel, a uma tensão de 40 kV e 45 mA. Os raios são refletidos pela superfície da amostra e captados por um sensor localizado no lado oposto ao do feixe de radiação. Cada fase cristalina, seja tetragonal ou monoclínica, apresenta um conjunto de picos característicos que a identificam em uma determinada estrutura. Estes picos, representados no gráfico pelo eixo y (“intensidade”), correspondem à distância entre a face superior e a face inferior de cada plano de átomos da estrutura cristalina da zircônia. A leitura desta distância pode ser influenciada pela posição do átomo na estrutura (vertical, horizontal ou inclinado) ou pelo ângulo de incidência dos Raios-X (eixo $x = 2\theta$). Assim, as fases cristalinas presentes nas duas amostras de cada grupo foram identificadas por difração de raios X,

utilizando a radiação Cu-K α com varredura entre 20^o a 60^o, passo angular de 0,02^o e velocidade de 1s / ponto de contagem.

Após obtenção dos dados, estes foram enviados para uma unidade computadorizada e analisados por meio de gráficos, utilizando um programa computacional (Oring 5.0, California, EUA).

A quantificação de fração volumétrica da fase monoclinica (FM) foi calculada utilizando o método descrito por Toraya et al. (1984), que utiliza as intensidades dos picos monoclinicos (-111)_M e (111)_M e do pico tetragonal (101)_T, conforme as equações (1) e (2):

$$F_M = \frac{1,311 * X_M}{1 + 0,311 * X_M} \quad \text{Equação 1}$$

em que:

$$X_M = \frac{(-111)_M + (111)_M}{(-111)_M + (111)_M + (101)_T} \quad \text{Equação 2}$$

onde: (-111)_M, 2 θ = 28^o; (111)_M, 2 θ = 31,2^o; (101)_T, 2 θ =30^o, representam a intensidade integrada dos picos difratados nos planos monoclinicos (-111)_M e (111)_M e no plano tetragonal (101)_T.

Foram realizadas duas mensurações em cada amostra para obtenção dos valores médios de FM.

A profundidade (μ m) da zona de transformação (PZT) da zircônia (*te*→*mo*) nas amostras dos grupos, foi calculada utilizando o método descrito por Kosmac et al. (1981). De acordo com este método, a PZT pode ser calculada baseado na quantidade de FM, assumindo a condição de que, dentro da camada superficial transformada, todos os grãos de zircônia tetragonal se transformaram em monoclinicos simetricamente, conforme a equação (3):

$$PZT = \left(\frac{\text{sen}\theta}{2\mu} \right) \left[\ln \left(\frac{1}{1-FM} \right) \right] \quad \text{Equação 3}$$

em que:

$\theta = 15^\circ$ é o ângulo de reflexão; $\mu = 0,0642$ é o coeficiente de absorção e FM é a fração volumétrica da fase monoclinica obtida a partir das equações A e B.

4.2.11 Análise estatística

Os 10 valores (N) de cada grupo obtidos no ensaio de resistência à fratura das PPFs foram submetidos à análise estatística descritiva (média, desvio padrão, coeficiente de variação). A análise estatística inferencial foi feita utilizando-se um teste paramétrico de análise de variância (ANOVA) 1-fator e um teste de comparações múltiplas (teste de Tukey) ($\alpha=0,05$).

Para realização dos testes estatísticos citados, os dados obtidos foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, versão 16.1) e PRISM (GraphPad, versão 5.0).

5 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados de acordo com a sequência utilizada na seção *Material e método*.

5.1 Resultado do ensaio de resistência à fratura

Após análise em microscópio óptico (120 x) em que se verificou a integridade da cerâmica de cobertura, não foram observadas fraturas ou lascamentos da cerâmica de cobertura causados pela ciclagem mecânica.

Para obtenção das médias da resistência à fratura dos grupos experimentais e controle, foi realizada a média aritmética dos 10 valores de resistência obtidos em cada grupo.

A média, o desvio padrão (DP) e o coeficiente de variação para cada grupo avaliado estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Média (\pm DP) dos dados de resistência à fratura (N) *n=10

Grupo	Média (\pmDP)	Coef. Var. (%)
RT	1957,6 (\pm 298,9)	15,27
RP	1787,7 (\pm 152,4)	8,52
RPC	1748,3 (\pm 273,4)	15,64
RPOA	1511,6 (\pm 174,0)	11,51

Os dados de resistência à fratura obtidos apresentaram distribuição normal (teste de Anderson-Darling, p -valor = $0,393 > 0,05$), (Figura 12). Além disso, verificou-se a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio do gráfico dos valores resíduos em relação aos valores ajustados (Figura 13).

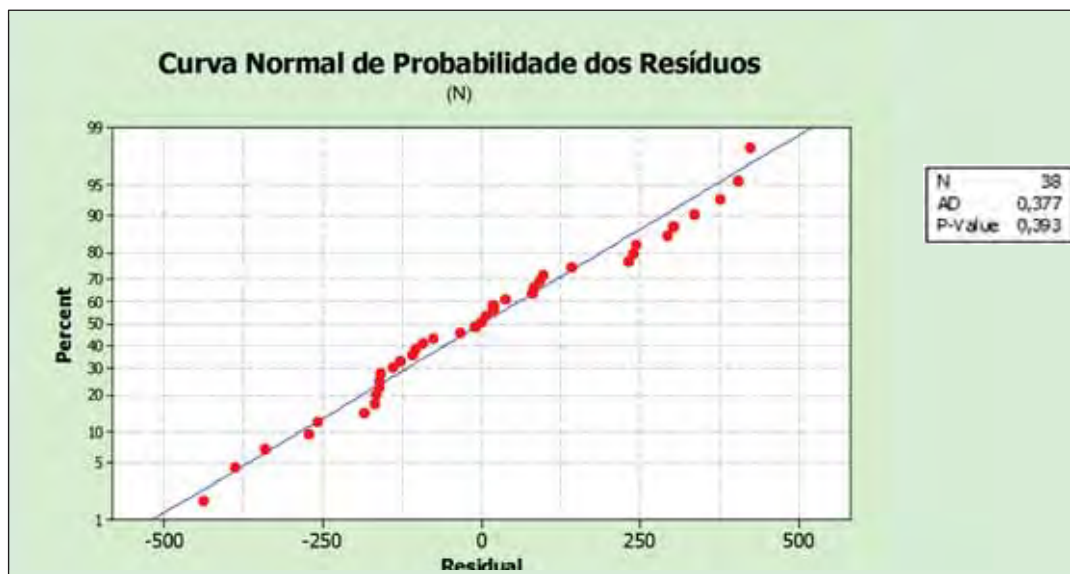


Figura 12 - Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade).

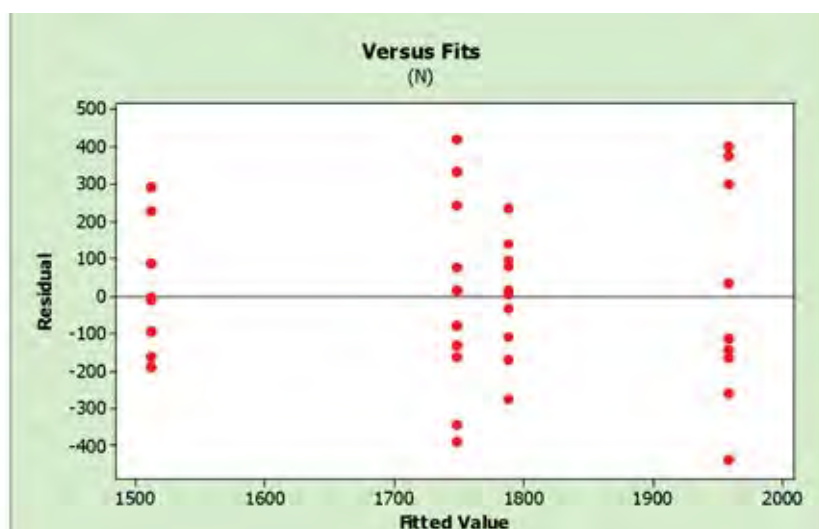


Figura 13 - Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade).

A análise de variância (ANOVA) 1-fator revelou que os valores de resistência à fratura das PPFs foram significativamente afetados pelo tratamento de superfície ($p < 0,05$) (tabela 2).

