ARTIGO DE REVISÃO

FORTES, Jade Lima ^[1], VASCONCELLOS, Frederico ^[2]

FORTES, Jade Lima. VASCONCELLOS, Frederico. Próteses Fixas Com Infraestrutura De Zircônia: Revisão De Literatura. Revista Científica Multidisciplinar Núcleo do Conhecimento. Ano 06, Ed. 04, Vol. 14, pp. 69-89. Abril de 2021. ISSN: 2448-0959, Link de acesso: <https://www.nucleodoconhecimento.com.br/odontologia/infraestrutura-de-zirconia>, DOI: 10.32749/nucleodoconhecimento.com.br/odontologia/infraestrutura-de-zirconia

Contents

- RESUMO
- 1. INTRODUÇÃO
- 2. REVISÃO DE LITERATURA
- 2.1 ABORDAGENS COM ZIRCÔNIA
- 2.1.1 SISTEMA PROCERA
- 2.1.2 SISTEMAS CERCON ZIRCONIA, IPS, MAX ZIRCAD, YZ CERA, E LAVA™
- 2.1.3 DCS PRECIFT
- 2.1.4 SISTEMA IN-CERAM BZ
- 3. DISCUSSÃO
- 4. CONCLUSÃO
- REFERÊNCIAS

RESUMO

A cerâmica é um material frágil por natureza, e sua baixa resistência à fratura aliada à baixa resistência à flexão vem à tona quando se discute a possibilidade de confecção de próteses parciais fixas e *abutments* para implantes. Isto se torna ainda mais crítico na região posterior da boca, onde as forças mastigatórias são maiores. As excelentes propriedades mecânicas da zircônia como elevada resistência flexural e tenacidade à fratura fez com ela fosse o material cerâmico de eleição para coroas e próteses fixas posteriores. Porém, mesmo com elevadas propriedades mecânicas, os problemas relacionados a fraturas entre infraestrutura e

cerâmica de cobertura ainda persistem. Devido ao grau de opacidade e resistência das cerâmicas cristalinas o seu uso fica restrito como materiais de infraestrutura (I.E), sendo a parte estética feita por uma camada de cerâmica vítrea, de forma semelhante ao que ocorre nos sistemas metalocerâmicos. O objetivo desta revisão de literatura foi apresentar os conceitos atuais como materiais e técnica disponíveis para confecção de subestruturas em zircônia, formato da subestrutura para coroas unitárias e ponte fixas, adesão da infraestrutura à cerâmica de cobertura, tratamento de superfície a ser empregado e tipo de cimentação, já que, devido à falta de respaldo científico de relatos clínico publicados e de poucos trabalhos *in vitro* encontrados na literatura com sistemas cerâmicos de zircônia, surgem muitas dúvidas e questionamentos técnicos de como deve-se trabalhar com esses novos sistemas restauradores. Sendo assim, trata-se de uma pesquisa bibliográfica de caráter descritivo que, como resultado, evidenciou a eficiência do uso da zircônia no processo restaurador dos aspectos biológicos, funcionais e estéticos, concluindo que há uma necessidade de uma maior compreensão do Cirurgião dentista sobre este elemento e, ainda, um maior respaldo científico sobre esse assunto acerca da sua infraestrutura e inserção na Odontologia.

Palavras-chave: Infraestrutura, Cerâmicas dentais, Zircônia.

1. INTRODUÇÃO

Há dezenas de anos as restaurações metalocerâmicas têm se tornado a melhor alternativa para a produção de próteses fixas unitárias ou variadas, sobre dentes e implantes. Há pouco tempo, sistemas cerâmicos foram desenvolvidos a fim realizar esta função por causa da inerente desvantagem da aparência de uma subestrutura metálica. Contudo, apesar da construção de novos materiais e caminhos de processamento, a cerâmica é um material sensível por natureza, e sua pequena resistência à fratura associada à pequena resistência à flexão vem à tona quando se debate a probabilidade de produção de próteses parciais fixas e *abutments* para implantes. Isto se torna ainda mais crítico na região posterior da boca, onde as forças mastigatórias são maiores. A necessidade de propriedades mecânicas melhores em regiões sujeitas a maiores cargas mastigatórias levou à inserção da zircônia na Odontologia.

Ainda, dado a crescente busca por parte dos pacientes por um sorriso simétrico, as

restaurações em cerâmicas sem peças metálicas usufruem de grande popularidade. Casos clínicos mais rigorosos na região anterior, com acentuada alteração de coloração, necessidade da troca de coroas ou extensas restaurações, relacionados à necessidade de redefinição da forma e comprimento dos dentes, são muito bem resolvidos com próteses parciais fixas por meio dos novos sistemas cerâmicos (RINKE *et al.*, 2013). As antigas e consagradas restaurações metalocerâmicas são ainda os sistemas com maior respaldo científico, e são de extrema importância para que possamos compreender como funcionam os mecanismos de união entre infraestrutura e cerâmica de cobertura.

As porcelanas odontológicas apresentam natureza vítrea, e assim como o vidro, apresentam alta resistência às forças compressivas, mas também tendem a sucumbir às forças de tração, haja vista sua friabilidade. Com o objetivo de suprir essa deficiência foram desenvolvidos novos materiais cerâmicos particulados ou semicristalinos (contendo uma quantidade menor de vidro) e os cristalinos ou policristalinos (sem material vítreo) (OLIVEIRA, 2012). As propriedades mecânicas são melhoradas quando o conteúdo cristalino é aumentado, porém o material se torna mais opaco, prejudicando suas características estéticas/ ópticas (SUPUTTAMONGKOL *et al.*, 2013). A carência de melhores propriedades mecânicas em áreas sujeitas a maiores cargas mastigatórias levou à introdução da zircônia na Odontologia.

O Zircônio (Zn) é um material de transição e o décimo oitavo elemento mais abundante do planeta, porém ele é raro em sua forma pura, sendo comumente encontrado com outros elementos na forma de minerais. Como biomaterial o Zr é utilizado na forma de dióxido de zircônia (ZrO₂), também conhecido como zircônia, desde o final da década de 60 (DENRY e KELLY, 2008). O notável desempenho da zircônia, já utilizado em várias aplicações médicas e na área de engenharia, deve-se principalmente à transformação da etapa tetragonal para a etapa monoclínica (T → M). Esta transformação pode ser induzida por fatores termomecânicos, resultando num crescimento de volume de cerca de 3-4%. Esse crescimento de volume produz tensões compressivas superficiais ou na extremidade de uma acidental rachadura. Diante disso, para que a rachadura aumente, ela deve ultrapassar a pressão compressiva que foi gerada em sua volta. Este mecanismo de tenacificação elucida a alta resistência à ruptura da zircônia no momento em que é relacionada com as diferentes cerâmicas, permitindo a confecção de próteses parciais fixas posteriores e pilares protéticos para implantes. Além do mais, ainda permite um substancial na ação de reduzir a grossura das subestruturas

Devido ao grau de opacidade e resistência das cerâmicas cristalinas o seu uso fica restrito como materiais de infraestrutura (I.E), sendo a parte estética feita por uma camada de cerâmica vítrea (cerâmica de cobertura ou porcelana), de forma semelhante ao que ocorre nos sistemas metalocerâmicos (ALL-AMLEH *et al.*, 2010, apud SUPUTTAMONGKOL *et al.*, 2013). As cerâmicas vítreas apresentam alta resistência à compressão, porém são extremamente fracas quando submetidas às forças de tração, sendo incapazes de suportar deformações maiores de 0,1% a 0,3% sem fraturas. As principais funções da I.Es são fornecer espessura uniforme e suporte à cerâmica de cobertura para que as forças de tração sejam evitadas. Dessa maneira, as forças exercidas sobre a coroa serão transmitidas e parcialmente absorvidas pela I.E, sendo a resistência final do conjunto ditada pela I.E (SILVA *et al.*, 2011; HA *et al.*, 2013).

