

**FACULDADE SETE LAGOAS
BIBLIOTECA PROFESSOR DOUTOR PAULO NEVES DE
CARVALHO**

LUDMILA MANSUR REZENDE FURTADO

**O USO DE PILARES EM ZIRCÔNIA SOBRE IMPLANTES: UMA REVISÃO DE
LITERATURA**

**Lavras
2018**

LUDMILA MANSUR REZENDE FURTADO

**O USO DE PILARES EM ZIRCÔNIA SOBRE IMPLANTES: UMA REVISÃO DE
LITERATURA**

**Monografia apresentada ao curso de
Especialização *Lato Sensu* da
Faculdade Sete Lagoas como
requisito parcial para conclusão do
Curso de Implantodontia**

**Orientador: Prof. Sérgio Henrique
Monteiro Miranda.**

Lavras

2018

FACULDADE SETE LAGOAS
BIBLIOTECA PROFESSOR DOUTOR PAULO NEVES DE
CARVALHO

Monografia intitulada "*O uso de pilares em zircônia sobre implantes: Uma revisão de literatura*" de autoria da aluna (Ludmila Mansur Rezende Furtado), aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

Prof. Me. Sérgio Henrique Monteiro Miranda – FACSETE/Polo Lavras
Orientador/Coordenador

Prof. Esp. Mário Augusto de Araújo Almeida – FACSETE/Polo Lavras

Prof. Me. Ronaldo de Carvalho – FACSETE/Polo Lavras

Lavras, ___/___/____

Dedicado ao meu marido René pelo apoio e incentivo e por ser o meu porto seguro.

A minha filha Maria Fernanda pelo amor e por compreender, mesmo sendo ainda tão pequena, a razão das minhas ausências ao longo desses 2 anos.

Aos meus pais que sempre me apoiaram em todas as minhas decisões.

Ao professor Mário por acreditar em mim e principalmente por fazer renascer em mim o prazer em estudar.

AGRADECIMENTOS

A Deus pela presença constante e pela força de vontade para concluir esta especialização.

Ao meu marido René e minha filha Maria Fernanda por todo amor e compreensão ao longo desses 2 anos.

Aos meus pais, minha irmã, Ana, Lourdes e todos que de alguma forma ajudaram com a Maria Fernanda para que eu pudesse me dedicar inteiramente aos módulos.

Aos queridos professores que se tornaram verdadeiros amigos por toda dedicação, paciência e carinho.

A todos os funcionários do Impeo pelo carinho e acolhimento

Aos meus colegas pela presença, companheirismo e pelas boas risadas. Desejo a cada um de vocês um caminho de muito sucesso.

*“A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu, mas pensar o que ninguém
ainda pensou sobre aquilo que todo mundo vê”.*

Arthur Schopenhauer

RESUMO

Atualmente a busca por procedimentos estéticos vem se tornando rotineira na prática clínica, devido à crescente exigência por parte dos pacientes. Essa demanda faz com que pesquisadores e indústrias busquem desenvolvimento de novos materiais e técnicas restauradoras. Os pilares cerâmicos surgiram com a função de solucionar os problemas estéticos ocasionados pelos pilares de titânio em algumas situações. Suas principais indicações são para áreas onde existe pouca quantidade de tecido periimplantar, implantes mal posicionados, áreas que recebem pouca carga mastigatória e quando a estética é primordial. Dentre os tipos de cerâmicas disponíveis, as de Zircônia são as de maior resistência mecânica e tenacidade à fratura. O sucesso em procedimentos restauradores estéticos depende de um correto e minucioso protocolo integrando o trabalho clínico e laboratorial, além da correta escolha do material a ser utilizado. Esta revisão teve como finalidade revisar aspectos gerais da literatura acerca da utilização das cerâmicas, em especial a zircônia, em pilares protéticos, suas propriedades físicas e biológicas, inter-relações com os tecidos periimplantares e suas aplicações clínicas. E simultaneamente a isso demonstrar as vantagens e desvantagens assim como indicações e contra-indicações deste material.

Palavras-chave:

Zircônia. Pilares estéticos. Estabilidade com ítrio.