Tabela 2 - Análise de variância (ANOVA) 1-fator para os dados de resistência à fratura dos grupos experimentais

Fator	gl	SQ	QM	F	P
Tratamento	3	913316	304439	5,63	0,003
Erro	34	1838966	54087		
Total	37	2752283			

gl: grau de liberdade; SQ: soma dos quadrados; QM: quadrado médio;
*significância estatística ($p < 0,05$)

O grupo RT (controle) apresentou valores de resistência à fratura semelhantes estatisticamente aos apresentados pelos grupos RP e RPC (tabela 3). Adicionalmente, o grupo RPOA apresentou valores de resistência à fratura semelhantes aos apresentados pelos grupos RP e RPC (tabela 3). Notou-se diferença estatística apenas entre os grupos RT e RPOA (tabela 3).

Tabela 3 - Tabela de média (\pm DP) e grupos homogêneos

Grupo	Média (\pmDP)	Grupos Homogêneos	
1	1957,6 (\pm 298,9)	A	
2	1787,7 (\pm 152,4)	A	B
3	1748,3 (\pm 273,4)	A	B
4	1511,6 (\pm 174,0)		B

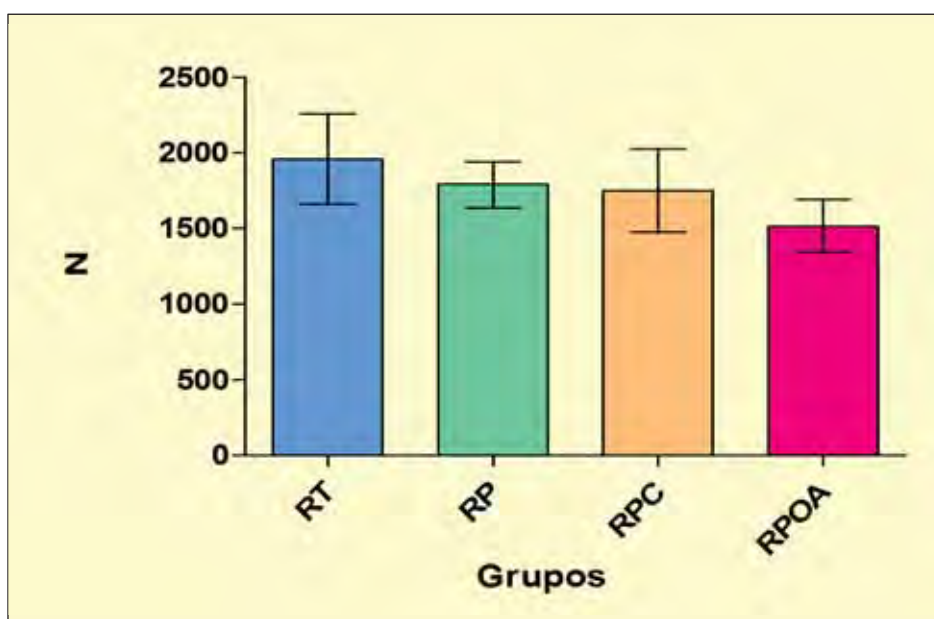


Figura 14 - Representação gráfica da médias (\pm DP) dos grupos experimentais (N).

A partir desses resultados, vê-se que a hipótese de que a aplicação de cerâmica de cobertura na região gengival afeta negativamente a resistência à fratura de PPFs com infraestrutura de cerâmica de Y-TZP foi negada. Ademais, a hipótese de que o jateamento com partículas de alumina ou alumina revestida por sílica na região gengival dos conectores e pânticos influencia positivamente a resistência à fratura de PPFs com infraestrutura de cerâmica de Y-TZP também foi negada.

5.2 Resultados da análise química e topográfica: microscopia eletrônica de varredura e espectrometria por energia dispersiva de Raios-X

A análise em microscópio eletrônico de varredura demonstrou que as superfícies das amostras de cerâmica de Y-TZP submetidas ao jateamento com partículas de alumina revestidas por sílica

(tratamento realizado no grupo RPC) e com partículas de alumina (tratamento realizado no grupo RPOA) apresentaram alterações quando comparadas a superfície controle (sem jateamento - grupo RP).

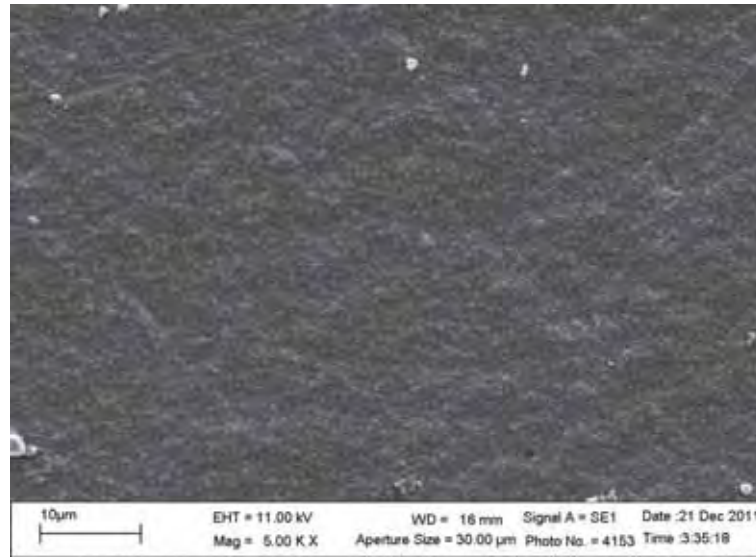


Figura 15 - Fotomicrografia mostrando aspecto superficial da cerâmica de IE não jateada (grupo RP).

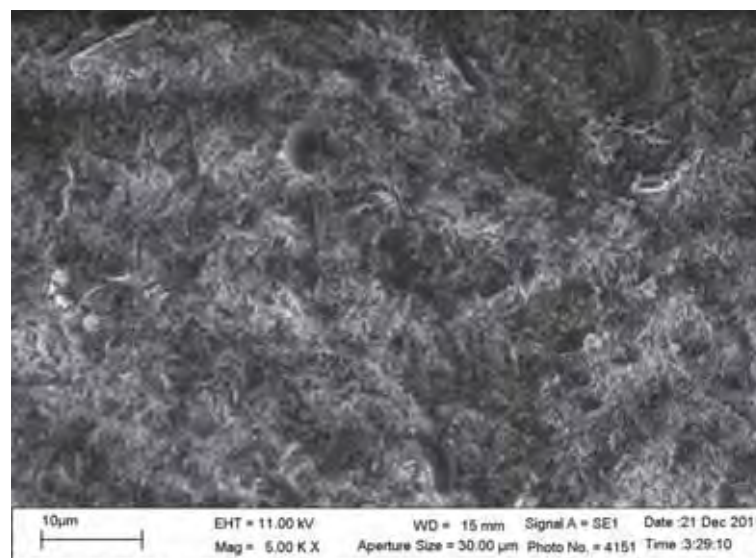


Figura 16 - Fotomicrografia mostrando aspecto superficial da cerâmica de IE jateada com partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica (grupo RPC).

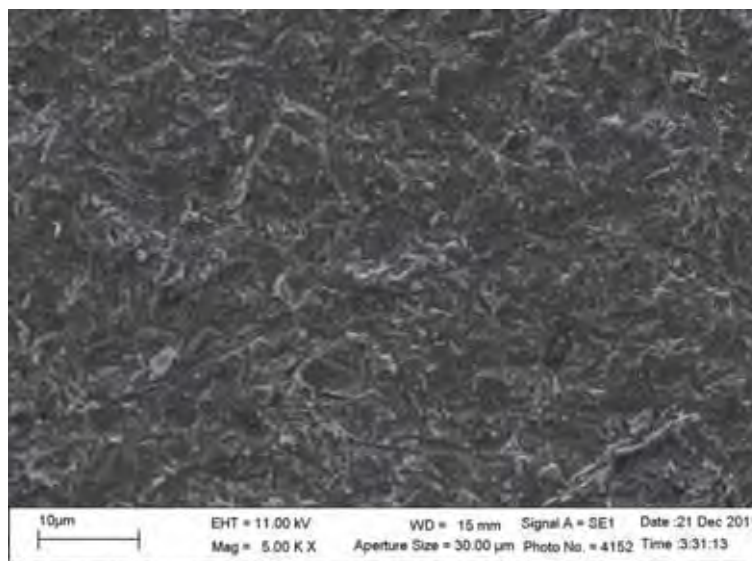


Figura 17 - Fotomicrografia mostrando aspecto superficial da cerâmica de IE jateada com partículas de óxido de alumínio (grupo RPOA).

A análise química por energia dispersiva de Raios-X revelou que a cerâmica a base de zircônia em estudo apresenta em sua composição os seguintes óxidos (RP): óxido de zircônio (ZrO_2) e óxido de Ítrio (Y_2O_3). O peso (%) para cada óxido encontrado foi: ZrO_2 – 92,13% e Y_2O_3 (7,87%) (Figura 18).