As excelentes propriedades mecânicas da zircônia como elevada resistência flexural e tenacidade à fratura fez da zircônia o material cerâmico de eleição para as coroas e próteses fixas posteriores. Porém, mesmo com elevadas propriedades mecânicas os problemas relacionados a fraturas também persistem. Variáveis como a baixa condutibilidade térmica da zircônia e a falta de suporte das infraestruturas são indicadas como possíveis causas de fraturas (OLIVEIRA, 2012; ALGHAZZAWIETAL *et al.*, 2012).

2. REVISÃO DE LITERATURA

Devido à falta de respaldo científico de relatos clínicos publicados e de poucos trabalhos *in vitro* encontrados na literatura com sistemas cerâmicos de zircônia, surgem muitas dúvidas e questionamentos técnicos de como deve-se trabalhar com esses novos sistemas restauradores (ANDREIUOLO, *et al.*, 2011).

As cerâmicas têm uma longa história na odontologia restauradora para realização de funções estéticas. Devido às suas características ópticas superiores com propriedades mecânicas, diversos sistemas cerâmicos têm sido criados. Contudo, existem distinções entre as diversas classes de materiais. Como consequência dessa diferença, vários tipos são utilizados em diversas indicações clínicas (AL-AMLEH *et al.*, 2010).

Lawn *et al.* (2001) revisaram que cerâmicas são friáveis e suscetíveis às falhas prematuras,

principalmente quando submetidas a carregamentos repetidos em ambiente úmido. Na prática, as coroas ceramocerâmicas são compostas por uma camada estética frágil de porcelana e uma I. E., cerâmica reforçada capaz de proporcionar suporte para a camada superior. As coroas protéticas estão sujeitas a inúmeros esforços funcionais e parafuncionais que causam danos estruturais. O entendimento e a caracterização das falhas por meio de testes laboratoriais que simulam o ambiente bucal são muito importantes na análise da resistência e longevidade de cada sistema. Modos de falhas dependem dos tipos de cerâmica (especialmente microestrutura), estados de falha, condições de carga, e os fatores geométricos. Estes modos de danos podem ser simulados e caracterizados no laboratório com a utilização do teste de contato hertziana em monocamada, bicamada, e as estruturas de camada tripla para representar aspectos importantes da resposta em função da coroa na cavidade oral. Este artigo analisa a atual base de conhecimentos dos materiais dentários e danos induzidos entre as infraestruturas e camada à base de cerâmica clinicamente relevantes que podem fornecer relações úteis para a previsão das cargas oclusais críticas para induzir a falhas. Demonstrou-se que fissuras radiais a partir da camada de superfície inferior do núcleo é o modo de falha predominante para espessuras de camadas de cerâmica muito abaixo de 1 mm.

Para Lee *et al.* (2013) a resistência à fratura e a resistência flexural da zircônia são significativamente maiores que aquelas de outras cerâmicas estéticas disponíveis na atualidade. Esses sistemas cerâmicos de zircônia apresentam-se como alternativas viáveis às ligas metálicas em casos clínicos bem indicados de PPF de três componentes preparados, inclusive nas áreas dos molares. É relevante destacar que o diagnóstico adequado, a escolha dos materiais e concepção das solicitações do desenho da subestrutura cerâmica são essenciais para o sucesso destas restaurações (ANDREIUOLO, 2007; LEE *et al.*, 2013; RINKE *et al.*, 2013)

Segundo Oliveira (2012) as cerâmicas com base em zircônia caracterizam-se pela elevada resistência. Um dos primeiros materiais cerâmicos que incorporaram a zircônia em sua composição foi o *In-Ceram* Zircônia, com cerca de 30% de óxido de zircônio (ZrO_2), completando com 70% de óxido de alumínio (Al_2O_3), aproximadamente. O *In-Ceram* Zircônia tem cerca de 700 Mpa de resistência. A evolução do sistema Procera, o Procera AllZircônia, apresenta em torno de 900 Mpa de resistência, enquanto o sistema LAVA, mais recente, chega ao patamar de 1400 Mpa. Na busca em aumentar a resistência das restaurações

cerâmicas, estudos analisaram adição de partículas a zircônia, sendo o ítrio o material mais usado como estabilizador, melhorando sobremaneira as propriedades físicas e mecânicas do material, seguindo assim na escala da evolução com uma possível substituição as restaurações metalocerâmicas (THOLEY *et al.*, 2009).

2.1 ABORDAGENS COM ZIRCÔNIA

Existem quatro diferentes procedimentos para se manipular a zircônia na Odontologia Restauradora através da tecnologia CAD/CAM.

2.1.1 SISTEMA PROCERA

O sistema Procera foi o primeiro a ser desenvolvido, onde a partir da imagem digitalizada do preparo, é confeccionado um troquel do preparo 20-30% aumentado. Sobre este troquel é prensado um pó cerâmico de zircônia que é parcialmente sinterizado para permitir sua usinagem e remoção do troquel. Depois de retirada, a subestrutura é sinterizada, contraindo 20-30%, para atingir a densidade máxima (ANDREIUOLO *et al.*, 2011; OLIVEIRA, 2012).

2.1.2 SISTEMAS CERCON ZIRCONIA, IPS, MAX ZIRCAD, YZ CERA, E LAVA™

A mais usada a partir de blocos cerâmicos parcialmente sinterizados que podem ser usinados facilmente. Estes blocos são usinados 20-30% aumentados e posteriormente são sinterizados a aproximadamente 1500° C quando sofrem um encolhimento de 20-30% até atingirem densidade mínima. Cada bloco apresenta um código de barras que identifica sua densidade para o computador, de forma que a usinagem aumentada seja perfeitamente reparada pela contração do mesmo na etapa de sinterização. Os sistemas Cercon Zirconia, IPS e.max ZirCAD, YZ Ceram e LAVA™ utilizam esta técnica (OH *et al.*, 2010; ANDREIUOLO *et al.*, 2011; OLIVEIRA, 2012)

2.1.3 DCS PRECIFT

Há sistemas que utilizam blocos de zircônia já totalmente sinterizados, não havendo encolhimento da peça pós-usinada que é o caso da DCS *Precift*.

2.1.4 SISTEMA *IN-CERAM BZ*

Por último o sistema *In-Ceram BZ* que utiliza blocos de forma parcialmente sinterizada que são usinados sem aumento. Uma vez que esses blocos não são sinterizados para atingir sua densidade máxima, e sim usinados no formato desejado. Depois parcialmente infiltrados por vidro de lantânio (ANDREIUOLO *et al.*, 2011).

3. DISCUSSÃO

De acordo com valores de resistência à fratura da zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio de 936.7 MPa (TADOKORO, 2000), 1150 MPa (GUAZZATO *et al.*, 2004) e 1140 MPa (OLIVEIRA, 2012), pode-se afirmar que a zircônia é um excelente material para ser utilizado como infraestrutura das restaurações cerâmicas livres de metal devido a sua alta rigidez e resistência. Entretanto, deve-se ter bem claro que sempre que citamos restaurações cerâmicas livres de metais e restaurações metalocerâmicas, estamos falando de um sistema. Sistema porque dois materiais diferentes são unidos para formar uma unidade, ou seja, um único corpo onde um depende do outro para se tornar uma unidade sólida. Então o sucesso de uma coroa cerâmica livre de metal e de uma coroa metalocerâmica depende da resistência da infraestrutura, da resistência da cerâmica feldspática de cobertura e da resistência de união entre a infraestrutura e a cerâmica de cobertura (LAWN *et al.*, 2001; TINSCHERT *et al.*, 2008).

As infraestruturas (I.Es) foram desenvolvidas para diminuir a carga trativa sobre as porcelanas, pois estas são friáveis e pouco resistentes às forças de tração, embora apresentem elevada resistência à compressão (LAWN *et al.*, 2001; HA *et al.*, 2013). A I.E tem como principal papel oferecer suporte a cerâmica de cobertura, transformando toda força potencialmente trativa em compressiva. Embora não exista comprovação científica,

considera-se que o desenho ideal para as IEs metálicas deveria incluir: espessura média de 0,5mm para que a mesma ofereça rigidez na suficiente impedindo sua flexão e formação de tensões de tração na cerâmica de cobertura, promoção de espessura uniforme de porcelana (variando de 1 a 2 mm dependendo da região), CET ligeiramente maior (até 10%) que a da cerâmica de cobertura, selamento marginal, ângulos arredondados e presença de estruturas de suporte como a cinta lingual e o poste proximal (SUNDH e SJOGREN, 2004). A falta de pesquisa sobre o assunto pode estar relacionada ao fato de que a fratura da cerâmica de cobertura em coroas metalocerâmicas nunca foi um tópico que ocorresse com frequência clinicamente. Diferentemente, nos sistemas ceramocerâmicos têm ocorrido fraturas na porcelana de cobertura e até mesmo fraturas catastróficas, pois as I.E cerâmicas têm sido construídas de forma arbitrária, sem oferecer qualquer forma de suporte à cerâmica de cobertura aplicadas sobre as I.Es cerâmicas (MARCHACK *et al.*, 2008; SILVA *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011).

Segundo Giordano (2003) as cerâmicas de zircônia são as únicas que exibem propriedade física chamada dureza transformacional. Através do uso de aditivos, como óxido de ítrio, a zircônia pode ser feita em estrutura cristal tetragonal à temperatura ambiente. Quando a fonte de energia externa é aplicada ao material, leva a instantânea transformação para iniciar a estrutura de cristal monoclinica. Esta forma de cristal zircônio é cerca de 4 % maior em volume que a forma tetragonal (TINSCHERT *et al.*, 2008). Tholey *et al.*, (2009) acrescenta que através da análise em microscópio de varredura, esta expansão na transformação age como grampo no isolamento da rachadura, resistindo a sua propagação. Este processo de resistência ativa do crescimento da rachadura tem maior importância em situações de fadiga, como aqueles causados por forças de mastigação.

As fraturas coesivas como fissuras e lascas durante a função sinalizam a presença ou desenvolvimento de tensões de tração, provavelmente associadas a interface de zircônia e porcelana. Inúmeras razões podem ser apontadas como vetor desse fenômeno nas coroas Y-TZP, como: a diferença de CET entre a I.E e a cerâmica de cobertura, imperfeições na estrutura da porcelana, porosidade, defeitos de superfície ou falta de suporte da I.E, sobrecarga e fadiga, baixa tenacidade à fratura da cerâmica de cobertura e baixa condutibilidade térmica da zircônia (Marchack, *et al.*, 2008; Guazzato *et al.*, 2004). Observando os padrões de falha supõe-se que a cerâmica de cobertura seja o elo fraco e, melhorando sua resistência, possivelmente poderá haver uma diminuição desse problema

(LAWN *et al.*, 2001; AL-AMLEH *et al.*, 2010).

Giordano (2003) comparou a resistência à flexão de subestruturas para próteses parciais fixas de três elementos fabricadas por CAD/CAM de In-Ceram® Alumina, In-Ceram® Zircônia e Zircônia YZ com subestruturas fabricadas de Empress 2 e Procera Alumina. Essas próteses foram cimentadas em modelos padrões de acrílico usando um cimento resinoso. Eles sofriram a pressão de uma carga na região do pântico até fraturar. A média de sucesso das próteses parciais fixas anteriores e coroas anteriores/posteriores de In-Ceram® Alumina variou de 95-98% após sete anos, mas quando usada em uma área não recomendada, a média de sucesso caiu para 80% para próteses fixas de três unidades. A média de sucesso para In-Ceram® Zircônia foi de 97% após sete anos. Próteses fixas de 100% de zircônia (YZ) deverão ter uma resistência mecânica superior ao In-Ceram® Zircônia.

Pallis *et al.* (2004) submeteram diferentes tipos de sistemas cerâmicos à fratura, levando em consideração não somente a resistência à fratura propriamente dita do material, mas também a geometria protética da coroa e a linha de cimentação de cada sistema cerâmico. Para realizar este estudo *in vitro* confeccionaram coroas cerâmicas de 3 sistemas diferentes: IPs Empress 2, In-Ceram Zircônia e Procera Alumina. Constataram que não houve diferença significativa entre os três sistemas testados, mas que o In-Ceram Zircônia apresentou a maior resistência à fratura e a menor variação nos resultados de fratura quando comparado com os demais sistemas.

Marchack *et al.* (2008) realizaram uma análise não contida sobre a alteração do desenho de infraestruturas de zircônia, retraindo uma restrição no índice de quebra da porcelana de revestimento depois da inclusão de uma cinta lingual de 2,0 mm nas partes inferiores da construção. Silva *et al.* (2011) em um novo estudo *in vitro* expôs que a alteração no desenho da parte inferior da estrutura (cinta lingual de 2,0 mm de altura com 1,0 mm de espessura unindo dois postes proximais de 3,5 mm de altura) obteve uma melhora significativa na resistência à quebra (carregamento estático), tanto do sistema metalocerâmico quanto do sistema In-Ceram Alumina. Chan *et al.* (2013) em estudos clínicos prospectivos observaram que, em pontes fixas em PZT-I com alteração no desenho da parte inferior da estrutura obtiveram uma diminuição nas taxas de quebras da porcelana de cobertura.