Após os protocolos de jateamento, a análise em energia dispersiva de Raios-x revelou que, para o grupo jateado com partículas de óxido de alumínio (RPOA), foi observada a presença deste óxido na superfície da cerâmica: 6,26% (Figura 19). Para o grupo jateado com partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica, foi observada a presença tanto do óxido de alumínio quanto do óxido de silício: Al_2O_3 = 5,42% e SiO_2 = 7,29% (Figura 20).

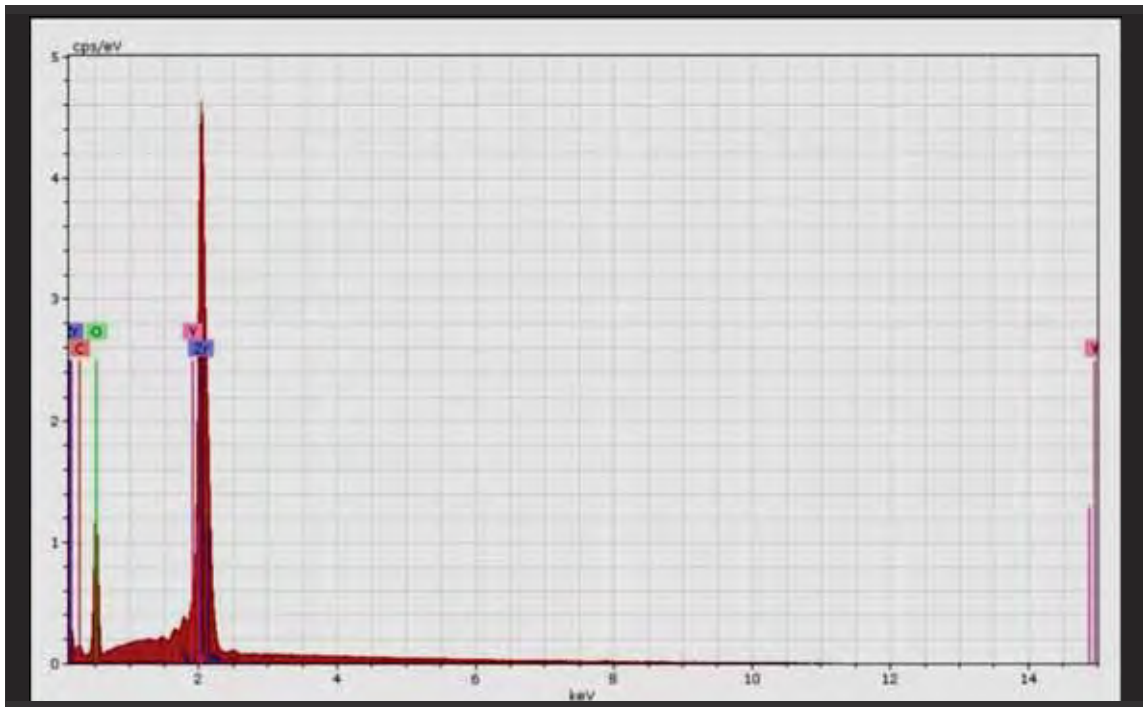


Figura 18 - Representação gráfica da análise em EDS da superfície da cerâmica sem jateamento (RP).

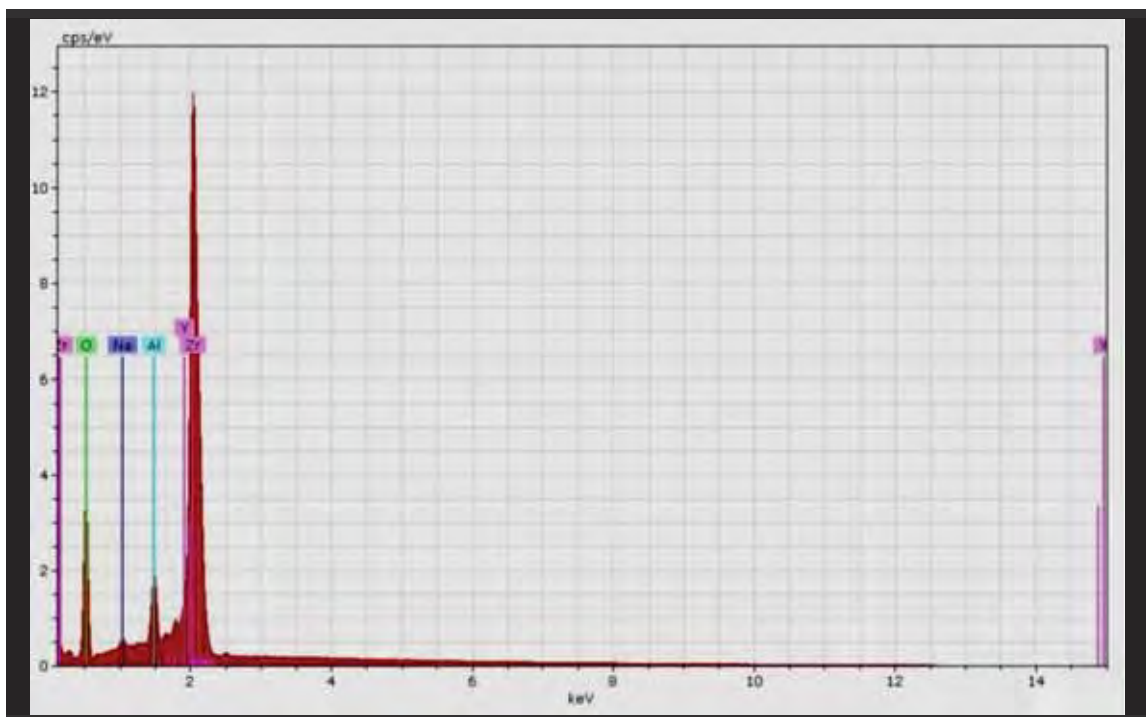


Figura 19 - Representação gráfica da análise em EDS da superfície da cerâmica jateada com partículas de óxido de alumínio (RPOA).

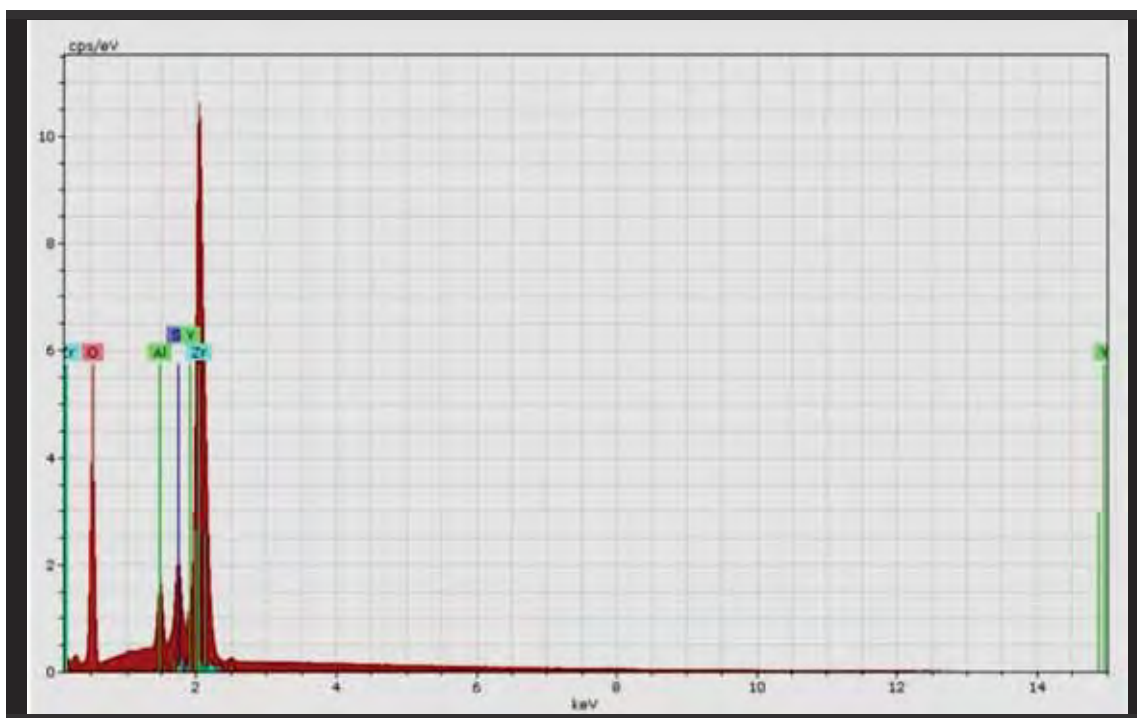


Figura 20 - Representação gráfica da análise em EDS da superfície da cerâmica jateada com partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica (RPC).

5.3 Resultados da Análise por Difração de Raios-X

Os gráficos obtidos após difração de Raios-X para as amostras não jateadas (equivalente ao grupo RP) e jateadas com partículas de alumina revestida por sílica (equivalente ao grupo RPC) e com partículas de alumina (equivalente ao grupo RPOA) estão representados nas Figuras 21, 22 e 23.

Analisando os gráficos, foram observados picos correspondentes à fase tetragonal da zircônia em todas as amostras. Nas amostras jateadas (Figuras 22 e 23), foram detectados picos correspondentes à fase monoclinica.

A FM calculada após a análise em difração de Raios-X nas amostras jateadas e não jateadas está apresentada na Tabela 5.

Verificou-se (tabela 5), que a cerâmica sem tratamento de superfície (equivalente ao grupo RP) não apresentou zircônia na fase monoclinica em sua superfície, sendo constituída de 100% de zircônia na fase tetragonal. Os tratamentos de superfície (equivalentes aos grupos RPC e RPOA) promoveram a modificação de fase da zircônia de tetragonal para monoclinica, sendo praticamente equivalente a quantidade de fase monoclinica encontrada nas amostras jateadas com partículas de alumina de 45 μm e partículas de alumina revestidas por sílica de 30 μm (tabela 5).

A profundidade da zona de transformação (PZT) calculada após obtenção dos valores de FM nas amostras dos grupos experimentais e controles, está apresentada na Tabela 6.

Observou-se (tabela 6), que a PZT foi praticamente igual para as amostras representativas dos grupos RPC e RPOA, sendo de aproximadamente 0,18 μm .

Sendo assim, a hipótese de que o jateamento aumenta o grau de transformação da zircônia (te \rightarrow mo) foi aceita. Adicionalmente, foi observada uma profundidade de transformação equivalente para as duas partículas utilizadas.

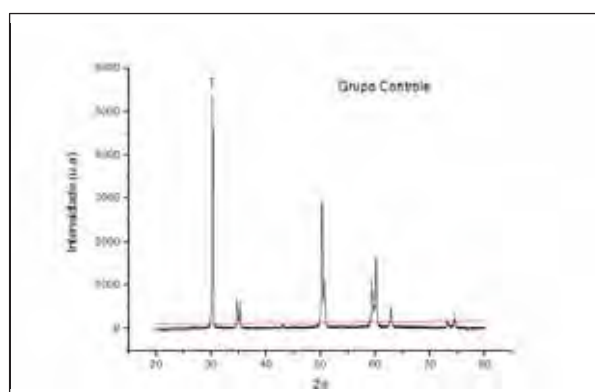


Figura 21 - Gráfico obtido após difração de Raios-X realizada na amostra sem jateamento (equivalente ao grupo RP).

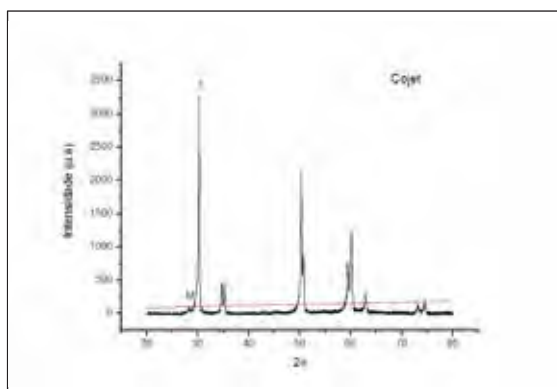


Figura 22 – Gráfico obtido após difração de Raios-X realizada após jateamento da cerâmica com alumina revestida por sílica 30 μm (equivalente ao grupo RPC), evidenciado picos característicos da zircônia na fase tetragonal (T) e monoclinica (M).

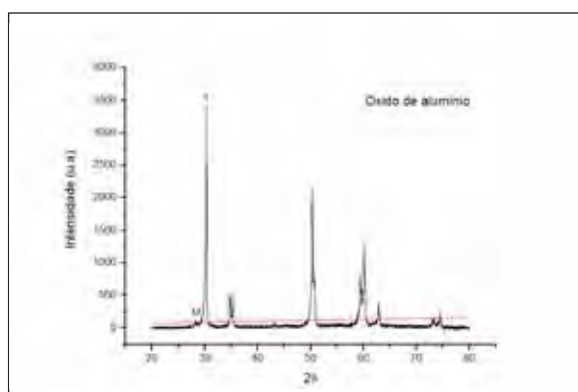


Figura 23 - Gráfico obtido após difração de Raios-X realizada após jateamento da cerâmica com alumina 45 μm (equivalente ao grupo RPOA), evidenciado picos característicos da zircônia na fase tetragonal (T) e monoclinica (M).

Tabela 4 – Fração volumétrica de fase monoclinica (%) da zircônia nas amostras submetidas ou não ao jateamento (equivalentes aos grupos RP, RPC e RPOA)

Grupo	(111)m	(111)-m	(101)t	XM	FM	% de fase monoclinica
RP (controle)	0	0	5428,36	0	0	0
RPC	0	92,11	3275,65	0,0273	0,0355	3,55
RPOA	0	98	3413,65	0,0279	0,0362	3,62

Tabela 5 - Profundidade da zona de transformação da zircônia (μm) nas amostras submetidas aos tratamentos dos grupos RP, RPC e RPOA

Grupo	% de fase monoclinica	PZT (μm)
RP (controle)	0	0
RPC	3,55	0,183
RPOA	3,62	0,187

6 DISCUSSÃO

6.1 Importância do estudo

A crescente exigência dos pacientes por restaurações estéticas e a possibilidade de desencadeamento de reações alérgicas com o uso de restaurações com metal, tem promovido o desenvolvimento e o estudo de materiais cerâmicos que aliem melhores propriedades estéticas à excelentes propriedades mecânicas e de biocompatibilidade (Bottino et al, 2009). Neste contexto, vários materiais cerâmicos têm sido utilizados para confecção de restaurações totalmente livres de metal como as cerâmicas felspáticas, de fluorapatita, de dissilicato de lítio, a base de alumina infiltrada por vidro, policristalinas a base de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP), entre outras (Aboushelib et al., 2007b).

Por possuírem alta resistência à flexão e alta tenacidade à fratura (Sundh et al., 2005), as cerâmicas de Y-TZP podem ser utilizadas como infraestruturas de coroas totais e próteses parciais fixas em regiões anteriores e posteriores (Sailer et al., 2007). Além das propriedades citadas, a cerâmica a base de zircônia possui um mecanismo chamado "*transformation toughening*" (tenacidade por transformação de fase), por meio do qual consegue dificultar a propagação de uma fenda, a partir da mudança de fase dos grãos circunvizinhos à trinca (Manicone et al., 2007). Pode ocorrer mudança de fase da zircônia em várias outras situações, como quando esta cerâmica é exposta à umidade e à baixa temperatura ou quando é jateada. Após o jateamento, uma camada de estresse compressivo é formada, fazendo

com que haja um aumento da resistência mecânica nesta região (Kosmac et al, 1999; Guazzato et al, 2005; Sato et al., 2008; Papanagiotou et al., 2006).

Embora o sucesso clínico de restaurações de zircônia seja diretamente dependente de diversos fatores como cargas oclusais aplicadas durante a função, geometria da restauração, propriedades dos materiais, técnicas de obtenção etc, estudos laboratoriais são úteis para avaliar as propriedades mecânicas dos materiais, ajudando a elucidar as possíveis causas de falhas clínicas. Conseqüentemente, muitos estudos têm sido desenvolvidos no sentido de avaliar *in vitro* as propriedades das próteses parciais fixas com infraestrutura de zircônia (Sundh et al, 2005; Sundh;Sjogren, 2006; Onodera et al, 2010; Rosentritt et al., 2011b).

Nessas próteses, o cumprimento da recomendação dos fabricantes com relação à espessura mínima do conector (secção transversal = 9 mm² para próteses de zircônia) é imperativo, pois a região inferior dos conectores é a região mais suscetível à fratura em todo o sistema (Sundh;Sjogren, 2006; Kilicarslan et al., 2004). Após usinagem e sinterização da infraestrutura, os conectores recebem um revestimento estético com cerâmica de cobertura, aumentando ainda mais suas dimensões. Esse tamanho considerável de conector pode limitar a indicação deste tipo de prótese, porque é necessário haver um espaço mínimo para sua confecção e para manutenção da saúde dos tecidos periodontais ou periimplantares circunvizinhos (Sailer et al., 2007).