Marchack *et al.* (2008) sugeriram que o casquete deveria apresentar uma cinta lingual 1mm

de espessura e 2 mm de altura. Já Denry e Kelly (2008) descreveram que a espessura mínima requerida para este casquete é de 0,5 mm. Porém, o aumento do casquete de 0,5 para 1,5 mm pode comprometer a estética pois aumenta a opacidade do mesmo (BOUDRIAS *et al.*, 2005 apud SUPUTTAMONKOL *et al.*, 2013). Kim *et al.* (2013) em pesquisa recente identificaram que além do tamanho do casquete, diferenças nas condições de sinterização resultam em diferenças no tamanho do grão e transmissão de luz, ou seja, para restaurações mais translúcidas menores tempos de sinterização devem ser considerados.

Em PPFs, os conectores são considerados fatores de risco, por serem concedidas a eles uma alta taxa de falhas (SUPUTTAMONGKOL *et al.*, 2013; HA *et al.*, 2013; LEE *et al.*, 2013) A região do conector retrata um perigo à rachadura particularmente alto nas áreas dos dentes molares, predestinados a uma maior função mastigatória, e que em muitos momentos apresentam pouca altura disponível com finalidade de obter seu melhor desenho (LEE *et al.*, 2013). Em virtude da fragilidade da cerâmica e do fato de maioria dos fracassos em PPFs estarem ligados aos conectores, às dimensões precisas ao conector são maiores do que aquelas recomendadas para as PPFs metalocerâmicas, havendo uma área mínima recomendada para cada tipo de sistema restaurador utilizado (KIM *et al.*, 2013).

Sobre a influência da projeção dos conectores em próteses parciais fixas de três componentes com conectores de proporções semelhantes, mas com diferentes tipos de raios de arqueamento na superfície da sua gengiva (0,45 mm e 0,25 mm). Eles confirmaram que as próteses expostas aos menores graus de absorção de tensão na superfície da gengiva foram aquelas que apresentaram um raio de curvatura superior nessa área. Raios de curvatura muito reduzidos dos conectores funcionavam como um entalhe concentrando tensões e aumentando as chances de fratura (ANDREUIOLO, 2007). Estudos mais recentes também apontam a mesma tendência (LEE *et al.*, 2013).

Quanto à região oclusal dos conectores, não há correlação estatisticamente significativa entre raio de curvatura e resistência à ruptura. Com isso, entende-se que a resistência à ruptura é possível ser melhorada pela fácil alteração no projeto da porção gengival dos conectores e a porção oclusal pode exibir um desenho mais arrojado sem o compromisso biomecânico (ANDREUIOLO, 2007; LEE *et al.*, 2013).

Lee *et al.* (2013) afirmaram que além de o diâmetro mínimo dos conectores estarem ligados

ao modelo de materiais da PPF, o mesmo também está ligado com a sua ampliação. O espaço entre o pilar e o pedaço mais fino do conector é particularmente de suma importância, uma vez que define o tempo do fletor na região do conector. Conectores mais distantes dos elementos pilares estão sujeitos a maior força de alavanca, fazendo com que próteses de 3, 4 e 5 componentes atuam de modo diferente. Ainda neste artigo foi constatado que o aumento do comprimento do vão diminuiu a adaptação marginal entre núcleo de zircônia e dente pilares.

Guazzato *et al.* (2004) testaram em seu trabalho a resistência flexural da estrutura de zircônia e a resistência flexural da estrutura de zircônia coberta por uma cerâmica feldspática de cobertura. Para realizar o trabalho utilizaram o teste flexural biaxial (*piston on three-ball*) para calcular a máxima carga até a falha. Interessante que aplicaram a carga somente sobre a estrutura de zircônia (DZ), sobre a cerâmica de cobertura (VD), sobre a cerâmica de cobertura sustentada pela estrutura de zircônia (VD/DZ) e sobre a estrutura de zircônia tendo como base a cerâmica feldspática (DZ/VD). Obtiveram como resultado: DZ (1150 MPa), VD/DZ (1470MPa), VD (95MPa) e DZ/VD (140MPa). Para analisar os resultados obtidos foram utilizados *weibull modulus* e análise com elementos finitos. Constataram que a propagação da força para dentro do corpo VD/DZ se dava de uma maneira muito mais homogênea, onde a maior concentração de força se localizava na base da infraestrutura; enquanto no corpo DZ/VD houve uma resultante de força muito intensa no centro do corpo, ou seja, na união entre os dois materiais e na base da cerâmica feldspática.

O recobrimento da subestrutura com porcelana feldspática a temperaturas relativamente altas pode vir a interferir no desempenho do material. Ao analisar a resistência mecânica de subestruturas de zircônia depois de um aquecimento sob uma determinada temperatura e tempo, verificou-se que a resistência mecânica das partes inferiores das estruturas não revestidas foi consideravelmente mais elevada, sugerindo o oposto de alguns autores, que apresentam influência boa do recobrimento de porcelana na resistência mecânica da prótese. Um provável esclarecimento para o caimento na resistência do mecanismo seria a influência do ciclo térmico de aplicação da porcelana na transformação reversa M→T (fase monoclinica para tetragonal) ou a modificação do tamanho de grão durante a aplicação da porcelana (TINSCHERT *et al.*, 2008; THOLEY *et al.*, 2009; AL-AMLEH *et al.*, 2010; GUAZZATO, *et al.*, 2004).

Para Chan *et al.* (2013) a modificação da infraestrutura de zircônia estabilizada por ítrio com acréscimo de uma película fina de material constituído de 99,9% de zircônia com 3% de ítrio pulverizado pode modificar o estado de tensão de superfície aumentando a tenacidade a fratura da porcelana de cobertura.

Andreiuolo (2007) relatou que PPFs costumam se diferenciar das coroas unitárias quanto à origem da fratura. Em coroas unitárias, as rupturas começam na superfície desse tipo de restauração. As PPFs normalmente fracassam em um de seus conectores, área sujeita às maiores concentrações de tensão. Estudos *in vitro* demonstraram que as PPFs cerâmicas desenvolvem trincas verticais internas das coroas, propagando-se em direção à superfície externa. Devido a este fato, recomenda-se que o ajuste interno dessas coroas seja cuidadoso, evitando assim a nucleação de trincas, que podem diminuir a resistência mecânica na área do conector antes de fracassar, enquanto as PPFs metalocerâmicas desenvolvem rachaduras nos pânticos. Materiais sensíveis como as cerâmicas dentais têm uma alta resistência à compressão e pequena resistência à tração. Com os esforços mastigatórios, tensões compressivas se desenvolvem na face oclusal do conector e tensões de tração na superfície gengival do mesmo. Devido ao fato de a cerâmica expor uma menor resistência à tração do que à compressão, a superfície da gengiva é aquela onde a ruptura geralmente se origina. Dessa maneira, as rupturas nos conectores comumente se assemelham entre si nas situações de PPFs livres de metal, aparecendo como um tipo de ruptura transversal, que parte da base do conector a caminho da face oclusal do pântico.