Essa região inferior dos conectores sofre, quando aplicada uma carga oclusal, concentração de tensão de tração (Kelly et al., 1995; Motta et al, 2008). Neste sentido, diversos estudos tem sido desenvolvidos com o intuito de guiar a confecção de desenhos de conectores que possam resistir a essa concentração de forças, tendo maior sucesso clínico (Oh,Anusavice, 2002; Studart et al., 2007a; Studart et al., 2007b; Quinn et al., 2010; Onodera et al., 2011).

Segundo alguns estudos, quando há cerâmica de cobertura nesta região, a falha pode ocorrer prematuramente, sendo recomendada a não cobertura com cerâmica feldspática dessa região dos conectores nas próteses parciais fixas (Guazzato et al, 2004; White et al., 2005; Borba et al, 2011). Além disso, deixando-se esta região da infraestrutura de zircônia sem aplicação de cerâmica de cobertura, esta não seria exposta à umidade (Sundh et al., 2005) e ao estresse térmico residual (Swain, 2009) que ocorre durante este procedimento. Somado a isso, o jateamento dessa região poderia tornar os conectores mais resistentes mecanicamente (Guazzato et al., 2005). Como consequência, seria possível obter-se conectores com secção transversal menor e próteses mais resistentes à fratura.

Através de uma revisão da literatura, foi visto que não existem estudos que avaliem tanto o efeito da aplicação da cerâmica de cobertura quanto o jateamento - com partículas de alumina e de alumina revestidas por sílica – na resistência à fratura de corpos-de-prova em forma de Próteses Parciais Fixas de Y-TZP. Portanto, este estudo foi desenvolvido neste sentido.

6.2 Ensaio de resistência à fratura

Os estudos in vitro devem tentar aproximar as condições laboratoriais das condições clínicas, de modo a produzir falhas semelhantes do que ocorre clinicamente (Kelly, 1999). Segundo Kelly (1999) os ensaios de resistência à flexão de 3 ou 4 pontos com espécimes em formato de barra não representam corretamente a geometria de restaurações cimentadas a dentes (que são bases relativamente elásticas). Já espécimes com formato de coroas ou próteses fixas têm a capacidade de fraturar-se em testes laboratoriais de

forma semelhante ao que ocorreria clinicamente, a partir da mesma população de falhas de uma restauração utilizada intraoralmente, pois é obtida da mesma maneira.

No caso de próteses parciais fixas totalmente cerâmicas, vários estudos utilizando o método dos elementos finitos têm demonstrado que, quando uma carga é aplicada na região oclusal, a região inferior dos conectores é a região de maior concentração de tensão, principalmente tensão de tração (Kelly et al., 1995; Motta et al., 2008; Lin et al., 2011). Assim, neste estudo buscou-se evidenciar a influência da aplicação de cerâmica de cobertura e do jateamento - com partículas de alumina e de alumina revestidas por sílica - na região inferior dos conectores e pânticos nos valores de resistência à fratura.

Apesar de a literatura mostrar que clinicamente as falhas que mais ocorrem são as falhas por lascamento (*chipping*) da cerâmica de cobertura (Raigrodski et al., 2006; Ohlmann et al., 2008), esse tipo de falha não é considerada catastrófica, podendo ser reparada sem a retirada da prótese (Scherrer et al., 2007). Adicionalmente, a falha por lascamento da cerâmica de cobertura é reportado por estudos clínicos de até 5 anos de observação (Sailer et al., 2007). Seriam necessários estudos clínicos com maior tempo de observação de próteses parciais fixas com infraestrutura de Y-TZP para que outros tipos de falha, como por fratura dos conectores, pudessem ser observadas.

Uma falha a partir da fratura de um conector é considerada catastrófica, sendo necessária a reposição da prótese. Neste sentido, a metodologia utilizada nesta pesquisa obteve os valores de ruptura de todo o conector, pois este tipo de falha ilustra um cenário mais desfavorável clinicamente. Idealmente, a obtenção dos valores de lascamento da cerâmica de cobertura e da posterior fratura de todo o corpo do conector seria mais interessante, no entanto, a partir do software associado à máquina de ensaio utilizada, não foi possível conseguir-se esses valores.

O material e a forma do dispositivo de aplicação de carga durante o ensaio está relacionado à obtenção de modos de fratura semelhantes ao que ocorre clinicamente (Kelly, 1999). Apesar da possibilidade de dispositivos de aplicação de carga confeccionados em aço inoxidável poderem refletir em modos de falha não vistas clinicamente (Kelly, 1999), este material foi utilizado no ensaio resistência à fratura do presente estudo. Com seu uso não haveria a possibilidade de interrupção do ensaio por quebra do dispositivo de aplicação de carga, se este fosse confeccionado em material de módulo de elasticidade mais próximo ao dos tecidos dentais. Além disso, foi utilizada uma película de acetato entre o aplicador de carga e a região oclusal para que houvesse uma melhor distribuição das tensões nessa região (Rosentritt et al., 2011a).

Fisiologicamente, sobre uma prótese fixa são aplicadas cargas oclusais provenientes dos dentes antagonistas. No entanto, em muitos estudos que avaliam a resistência à fratura dessas próteses, a carga durante o ensaio é aplicada somente na região oclusal do pântico (Sundh et al., 2005, Sundh; Sjogren, 2006, Onodera et al., 2011). Neste sentido, o estudo de Motta et al. (2008), mostrou, utilizando o método de elementos finitos, que quando a carga foi aplicada na região oclusal do pântico foi observada uma distribuição de tensões na prótese semelhante ao que foi visto nos modelos que sofreram carregamento análogo ao que ocorre fisiologicamente. O estudo de Kelly (1995) mostrou, utilizando o método de elementos finitos e a análise de próteses cerâmicas fraturadas clinicamente e em um estudo in vitro, que há relação entre a distribuição das tensões quando uma carga é aplicada no pântico e o modo de falha visto laboratorial e clinicamente. No presente estudo também foi utilizado o carregamento na região oclusal do pântico durante a ciclagem mecânica e durante o ensaio de resistência à fratura.

Ainda com relação às condições do ensaio, muitos estudos têm afirmado que ocorre uma diminuição dos valores de resistência quando as amostras estão imersas em meio aquoso durante o

teste (Kelly, 1995; De Aza et al., 2002). Segundo Kelly et al. (2010), as falhas e os valores de resistência mecânica mensurados pelos testes são sensíveis, entre outras coisas, à presença de água durante o ensaio. No presente estudo, tanto o ensaio de resistência à fratura quanto a ciclagem mecânica dos espécimes foram realizados em meio aquoso a 37°C. Esta exposição ao meio aquoso, pode levar a transformação de fase (tetragonal para monoclínica) da cerâmica de Y-TZP exposta, com consequente aumento de volume dos grãos, resultando em desprendimento destes, podendo ser criada uma superfície mais rugosa e com microtrincas (Chevalier et al., 1999; Deville et al., 2005).

O módulo de elasticidade do material utilizado como base ou pilar para cimentação de coroas ou próteses fixas totalmente cerâmicas influencia os valores de resistência à fratura (Kelly et al, 2010). Quanto maior o módulo de elasticidade do material de base, maior serão os valores de resistência à fratura encontrados (Rosentritt et al., 2006). Idealmente, o material de base deve ter um comportamento elástico semelhante ao da dentina humana para que possa produzir falhas semelhantes ao que ocorre clinicamente (Kelly et al., 2010).

Neste sentido, neste trabalho foi utilizado um material a base de resina epóxica reforçado por fibras de vidro (resina G10) como material de confecção dos pilares aos quais as próteses fixas cerâmicas foram cimentadas adesivamente. Este material, segundo Kelly et al. (2010), possui um comportamento elástico similar ao da dentina humana, sugerindo que seu módulo de elasticidade seja também similar ao tecido humano citado.

Os estudos que utilizam dentes humanos preparados como pilares (Rosentritt et al., 2009; Rosentritt et al., 2011) buscam uma aproximação entre o estudo *in vitro* e o que ocorre intraoralmente. No entanto, sabe-se que a obtenção de um grande número de dentes humanos hígidos não é uma tarefa fácil, sendo também limitada pelos comitês de ética em pesquisa. Adicionalmente, dentes humanos têm

variações quanto à forma e às dimensões (altura, distância mésiodistal e distância vestibulolingual), que implicam, posteriormente, na confecção de coroas ou próteses de forma e dimensões não padronizadas. Além disso, dentes podem fraturar durante o ensaio, como observado no estudo de Att et al. (2007). Outros estudos utilizam pilares confeccionados em aço inoxidável (Sundh et al., 2005; Sundh; Sjogren, 2006) – material com alto módulo de elasticidade – devido, possivelmente, a sua facilidade de confecção e certeza de que não haverá fratura do material de base, como pode ocorrer quando da utilização de dentes humanos ou de outros materiais. No presente estudo, a utilização de pilares de resina G10 proporcionou a confecção de pilares de tamanhos padrão, o que permitiu a confecção de próteses com dimensões também padronizadas, levando à uniformização das tensões geradas no corpo-de-prova durante a ciclagem e o ensaio de resistência à fratura e à obtenção de valores de resistência à fratura com coeficiente de variação baixo.

Os dentes humanos possuem uma limitada mobilidade conferida pelo ligamento periodontal. Assim, alguns estudos tentam simular essa mobilidade através do envolvimento das raízes dos pilares por um material polimérico durante a ciclagem mecânica ou durante o ensaio (Att et al., 2007; Beuer et al., 2008). No estudo de Rosentritt et al. (2011) foi observada uma queda de 40 a 50% nos valores de resistência à fratura de próteses cerâmicas com infraestrutura de alumina cimentadas sobre pilares com mobilidade conferida pelo envolvimento com poliéter de suas raízes. Os autores alertam então que a omissão desta mobilidade dos pilares pode levar a obtenção de valores superestimados de resistência à fratura de próteses cerâmicas. Neste estudo, foram utilizados pilares unidos rigidamente à resina de poliuretano, sendo esta uma desvantagem ou limitação do estudo.

Com relação a resina de poliuretano, alguns estudos (Miyashiro et al., 2011; Moretti Neto et al., 2011) mostraram que quando seguida a proporção das duas partes da resina recomendada pelo

fabricante, esta apresenta módulo de elasticidade semelhante ao que tem sido reportado na literatura para ossos humanos mandibulares. Assim, a metodologia de utilização de uso da resina de poliuretano para simulação do tecido ósseo que suportaria os pilares das próteses do presente estudo está validada.

6.3 Ciclagem mecânica

Estudos clínicos com acompanhamento de vários anos seriam a forma ideal de avaliar o desempenho de próteses totalmente cerâmicas (Rosentritt et al., 2011). No entanto, esses estudos são mais despendiosos que os estudos laboratoriais e dependem diretamente da colaboração dos pacientes (Hickel et al., 2007). Para tentar aproximar os dados de estudos *in vitro* aos dados obtidos por estudos clínicos, algumas condições a que as restaurações são submetidas em ambiente oral podem ser simuladas em ambiente laboratorial. Dentre estas condições, tem-se a armazenagem em água a temperatura de 37 °C (semelhante à temperatura corporal) (Ozcan et al., 2010), a realização de ciclagem mecânica (respeitando a carga fisiológica aplicada na mastigação) (Rosentritt et al., 2009) e a variação da temperatura ou termociclagem (que simularia as variações de temperatura a que as restaurações são submetidas em ambiente oral) (Passos et al., 2010).

A simulação da mastigação pela aplicação repetitiva de carga é um meio de testar novos materiais ou indicações antes de levá-los a uso clínico (Rosentritt et al., 2011a). De acordo com a revisão de Wiskott et al. (1995), observações clínicas mostram que as restaurações geralmente falham após alguns anos de solicitação em serviço clínico e não após um evento mecânico único, ou seja, as restaurações falham por fadiga. Com a aplicação repetitiva de carga, há uma concentração de

tensões em áreas de defeitos estruturais, o que vai enfraquecendo o conjunto, podendo levar a falha catastrófica (Wiskott et al., 1995).

A variação dos parâmetros utilizados na simulação da mastigação, como frequência de aplicação de carga (Kelly et al., 2010), variação da temperatura (Rosentritt et al., 2009), exposição a meio aquoso (Scherrer et al., 2011), movimentação lateral (Bonfante et al., 2010), tipo de pilar utilizado e tipo de antagonista ou aplicador de carga utilizado (Kelly, 1999), podem produzir diferentes resultados, no entanto, a força aplicada tem uma influência especialmente significativa na resistência à fratura de restaurações totalmente cerâmicas (Rosentritt et al., 2009).

A força aplicada varia entre os estudos que utilizam simulação da mastigação, uma vez que os dados provenientes de estudos de medição da força de oclusão também são variáveis. No estudo de Gibbs et al. (1981), foi mensurada uma força de oclusão de aproximadamente 260 N. Em outro estudo de Gibbs et al. (2002), que buscou mensurar a força oclusal em pacientes com perda dentária posterior moderada, foi encontrado um valor médio de 258 N. Já no estudo de Proeschel;Morneburg (2002) foi encontrado um valor médio de 220 N. Regalo et al. (2008), avaliando a carga mastigatória por região, verificou que na região dos molares a força varia entre 262 e 521 N. Entretanto, vários estudos que utilizaram ciclagem mecânica preferiram utilizar cargas mais próximas ao que seria considerado normal, algo em torno de 50 N (Itinoche et al., 2006; Okutan et al., 2006; Sundh e Sjogren, 2006). No presente estudo foi utilizada uma força de aproximadamente 200 N aplicada na região oclusal do pântico.

Alguns estudos (Att et al., 2007; Zhang et al., 2004) relatam que 1.200.000 ciclos com carga de 50 N simularia 5 anos de uso clínico do material. A revisão de Wiskott et al. (1995) cita que pode ser feito um cálculo para se correlacionar o número de ciclos ao número de anos de serviço clínico. Assim, se fossem considerados 15 minutos de

mastigação por dia, com uma taxa de 60 mastigações por minuto, a média de ciclos mastigatórios seria de 2700 vezes por dia ou 1.000.000 de vezes por ano. Segundo o estudo de Rosentritt et al. (2009), que correlacionou matematicamente diferentes protocolos de ciclagem e dados clínicos para verificar a influência da ciclagem sobre a resistência à fratura das próteses, cinco anos de uso clínico seriam simulados a partir de 750.000 ciclos de aplicação de carga de 50 N.

Entretanto, apesar de não existir uma relação exata entre o número de ciclos realizados em estudos laboratoriais (*in vitro*) com as condições clínicas, uma vez que as condições clínicas as quais as próteses são submetidas não são reproduzidas exatamente em laboratório (Kelly, 1999), períodos longos de ciclagem mecânica são importantes para aumentar a propagação de falhas e assim prever, de maneira mais significativa, a resistência à fratura em longo prazo.

Na presente pesquisa, a ciclagem mecânica foi realizada para que fossem simuladas algumas das condições a que as próteses cerâmicas são submetidas *in vivo*. Foi utilizada uma frequência de 4 Hz, que simularia uma frequência próxima à fisiológica, que seria de no máximo entre 3 e 4 Hz, visto que o tempo de aplicação de carga durante a mastigação seria de 1/4 a 1/3 de segundo (DeLong, Douglas, 1983). Além disso, utilizou-se carga de 200 N, como já mencionado e imersão em ambiente aquoso a temperatura de 37°C.

6.4 Discussão dos resultados

O material que fica sob tração na região inferior dos conectores parece guiar o modo de falha de próteses fixas totalmente cerâmicas de dupla-camada (infraestrutura e cobertura) (Della Bona et al.,

2003; Guazzato et al., 2004). Assim, alguns estudos têm sugerido que essa região sob tração em próteses fixas não receba a aplicação de cerâmica de recobrimento estético, pois assim esta região poderia atuar como um corpo monolítico de cerâmica de Y-TZP, que tem resistência à tração bem maior do que as cerâmicas feldspáticas utilizadas para recobrimento estético (White et al., 2005; Borba et al., 2011).

Neste sentido, o estudo de Motta et al. (2008), em que foi utilizado o método de elementos finitos, avaliou o comportamento de dois modelos de próteses totalmente cerâmicas de 3 elementos, com ou sem cerâmica de cobertura na região gengival. Seus resultados mostraram que, quando não há recobrimento da região gengival, a magnitude das tensões produzidas nas regiões entre os pilares e os conectores são menores do que quando há esse recobrimento.