De acordo com Lee *et al.* (2013) a zircônia Y-TZP com propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas, ampliou as indicações das próteses cerâmicas para próteses parciais fixas de 3 a 4 elementos em qualquer região bucal, além da aplicação nas restaurações implantossuportadas. Guazzato *et al.* (2004) comprovou que zircônia exibe melhores aspectos mecânicos, como a tenacidade e a ruptura da resistência flexural, parcialmente devido a alteração do ciclo metaestável tetragonal para a monoclínica. Porém, a zircônia tem o problema ligado com sua degradação por desgaste quando é exposto a temperaturas baixas, sendo que esse acontecimento acontece na área da superfície da zircônia e piora suas admiráveis características mecânicas.

Stuart *et al.* (2007) observaram o comportamento de crescimento da trinca subcrítico de três sistemas de restauração dentária (Imperatriz 2/IPS Eris, TZP / Cercon S e *In Ceram*- Zircônia /

Vita VM7), sob carga cíclica na água, a fim de estabelecer diretrizes para o uso e tempo de sobrevida e design de pontes posteriores totalmente cerâmica. O crescimento da trinca subcrítica ocorreu predominantemente na camada do verniz exterior dos compósitos. O verniz à base de apatita (IPS Eris) foi mais suscetível à propagação da trinca subcrítica em comparação com as lâminas de vidro feldspática (Cercon S e Vita VM7). Conclui-se que sistemas de restauração dental contendo folheados baseados em apatita e estruturas fracas (Imperatriz 2/IPS Eris) não são recomendados para a fabricação de pontes de cerâmica na região posterior. Por outro lado, os sistemas de verniz-estrutura composta por vidro feldspática folheados e estruturas baseados em zircônia (TZP / Cercon S e *In ceram*-Zircônia/VitaVM7) podem apresentar vida útil superior a 20 anos, se o conector para ponte for devidamente projetado. Em casos de ponte fixa de 3 elementos o diâmetro do conector deve ser igual ou maior que 4mm e área 11.9 mm, já para pontes fixas de 4 elementos para o sistema TZP e Vita VM7 devem ser projetados área, diâmetro e quantidade (3,4 e 5) respectivamente.

Denry e Kelly (2008) avaliaram em sua revisão de literatura as 15 principais pesquisas de ensaio clínico do mundo sobre a zircônia, abordando os tipos de zircônia disponíveis para odontologia (3Y-TZP, ZTA, Mg-PSZ), suas propriedades e as possíveis implicações e consequências a longo prazo das duas principais técnicas de usinagem do casquete (leve e pesada). A zircônia pura é capaz de assumir três formas cristalográficas dependendo da temperatura. Até 1170°C a simetria é monoclinica, entre 1170° e 2370°C a estrutura é tetragonal e acima de 2370°C é cúbica. Essa transformação é reversível e se inicia a 950°C no resfriamento. A combinação da zircônia legítima com óxidos estabilizadores, tendo como exemplo o Y2O3 autoriza a retenção da estrutura tetragonal e o domínio do estresse atraído pela alteração, acabando com o aumento de rachaduras e ampliando a rigidez. Os autores ressaltaram que a natureza da interface entre zircônia e a porcelana de revestimento ainda não foi bem estudada.

Cavalcanti (2008) relataram que cerâmicas de zircônia tetragonal policristalina contendo ítrio (Y-TZP) apresentam propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas odontológicas. No entanto, a técnica de cimentação mais apropriada a estes equipamentos até agora não foi definida. A pesquisa da rugosidade superficial e dos atributos morfológicos foi feita em dois tipos de cerâmicas Y-TZP: Cercon Smart Ceramics e Procera Zirconia. Trinta placas de cada cerâmica foram divididos em cinco grupos experimentais conforme o procedimento de

superfície que foi recebido (nenhum tratamento/controle, jateamento com partículas de Al_2O_3 ou irradiação com laser Er:YAG em diferentes intensidades de energia: 200 mJ, 400 mJ ou 600 mJ). Após os respectivos tratamentos superficial, as placas foram cobertas com ouro e a rugosidade superficial média (R_a , mm) foi mensurada em microscopia confocal. Características morfológicas das superfícies foram observadas em microscopia óptica e eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram que a irradiação com laser nas intensidades de 400 mJ e 600 mJ promoveu crescimento destacado da rugosidade superficial, além da criação de fendas, acabamento de massa e a transformação de cor. A irradiação com 200 mJ de potência e o jateamento com partículas de Al_2O_3 tem como resultado modificações superficiais menos agressivas que as altas energias do laser. Para a pesquisa da resistência de união, 240 placas de cerâmicas (Cercon Smart Ceramics) e 240 pedaços de dentina com extremidade cortada no formato cilíndrico (0,8 mm de diâmetro) foram distribuídos em 24 grupos ($n=10$)

de acordo com a combinação entre tratamentos de superfície (nenhum, jateamento com partículas de Al_2O_3 ou irradiação com laser utilizando 200 mJ como intensidade de energia), primer para metal (nenhum, Alloy Primer, Metal Primer II ou Metaltite) e cimento resinoso (Panavia F2.0 ou Calibra (CAVALCANTE, 2008).

Fragmentos de dentina foram cimentados nas placas de cerâmica, os corpos de prova foram fixados ao aparato de microcissalhamento e o ensaio foi realizado com velocidade de 1 mm/min até à fratura. O jateamento com partículas de Al_2O_3 teve como resultado uma melhor resistência de união para ambos os cimentos resinosos. Comparado ao Panavia F2-0, o cimento Calibra apresentou maior resistência de união nos conjuntos jateados e irradiados. Os dois cimentos demonstraram comportamentos semelhantes nos grupos sem tratamento da superfície. Pode-se concluir que, apesar da irradiação com 200 mJ de intensidade promover alterações superficiais na cerâmica Y-TZP, apenas a associação do jateamento com elementos de Al_2O_3 com a aplicação de primers para metal constitui numa técnica efetiva para união de cimentos resinosos e próteses com base em zircônia.

Por ser a zircônia um material cerâmico ácido-resistentes, ou seja, não serem passíveis de condicionamento ácido e por não demonstrarem relação química de técnicas adesivas, o mesmo é pouco indicado para próteses ou reparações com preparos sem fundamentos

retentivos, como no caso de laminados cerâmicos (BORGES *et al.*, 2003). Por isso, uma das indicações dos óxidos cerâmicos é para situações que necessitam de preparos mais complexos e com aspectos arredondados, seguindo as inclinações das paredes do remanescente dental, conferindo retenção exclusivamente mecânica entre dente e restauração e recompensando a inexistência da ligação química que seria oferecida pelo sistema adesivo. Segundo Oliveira (2012) os óxidos cerâmicos, tais como a alumina e a zircônia, devido às suas propriedades mecânicas, possibilitam a aplicação em infraestrutura das restaurações cerâmicas, como por exemplo, os *copings* e *abutments*. Estas infraestruturas podem ser desenvolvidas com a espessura igual a de um *coping* metálico, porque a incorporação desses óxidos produz um crescimento na parte da resistência. Por exibirem um grande conteúdo translúcido, as cerâmicas a base de alumina e zircônia mostram baixa cristalinidade, revelando-se um tanto opacas à luz visível, de modo a evidenciar a necessidade do recobrimento das infraestruturas com cerâmicas mais bonitas (SUPUTTAMONGKOL, *et al.*, 2013).