No entanto, no presente estudo, a aplicação de cerâmica de cobertura na região de tração não influenciou os resultados de resistência à fratura. Isso pode ser devido à metodologia do ensaio utilizado, pois em alguns trabalhos que compararam os valores de resistência quando há aplicação ou não da cerâmica de cobertura na região de tração, o ensaio pára exatamente no momento de ruptura da cerâmica de cobertura (White et al., 2005; Borba et al., 2011). Como já mencionado, um método que obtivesse o valor de ruptura da cerâmica de cobertura e posteriormente da cerâmica de infraestrutura, poderia fornecer os valores de dois momentos críticos de falha do sistema.

Os valores de resistência à fratura das próteses com recobrimento total (1957 N) foram semelhantes estatisticamente aos valores das próteses com recobrimento parcial (1787,7 N), o que vai de encontro ao estudo de Sundh e Sjogren (2006), em que infraestruturas sem recobrimento e com exposição aos ciclos térmicos de sinterização da cerâmica de cobertura obtiveram valores de resistência à fratura inferiores (~1100 N) às infraestruturas totalmente cobertas com cerâmica de recobrimento estético (~1900 N). Segundo esses autores, a aplicação da

cerâmica de cobertura poderia ser benéfica, uma vez que preencheria possíveis defeitos na superfície da infraestrutura e geraria estresses compressivos fazendo com que o sistema ficasse mais resistente. No entanto, a partir da observação dos resultados deste estudo, vê-se que esse aumento da resistência não aconteceu, o que poderia ser explicado pelo fato de que, apesar de haver pequena rugosidade na superfície da infraestrutura após a usinagem e sinterização (Scherrer et al., 2011), esta não seria tão danosa à estrutura. Além disso, mesmo havendo a geração de estresses compressivos com a aplicação da cerâmica de cobertura, a região inferior dos conectores fica sujeita a concentração de tensões de tração com a aplicação de cargas oclusais (Motta et al., 2008), sendo estas tensões de tração prejudiciais ao sistema.

A exposição da infraestrutura na região inferior dos conectores ao ambiente aquoso durante a ciclagem mecânica também pode ter levado a obtenção de valores de resistência à fratura semelhantes ao grupo totalmente recoberto - e não maiores, como esperado. A zircônia exposta ao ambiente aquoso sob aplicação de carga pode sofrer transformação de fase e conseqüente diminuição da resistência (Chevalier et al., 1999; Deville et al., 2005). Outrossim, a região inferior dos conectores e pânticos que não foi recoberta por cerâmica feldspática, foi exposta aos ciclos térmicos de sinterização da cerâmica de cobertura, o que poderia levar a mudança do tamanho dos grãos de zircônia, fazendo com que houvesse maior transformação de fase quando esta foi exposta a meio aquoso (Piconi, Maccauro, 1999).

Do ponto de vista clínico, o fato de próteses parciais fixas com e sem recobrimento estético na região gengival terem obtidos valores semelhantes é bem interessante, pois isso validaria o uso de próteses com o conector menor devido a não cobertura, aumentando as indicações das próteses totalmente cerâmicas. Entretanto, é questionada a possibilidade de exposição da zircônia ao meio oral sem recobrimento. Neste contexto, alguns estudos mostram que

a zircônia acumula menos biofilme que o titânio, por exemplo (Scarano et al., 2004; Rimondini et al., 2002), podendo ficar exposta ao ambiente oral sem que haja o desenvolvimento de problemas periodontais ou periimplantares.

O jateamento pode levar ao aumento dos valores de resistência à fratura, devido a formação de uma camada de estresse compressivo (Guazzato et al., 2005; Kosmac et al., 1999). No entanto, neste estudo, este aumento da resistência não foi observado. Neste sentido, sabe-se que esse aumento dos valores de resistência à fratura ou flexão após o jateamento depende do volume de zircônia transformada (tetragonal→monoclínica) e da profundidade dessa transformação (Guazzato et al., 2005; Kosmac et al., 1999). Além disso, o tamanho e o tipo da partícula do jateamento podem influenciar os valores obtidos (Sato et al., 2008). Nos resultados da presente pesquisa, observou-se uma profundidade pequena de transformação de fase para as duas partículas utilizadas.

Em um estudo piloto citado por Sundh e Sjogren (2006), em que infraestruturas de zircônia foram submetidas aos ciclos térmicos de sinterização da cerâmica de cobertura e, após, ao jateamento com partículas de alumina de 110 μm apenas na região gengival dos conectores, os valores de resistência à fratura obtidos foram semelhantes aos valores obtidos por infraestruturas que haviam sido apenas sinterizadas. Segundo os autores, os valores maiores obtidos pelo “grupo-piloto” jateado (~2725 N) frente ao grupo não jateado (~1611 N) devem-se à formação de uma camada de estresse compressivo, que, mesmo após a ciclagem mecânica por 100.000 ciclos, parece ter conseguido influenciar os resultados. Essa camada de estresse compressivo, no entanto, parece não ter permanecido intacta durante a ciclagem mecânica do presente estudo, pois vê-se que, após os $1,2 \times 10^6$ ciclos mecânicos em ambiente aquoso, os valores dos grupos jateados com partículas de alumina revestida por sílica (1748,3 N) ou de alumina (1511,6 N), permaneceram

semelhantes aos valores do grupo não jateado ou foram inferiores aos mesmos, respectivamente.

O estudo de Kosmac et al. (2000) mostra que pode haver um decréscimo na confiabilidade de cerâmicas a base de zircônia jateadas com partículas de alumina de 110 μm . Tal deterioração seria causada pela concentração de tensões nas pequenas falhas causadas pelo impacto do jateamento que, se expostas a um ambiente úmido e a aplicação de cargas cíclicas, podem levar a fragilização da estrutura. Com o jateamento com partículas de alumina de 50 μm , Zhang et al. (2006) também mostrou que a resistência da cerâmica de Y-TZP pode ser reduzida. Esses autores encontraram defeitos na superfície da zircônia jateada de aproximadamente 4 μm , os quais podem ter levado a essa fragilização.

Embora o tamanho da partícula pareça influenciar os resultados, o estudo de Curtis et al. (2006), reportou que o jateamento de discos de zircônia com partículas de 25, 50 e 110 μm não resultou em diferença nos valores de resistência à flexão. Este resultado implica na dedução de que o tipo de partícula poderia influenciar de modo mais incisivo do que o tamanho da mesma. Neste sentido, Zhang et al. (2006) relata que as partículas de alumina revestidas por sílica são partículas relativamente mais macias e mais regulares na forma do que as partículas de alumina, podendo causar menos falhas e, conseqüentemente, menor degradação da superfície da zircônia quando utilizadas durante o jateamento. De fato, isto foi observado no presente estudo, uma vez que as próteses jateadas com partículas de alumina revestidas por sílica não sofreram decréscimo nos valores de resistência à fratura.

Os resultados do presente estudo, no que diz respeito a não influência do jateamento com partículas de alumina revestidas por sílica nos valores de resistência à fratura, estão de acordo com o estudo de Scherrer et al. (2011), em que os autores jatearam amostras de zircônia de quatro marcas comerciais com partículas de alumina

revestidas por sílica e constataram que o limite de fadiga e a probabilidade de sobrevivência foram aumentados. Segundo esses autores, apesar de a rugosidade média (Ra) ter aumentado após o jateamento, este procedimento conseguiu arredondar ou eliminar irregularidades da superfície da zircônia resultantes da usinagem sem danificar as propriedades mecânicas do material.

Os valores de resistência à fratura encontrados neste estudo (cerca de 1950 N para o grupo RT) são semelhantes aos estudos de Sundh et al. (2005) (~1970 N), Sundh e Sjogren (2006) (~1900 N) e de Att et al. (2007) (~1770), sendo que os primeiros utilizaram como material de base o aço inoxidável e o último utilizou dentes humano. Comparando-se os valores de resistência à fratura de vários estudos (Tinschert et al., 2001; Sundh et al., 2005; Sundh; Sjogren, 2006; Att et al., 2007; Rosentritt et al., 2011a; Onodera et al., 2011) pode-se observar que o fator “resiliência dos pilares” parece influenciar de forma mais determinante os valores de resistência à fratura de próteses de zircônia obtidos *in vitro* do que o módulo de elasticidade do material de base, por exemplo. No estudo de Tinschert et al. (2001), por exemplo, em que os autores utilizam Liga de níquel-cromo como material para confecção dos pilares, estando estes sem mobilidade, o valor médio de resistência à fratura foi de 2.300 N. Já no estudo de Sundh et al., (2005) e Sundh; Sjogren (2006) em que os autores utilizaram aço inoxidável como material de base com pilares sem mobilidade, os valores giraram em torno de 1900 N. No estudo de Rosentritt et al. (2011a), em que os autores utilizaram dentes como pilares conferindo-lhes mobilidade, os valores foram de cerca de 1140 N. Comparando-se com o estudo de Onodera et al. (2011) em que foi utilizado aço inoxidável para material de base, estando os pilares com mobilidade, os valores de resistência à fratura (aproximadamente 1370 N) não diferiram muito dos valores encontrados por Rosentritt et al. (2011a), mesmo este utilizando dentes e aquele utilizando aço inoxidável como material de base. No entanto, fatores como

o tamanho do conector, espessura da infraestrutura, tipo de ciclagem, número de ciclos e distância entre os pilares podem influenciar os resultados, sendo difícil uma comparação direta dos valores de resistência à fratura entre os estudos.