É significativo destacar que as próteses fixas ou unitárias conseguem ser cimentadas sobre pilares fundamentais, os quais mostram umidade procedente dos túbulos dentinários, tornando-se aqui significativo a capacidade do cimento de impossibilitar que a superfície da zircônia entre em ligação com esta umidade. Por intermédio do próprio mecanismo (transformação da etapa tetragonal-monoclínica) que é capaz de favorecer a Y-TZP aperfeiçoando suas propriedades mecânicas, pode-se danificar estas mesmas propriedades mecânicas no decorrer do processamento de envelhecimento (BORGES *et al.*, 2003).

Em relação aos procedimentos de cimentação Denry e Kelly (2008) afirmaram que a cimentação resinosa pode ajudar a compensar a pobre adaptação marginal das peças cerâmicas, quando necessário. No entanto, Borges *et al.* (2003) descreveram que os sistemas adesivos (possuem a mesma natureza química dos cimentos resinosos), são susceptíveis aos efeitos deletérios da água, enquanto que Pallis *et al.* (2004) relataram que o cimento de fosfato de zinco sofre desintegração na cavidade oral.

Apesar da cimentação de restaurações de zircônia com cimentos tradicionais (fosfato de zinco ou ionoméricos modificados) garantir adequada fixação a cimentação adesiva é preferível por assegurar maior retenção e adaptação marginal, garantindo maior resistência a fratura (SCHERRER *et al.*, 2011; OLIVEIRA 2012). Para obter uma adesão ideal é necessário

tratamentos de superfície. Para Borges *et al.* (2003) a utilização de ácido hidrofúorídrico e a utilização de silanos não assegura adesão prazerosa à zircônia tendo em vista seu alto teor cristalino e limitada presença de vidro. Como consequência, tratamentos de superfície alternativos foram propostos como jateamento com partículas de óxido de alumínio. Resultados clinicamente satisfatórios de resistência à união e a fratura têm sido reportados, também, com uso de cimentos convencionais. Cavalcanti (2008) avaliaram o jateamento com óxido de alumínio e irradiação a laser em diferentes intensidades como tratamento de superfície; com base neste estudo pode-se concluir que a irradiação com 200 mJ promove alterações na porcelana, porém apenas o jateamento com Al₂O₃ associado a primer metálicos e cimento resinoso são suficientes para realizar uma boa adesão.

Deve-se salientar que estes tratamentos de superfície devem ser feitos de preferência de imediato e anteriormente à cimentação da peça protética. Novas pesquisas apontam que saliva, sangue e gesso, quando entram em contato com a superfície cerâmica depois de ajustes na boca ou nos modelos não são passíveis de limpeza com água ou álcool, interferindo sobremaneira na adesão das cerâmicas (CAVALCANTI, 2008; SUPUTTAMONGKOL *et al.*, 2013). Para Borges *et al.* (2003) limpeza com ácido fosfórico a 37% por 60 segundos se mostrou o método mais eficaz de limpeza e deve ser utilizado caso não haja possibilidade de tratamento superficial prévio à cimentação. Scherrer *et al.* (2011) afirmaram que o tratamento de superfície com partículas de alumina de 30 Mn não afeta as propriedades de resistência da zircônia.

Tholey *et al.* (2009) definiram que a metaestabilidade da fase tetragonal da zircônia tetragonal policristalina consolidada por ítrio (Y-TZP) é um motivo de preocupação nas aplicações em coroas unitárias e pontes fixa. Uma problemática é a natureza da interface entre a porcelana recobrimento e do *copping* Y-TZP e se os procedimentos de preparação associados e reações resultam numa redução da estabilidade da zircônia. Para investigar esse aspecto, avaliações em microscopia eletrônica de varredura (SEM) foram feitas nas secções transversais da área de interface polida e gravada (gel conteúdo HF). A estratificação de porcelana seca e úmida foi construída sobre a base de zircônia. Em alguns casos, os grãos de zircônia na interface parecem se transformar em múltiplos subgrãos de lapidação. Em casos que não ocorre este fato indicam que a desestabilização da fase tetragonal ocorre e, além disso, que a materiais úmidos lâmina de porcelana e alguma dissolução da Y-TZP.

OH *et al.* (2010) objetivaram comparar o comportamento de sinterização linear de blocos de zircônia de várias densidades. Três grupos de blocos de zircônia dentários com diferentes densidades foram projetados no presente estudo. Para o grupo controle foram utilizados blocos Kavo Everest (Kavo, Biberach, Alemanha). Os blocos do grupo experimental foram fabricados a partir de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio em pó (KZ- 3YF (SD) Tipo A, KCM. Corporation, Nagoya, Japão). As forças de flexão biaxial, microdureza e microestruturas dos blocos sinterizados foram então investigadas. As contrações de sinterização lineares dos blocos foram calculadas e comparadas. Apesar de suas diferentes densidades de pré-sinterização, os blocos sinterizados do grupo controle e do experimental mostraram propriedades mecânicas semelhantes. No entanto, o bloco sinterizado tinha taxa de encolhimento de sinterização linear diferente, dependendo da densidade do bloco pré-sinterização. Como a densidade pré-sinterização do bloco de zircônia aumentou, a contração de sinterização linear diminuiu. Nos blocos experimentais, as três peças seccionadas de cada bloco mostraram diferentes valores de contração linear, dependendo da área. Os topos dos blocos experimentais mostraram a menor contração de sinterização linear, ao passo que os fundos dos blocos experimentais mostraram a maior contração de sinterização linear. Dentro das limitações do presente estudo, as densidades diferentes dos blocos de zircônia pré-sinterização não afetaram as propriedades mecânicas do bloco de zircônia sinterizado, todavia afetou na contração de sinterização linear.

Segundo Al-amleh *et al.* (2010) em uma revisão de literatura destacam que a zircônia é atualmente o material cerâmico com as melhores propriedades mecânicas. A zircônia em sua forma pura é um material polimórfico, todavia quando estabilizada por óxidos como magnésio, cério, ítrio e cálcio a fase tetragonal é retida num estado metaestável, à temperatura ambiente. Os cristais de zircônia tetragonal parcialmente estabilizado, em resposta a estímulos mecânicos, como tensão de tração nas pontas de crack, transforma a fase monoclinica mais estável com um aumento de volume de cerca de 4%. Este aumento impede a propagação de trincas. Avanços na tecnologia CAD / CAM tornaram possível a utilização da zircônia em odontologia sendo que a mais utilizada em odontologia é a zircônia estabilizada por ítrio (Y-TZP) que foi comprovadamente a melhor infraestrutura para resistir à fratura quando comparada a todas as próteses livres de metal e metalocerâmicas. No entanto, no início clínico os resultados mostram que existem dois principais inconvenientes para restaurações de zircônia em relação às restaurações metalocerâmica. O primeiro é a alta incidência da fratura da porcelana aplicada na infraestrutura de zircônia e o outro é

inerente ao envelhecimento acelerado da zircônia na presença de água. Com base no número limitado de estudos *in vivo*, a zircônia parece ser adequada para a confecção de coroas unitárias e próteses parciais fixas assim como pilares de implantes fornecendo protocolos rígidos.