Como já mencionado, estudos clínicos com vários anos de acompanhamento seriam a forma ideal para avaliar o comportamento de próteses parciais fixas com infraestrutura de zircônia. No entanto, os resultados do presente estudo mostram que os valores de resistência obtidos *in vitro* responderam a questão levantada com relação à possibilidade de aumento da resistência a partir da não aplicação da cerâmica de cobertura ou do jateamento da região inferior dos conectores e pânticos. Futuros estudos *in vitro* que utilizem outros métodos de avaliação - como resistência à fadiga - e outras variáveis de estudo poderão prever de maneira cada vez mais significativa qual seria o comportamento das próteses de zircônia quando em serviço clínico.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados, é lícito concluir que:

- a) A aplicação da cerâmica de cobertura na região gengival dos conectores e pânticos não afetou a resistência à fratura de próteses parciais fixas com infraestrutura de zircônia.
- b) O jateamento com alumina da região gengival dos conectores e pânticos diminuiu a resistência à fratura das próteses de zircônia;
- c) Os protocolos de jateamento utilizados promoveram modificação de fase de tetragonal para monoclinica.

8 REFERÊNCIAS*

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*. 2007a Aug;23(8):952-9.

Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent*. 2007b Nov;98(5):379-88.

Akgungor G, Sen D, Aydin M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent*. 2008 May;99(5):388-99.

Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010 Aug;37(8):641-52.

Amaral R, Ozcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Apr;85(1):1-9.

Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil*. 2007 Apr;34(4):282-90.

Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence Int*. 2011 Feb;42(2):173-82.

* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Bonfante EA, Sailer I, Silva NR, Thompson VP, Dianne Rekow E, Coelho PG. Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. *J Dent.* 2010 Sep;38(9):707-12.

Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater.* 2011 Oct 6.

Bottino MA FR, Valandro LF. *Percepção-Estética Em Próteses Livres De Metal em Dentes Naturais e Implantados.* 1 ed. São Paulo: Artes médicas; 2009.

Buso L, Oliveira-Junior OB, Hiroshi Fujii F, Leao Lombardo GH, Ramalho Sarmiento H, Campos F et al. Biaxial flexural strength of CAD/CAM ceramics. *Minerva Stomatol.* 2011 Jun;60(6):311-9.

Cehreli MC, Kokat AM, Akca K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci.* 2009 Jan-Feb;17(1):49-55.

Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* 2006 Feb;27(4):535-43.

Chevalier J, Calles B, Drouin JM. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc.* 1999;82:2150-54.

Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010 Nov;141(11):1317-29.

Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006 Mar;34(3):195-206.

De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials*. 2002 Feb;23(3):937-45.

DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*. 1983 Jan;62(1):32-6.

Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*. 2005 Dec;21(12):1158-62.

Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005 Feb 15;72(2):239-45.

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Sinkewiz SL et al. Occlusal forces during chewing--influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent*. 1981 Nov;46(5):561-7.

Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2002 Nov;88(5):498-502.

Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011 Jan;16(1):e50-5.

Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*. 2004 Sep;25(20):5045-52.

Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. 2005 Jan;33(1):9-18.

Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*. 2007 Mar;11(1):5-33.

Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Nov;91(2):930-7.

Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res*. 1995 Jun;74(6):1253-8.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999 Jun;81(6):652-61.

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2010 Oct;104(4):228-38.

Kilicarslan MA, Kedici PS, Kucukesmen HC, Uludag BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2004 Oct;92(4):365-70.

Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2009 Nov;1(3):113-7.

Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995 Sep;108(3):308-15.

Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*. 1999 Nov;15(6):426-33.

Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):304-13.

Lin J, Shinya A, Gomi H. Finite element analysis to compare stress distribution of connector of lithia disilicate-reinforced glass-ceramic and zirconia-based fixed partial denture. *Odontology.* 2011 Jun 21.

Lughi V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010 Aug;26(8):807-20.

Luthardt RG, Holzhter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002 Jul;81(7):487-91.

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007 Nov;35(11):819-26.

Miyashiro M, Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis--tension tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 May-Jun;19(3):244-8.

Moretti Neto RT, Hiramatsu DA, Suedam V, Conti PC, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis--compression tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 Jan-Feb;19(1):47-51.

Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR, Duda FP. The influence of the loading mode on the stress distribution on the connector region of metal-ceramic and all-ceramic fixed partial denture. *Artif Organs.* 2008 Apr;32(4):283-91.

Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):536-42.

Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: preliminary results from a clinical study. *J Dent*. 2008 Sep;36(9):692-6.

Onodera K, Sato T, Nomoto S, Miho O, Yotsuya M. Effect of connector design on fracture resistance of zirconia all-ceramic fixed partial dentures. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2011;52(2):61-7.

Ozcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):469-72.

Ozcan M, Cura C, Brendeke J. Effect of aging conditions on the repair bond strength of a microhybrid and a nanohybrid resin composite. *J Adhes Dent*. 2010 Dec;12(6):451-9.

Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2006 Sep;96(3):154-64.

Passos SP, May LG, Barca DC, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after aging conditions. *Oper Dent*. 2010 Nov-Dec;35(6):689-96.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan;20(1):1-25.

Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Feb;88(2):366-77.

Proeschel PA, Morneburg T. Task-dependence of activity/ bite-force relations and its impact on estimation of chewing force from EMG. *J Dent Res*. 2002 Jul;81(7):464-8.

Qeblawi DM, Munoz CA, Brewer JD, Monaco EA, Jr. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent.* 2010 Apr;103(4):210-20.

Quinn GD, Studart AR, Hebert C, VerHoef JR, Arola D. Fatigue of zirconia and dental bridge geometry: Design implications. *Dent Mater.* 2010 Dec;26(12):1133-6.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006 Oct;96(4):237-44.

Regalo SC, Santos CM, Vitti M, Regalo CA, de Vasconcelos PB, Mestriner W, Jr. et al. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Arch Oral Biol.* 2008 Mar;53(3):282-6.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater.* 2006 Feb;22(2):176-82.

Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater.* 2009 Mar;25(3):348-52.

Rosentritt M, Kolbeck C, Handel G, Schneider-Feyrer S, Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Investig.* 2010 Oct 5.

Rosentritt M, Behr M, Scharnagl P, Handel G, Kolbeck C. Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2011a Sep-Oct;24(5):465-8.

Rosentritt M, Hmaidouch R, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S. Fracture resistance of zirconia FPDs with adhesive bonding versus conventional cementation. *Int J Prosthodont.* 2011b Mar-Apr;24(2):168-71.

Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007 Jul-Aug;20(4):383-8.

Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J.* 2008 May;27(3):408-14.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HW. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dent Mater.* 2007 Nov;23(11):1397-404.

Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HW. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 μm silica-coated alumina particles. *Dent Mater.* 2011 Feb;27(2):e28-42.

Souza R. Influência de diferentes protocolos de jateamento na resistência à flexão e na estabilidade estrutural de uma cerâmica policristalina de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria. [Tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP: Univ Estadual Paulista; 2009.

Stuart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater.* 2007a Jan;23(1):106-14.

Stuart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater.* 2007b Feb;23(2):177-85.

Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005 May;21(5):476-82.

Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater.* 2006 Aug;22(8):778-84.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009 Jun;5(5):1668-77.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001 May-Jun;14(3):231-8.

Toraya H YM, Somiya S. Calibration curve for quantitative analysis of the monoclinic-tetragonal ZrO₂ system by x-ray diffraction. *J Amer Ceram Soc.* 1984;67(6):C-119 - C-21.

White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent.* 2005 Aug;94(2):125-31.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995 Mar-Apr;8(2):105-16.

Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *Eur J Oral Sci.* 2009 Dec;117(6):741-9.

Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tiras T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater.* 2011 Aug;27(8):786-95.

Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004 Nov 15;71(2):381-6.

Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont.* 2006 Sep-Oct;19(5):442-8.