De acordo com Scherrer *et al.* (2011) o jateamento da zircônia com partículas de alumina (50µm ou 110 µm) melhora a aderência dos cimentos resinosos à base de resina, devido ao aumento da rugosidade superficial. Este assunto ainda causa controvérsia, devido aos danos superficiais que este tratamento pode causar na estrutura do material. Os autores realizaram uma pesquisa com objetivo de investigar se o jateamento com partículas de 30 µm afetaria negativamente o limite de fadiga e a sobrevivência das cerâmicas em zircônia. Os resultados mostraram que o procedimento de jateamento (30µm e 2,5 bar de pressão) provou que houve uma melhora significativa no comportamento das cerâmicas pesquisadas (Everest ZS-KAVO, LAVA White e Lava Colored- 3M Espe), portanto o procedimento é recomendado para cimentação adesiva.

Andriuolo *et al.* (2011) em uma revisão da literatura referente à zircônia, avaliaram suas propriedades, mecanismos de tecnificação, envelhecimento, sistemas comerciais disponíveis, tratamentos de superfície e suas consequências. Relataram que há décadas as restaurações metalocerâmicas têm sido a escolha ideal para a fabricação de próteses fixas unitárias ou múltiplas, sobre dentes e implantes. Recentemente, novos sistemas cerâmicos foram desenvolvidos para desempenhar este papel devido à própria falta de vantagem estética de uma subestrutura metálica. Entretanto, apesar do desenvolvimento de novos materiais e rotas de processamento, a cerâmica é um material frágil por natureza, e sua baixa resistência a fratura aliada a baixa resistência à flexão vem à tona quando se discute a possibilidade de confecção de próteses parciais fixas e *abutments* para implantes. Isto se torna ainda mais crítico na área posterior da boca, onde as energias mastigatórias são superiores. A ausência de melhores propriedades mecânicas em lugares que são sujeitos a maiores cargas mastigatórias trouxe a introdução da zircônia na Odontologia.

Oliveira (2012) destacou que enquanto as cerâmicas aluminizadas apresentam um máximo de 650 Mpa de resistência à flexão (Procera ALLCeram), as cerâmicas com base em zircônia podem atingir cerca de 1400 Mpa. Um dos primeiros materiais cerâmicos que incorporaram a zircônia em sua composição foi o *In Ceram* Zircônia, com cerca de 30% de óxido de zircônio,

completando com 70% de óxido de alumina. A evolução do sistema Procera, o Procera ALLZircônia, apresenta em torno de 900 Mpa de resistência, enquanto o sistema LAVA, mais recente, chega ao patamar de 1400 Mpa. Também é enfatizado que na cimentação de coroas ou próteses em cerâmica pura devem se empregar cimentos resinosos quimicamente ativados. Os cimentos de dupla polimerização (dual) podem ser empregados, porém, é relevante considerar que uma polimerização completa poderá não ser alcançada devido à maior espessura deste tipo de coroas quando comparadas com facetas laminadas.

Rinke *et al.* (2013) em seu estudo avaliaram o desempenho clínico das próteses metalocerâmicas convencionais e coroas de zircônia em molares fabricados com núcleo de designer anatômico pronunciado em um período de arrefecimento prolongado do recobrimento da porcelana. Cinquenta e três pacientes foram tratados de julho de 2008 a julho 2009 com coroas metalocerâmicas (liga nobre + baixa fusão porcelana) ou coroas de zircônia (Sistema Cercon, DeguDent, Alemanha). Quarenta e nove pacientes (30 mulheres/19 homens) com 100 restaurações (48 metalocerâmica e 52 zircônias), incluídos no estudo, participaram de avaliações clínicas durante aproximadamente seis meses. Características como durabilidade da coroa, tempo de sobrevivência (em critérios situ), sucesso (restaurações livres de eventos) e as taxas de fratura (defeitos das cerâmicas de revestimento) foram calculadas e analisadas em relação à técnica de fabricação das coroas. Três falhas completas (1 metalocerâmica e 2 zircônias) foram registradas (durabilidade do trabalho após 3 anos: metalocerâmica: 97,6% e zircônia: 95,2%). Das restaurações metalocerâmica 90-9% permaneceram livres de eventos (duas fraturas de cerâmica, um tratamento endodôntico), enquanto a taxa de sucesso para a zircônia foi de 86-8% (duas fraturas de cerâmica, um tratamento endodôntico e uma cárie secundária). Não houve diferenças significativas no tempo de sobrevida ($P = 0,53$), o sucesso ($P = 0,49$) e cerâmica foram detectadas taxas de fratura ($P = 0,57$). A combinação de um projeto de núcleo anatomicamente pronunciado para garantir suporte a porcelana de recobrimento e uma porcelana de recobrimento modificada das coroas de molares de zircônia resultou em uma sobrevida de 3 anos, sucesso e taxas de trincas comparadas as coroas metalocerâmicas. Todas as estruturas de zircônia foram produzidas por um sistema CAD/CAM com modelo tridimensional de estrutura mínima de 4mm e foram folheados em uma técnica de estratificação manual.

Lee *et al.* (2013) avaliaram o efeito do comprimento da extensão do ataque de estruturas de

zircônia fabricadas através do sistema CAD / CAM. Núcleos de zircônia unitários e pilares para prótese fixa de 4 coroas e 6 coroas foram confeccionadas. Dez estruturas de zircônia foram confeccionadas para cada grupo. A microinfiltração marginal foi apresentada por meio de réplica técnica. E medidos por microscópio de medição (AXIO ®, Carl Zeiss, Rochester, NY) e software (I-solução ®, IMT i-solução Inc., Vancouver, BC, Canadá). Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre 2, 4, 7, 8 pontos (secção mesio-distal) e B, D, E, F, G (secção vestibulo-lingual). Em alguns pontos de grupo 6-unidade ($P < 0,05$) de referência marginal, a fenda marginal, foram maiores do que $120\mu\text{m}$. O comprimento de expansão do núcleo de zircônia pode ter uma influência sobre a adaptação marginal e interna. Podendo concluir que em próteses unitárias ou até 4 elementos apresentam valor médio de ajuste marginal dentro da faixa clinicamente aceitável. No grupo de 6 unidades, no entanto, algumas margens apresentaram valores que estavam fora do clinicamente aceitável. Por isso, foi analisado que o aumento do comprimento do vão poderia diminuir o ajuste entre núcleo zircônia e o dente pilar quando a prótese parcial fixa for de 6 ou mais elementos.

Suputtamongkol *et al.* (2013) objetivaram determinar o efeito da cor de uma infraestrutura de fundo sobre a cor geral de uma coroa de cerâmica à base de zircônia. Vinte e um coroas de zircônia foram confeccionadas sobre vinte subestruturas. Sete coroas dos pré-molares e seis coroas de molares foram cimentadas em pilares com núcleo metálico no primeiro e segundo grupo. No terceiro grupo oito coroas de molares foram cimentadas sobre pilares com pinos pré-fabricados e núcleo em resina composta. As medições de cor de coroas de cerâmica foram feitas antes com *try-in*, antes e após a cimentação. Vinte e quatro amostras de zircônia com núcleo de diferentes espessuras (0,4-1 mm), foram também preparadas para se obter a razão de contraste de materiais de zircônia depois de folheados. Do ponto de vista estético, um material cerâmico com a transmissão de luz limitado não é desejável porque não imita as propriedades ópticas características de um dente natural. Pelo contrário, uma elevada opacidade de material cerâmico é necessária quando a restauração é feita sobre um batente, tal como uma descoloração dos dentes ou um pino e núcleo metálico. Quanto aos materiais de núcleo à base de zircônia, são materiais opacos e podem ser usados para mascarar as cores escuras de estruturas subjacentes. No entanto, a cor de fundo de uma subestrutura pode afetar a cor geral de restaurações de pré-molar e de molares de zircônia a partir das mudanças da espessura do núcleo clinicamente recomendada. Quando a espessura de uma cerâmica é superior a 1,5 mm, a cor não seria significativamente afetada

pela cor de uma subestrutura ou de um material cimentante.

4. CONCLUSÃO

A zircônia é um material comprovadamente indicado para o uso restaurador sob os aspectos biológicos, funcionais e estéticos. Cabe ao cirurgião dentista estar ciente sobre as suas propriedades, sistemas disponíveis e suas rotas de processamento, assim como as pesquisas laboratoriais e clínicas para indicar sua aplicação de forma certa. Apesar de suas excelentes propriedades, novas pesquisas ainda são necessárias para padronizar sua forma da infraestrutura e técnica de inserção da porcelana de cobertura para que se tenha maior segurança ao se trabalhar com este material.

REFERÊNCIAS

AL-AMLEH, B. *et al.* *Clinical trials in zirconia: a systematic review. Journal of Oral Rehabilitation*, [s.l.], v.37, n. 8, p. 641-652, 2010.

ALGHAZZAWIETAL, T. F. *et al.* *The failure load of CAD/CAM generated zirconia and glass-ceramic laminate veneers with different preparation designs. Journal of prosthetic dentistry*, [s. l.], v.108, n. 6, p. 386-393, 2012.

ANDREIUOLO, R. *et al.* A zircônia na odontologia Restauradora. *Revista brasileira de odontologia*, Rio de Janeiro, v. 68, n. 1, p. 49-53, 2011.

ANDREIUOLO, R. F. Resistência à fratura de subestruturas de próteses parciais fixas posteriores de *in-ceram* zircônia cad/cam sob testes de fadiga cíclica. Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, Engenharia Metalúrgica e de Materiais; 71 p. 2007.

BORGES, G. A. *et al.* *Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. Journal of prosthetic dentistry*. [s. l.], v. 89, n. 5, p. 479-488, 2003.

CAVALCANTI, A. A. N. Características da união a cerâmica de zircônia tetragonal policristalina contendo ítrio. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, 2008.

CHAN, R. N. et al. *Fracture toughness improvements of dental ceramic through use of yttria-stabilized zirconia (YSZ) thin-film coatings. Dent Mater.* [s.l.], v. 3, n.1, p. 2188-2195, 2013.

DENRY, I.; KELLY, J. R. *State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater.* [s.l.], v. 24, n. 3, p. 299-307, 2008.

GIORDANO, R. *CAD/CAM: An Overview of Machines and Materials. Journal of Dental Technology.* [s.l.], v. 29, n.5, p. 20-30, 2003.

GUAZZATO, M. et al. *Strength, realibility and more mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials.* [s.l.], v. 25, n. 1, p. 5045-5052, 2004.

GUESS, P. C. et al. *Bond st. rengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent Mater.* [s.l.], v. 24, n. 11, p. 1556-1567, 2008.

HA, S. R. et al. *The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown: a finite element analysis study. The journal of advanced prosthodontics.* [s.l.], v.5, n. 2, p. 187-197, 2013.

KIM, M. J. et al. *Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. The journal of advanced prosthodontics.* [s.l.], v. 5, n. 1, p. 161-166, 2013.

LAWN, B. R. et al. *Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic layer structures:a review. The Journal of prosthetic dentistry.* [s.l.], v. 86, n. 5, p. 495-510, 2001.

LEE, J. Y. et al. *Effect of span length on the fit of zirconia framework fabricated using CAD/CAM system. The journal of advanced prosthodontics.* [s.l.], v. 5, n. 1, p. 118-125, 2013.

MARCHACK, B. W. et al. *Customization of milled zirconia copings for all-ceramics crows: a clinical report. The Journal of prosthetic dentistry.* [s.l.], v. 99, n. 3, p. 169-37, 2008.

OH, G. J. et al. *Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming. The journal of advanced prosthodontics.* [s.l.], v. 5, n. 2, p. 81-87,

2010.

OLIVEIRA, A. A. O. Entender, Planejar, Executar: o universo das restaurações estéticas em cerâmicas. Editora Napoleão. 1º ed. [s. l.]: Napoleão, 2012. 544 p. ISBN 9788560842308.

PALLIS, K. *et al.* *Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications.* *The Journal of prosthetic dentistry*. [s. l.], v. 91, n. 6, p. 561-569, 2004.

RINKE, S. *et al.* *Practice-based clinical evaluation of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results.* *Journal of oral rehabilitation*. [s. l.], v. 40, n. 2, p. 228-237, 2013.

SCHERRER, S. S. *et al.* *Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30Mn silica-coated alumina particles.* *Dent Mater*. [s. l.], v. 27, n. 2, p. 28-42, 2011.

SILVA, N. R. *et al.* *Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability.* *Journal of Dental Research*. [s. l.], v. 90, n. 1, p. 104-108, 2011.

SILVA, N. R. *et al.* *Reliability of metallo-ceramic and zirconia-based ceramic crowns.* *Journal of Dental Research*. [s. l.], v. 89, n. 10, p. 1051-1060, 2010.

STUART, A. R. *et al.* *Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges.* *Dent Mater*. [s. l.], v. 23, n. 2, p. 177-185, 2007.

SUNDH, A.; SJOGREN, G. *A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics.* *Journal of oral rehabilitation*. [s. l.], v. 31, n.7, p. 1682-1688, 2004.

SUPUTTAMONGKOL, T. K. *et al.* *Effect of the shades of background substructures on the overall color of zirconia based all-ceramic crowns.* *The journal of advanced prosthodontics*. [s. l.], v. 5, n. 1, p. 319-325, 2013.

TADOKORO, S. K. Zircônia tetragonal policristalina. Parte I: síntese e caracterização. *Cerâmica*, São Paulo, v. 46, n. 300, p. 230-237, 2000.

THOLEY, M. J. *et al.* *SEM observations of porcelain Y-TZP interface.* *Dent Mater*. [s. l.], v. 25, n.

7, p. 857-862, 2009.

TINSCHERT, J. *et al.* *Clinical behavior of zircônia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. The International journal of prosthodontics.* [s. l.], v. 21, n. 3, p. 217-222, 2008.

^[1] Pós-Graduação em Prótese Dentária.

^[2] Orientador. Mestre em Prótese – UNITAU.

Enviado: Março, 2021.

Aprovado: Abril, 2021.