ABSTRACT

Nowadays, the search for aesthetic procedures has become routine in clinical practice, due to the increasing demands of patients. This demand causes researchers and industries to seek the development of new materials and restorative techniques. The ceramic pillars came with the function of solving the aesthetic problems caused by the titanium pillars in some situations. Its main indications are for areas where there is a small amount of peri-implant tissue, poorly placed implants, areas that receive little masticatory load and when esthetics is paramount. Among the types of ceramics available, those of Zirconia are those with higher mechanical strength and fracture toughness. The success in aesthetic restorative procedures depends on a correct and meticulous protocol integrating the clinical and laboratorial work, besides the correct choice of material to be used. The objective of this review was to review the literature on the use of ceramics, in particular zirconia, in prosthetic pillars, their physical and biological properties, interrelationships with peri-implant tissues and their clinical applications. And at the same time demonstrate the advantages and disadvantages as well as indications and contraindications of this material.

Key words:

Zirconia. Aesthetic pillars. Stability with yttrium

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO	09
2 PROPOSIÇÃO	11
3 REVISÃO DE LITERATURA	12
3.1 Zircônia	12
3.2 Pilares em Zircônia	19
3.3 Pilares com cinta metálica	37
4 DISCUSSÃO	40
5 CONCLUSÃO	45
REFERÊNCIAS	46

Furtado, Ludmila Mansur Rezende.

O uso de pilares em zircônia sobre implantes: Uma revisão de literatura / Ludmila Mansur Rezende Furtado - 2015.

49 f. : il.

Orientador: Prof. Sérgio Henrique Monteiro Miranda.

Monografia – (Especialização em Implantodontia) Facsete, 2018.

1. Zircônia, 2. Pilares estéticos, 3. Estabilidade com ítrio,

I. O uso de pilares em zircônia sobre implantes: Uma revisão de literatura

II. Sérgio Henrique Monteiro Miranda.

1 INTRODUÇÃO

A busca por tratamentos estéticos pela sociedade moderna tem refletido na odontologia e se tornado um desafio cada vez maior para os profissionais. Por isso a evolução dos materiais e técnicas vem proporcionando resultados estéticos e funcionais cada vez mais satisfatórios. Não obstante, o tratamento com implantes dentais é uma realidade na rotina clínica, para recuperação de pacientes parcialmente ou totalmente desdentados.

Os materiais cerâmicos apresentam vantagens com relação ao ótimo desempenho das suas propriedades funcionais, estética de excelência, biocompatibilidade e resistência. A tendência das próteses metal-free será substituir a subestrutura metálica das restaurações, inclusive das restaurações sobre implantes, visando uma melhor estética e necessitando, portanto, de cerâmicas com maior tenacidade a fratura a fim de minimizar sua fragilidade. O desenvolvimento de novos tipos de implantes e componentes protéticos trouxe avanços consideráveis para a implantodontia, diminuindo a incidência de complicações mecânicas, técnicas, estéticas e biológicas (MESQUITA *et al.*, 2006).

Neste sentido, como alternativa às infraestruturas protéticas convencionais, novos materiais têm sido introduzidos, como a zircônia estabilizada por ítrio. Estas estruturas apresentam alta resistência à fratura e estariam capacitadas a proporcionar adequada segurança funcional aliada a grandes vantagens estéticas, características que os qualificam para serem utilizados em reabilitações e próteses implantossuportadas (FAENZA *et al.* 2009).

Em relação ao contorno gengival, os pilares de titânio vêm atingindo bons resultados, quando a qualidade e quantidade de gengiva inserida estão presentes. Porém, à medida que estas sejam diminuídas, os resultados estéticos utilizando os pilares metálicos ficam mais distantes. Alguns recursos utilizados nestas condições objetivando a estética é o pilar de Zircônia. Este pilar une resistência e estética, além de biocompatibilidade com os tecidos periimplantares. Outra vantagem é possibilitar aplicação direta da porcelana quando a indicação recair em uma prótese parafusada. Portanto, o surgimento dos pilares estéticos, como o pilar de zircônia, assim como as coroas metal-free vêm a preencher uma lacuna deixada pelos pilares metálicos, que em determinadas situações, como no caso onde o paciente possui

uma gengiva muito delgada, a estética vermelha fica prejudicada (AMARAL *et al.*, 2005).

O óxido de ítrio é um agente que é adicionado à zircônia pura de modo a conferir estabilidade à temperatura ambiente e produzir um material multifásico conhecido como zircônia parcialmente estabilizado pelo ítrio (Y-TZP). Este material sob tensão, sofre alteração dimensional, com aumento volumétrico de 3 a 4%, gerando tensões de compressão que inibem a propagação das linhas de fratura tão frequentes nas cerâmicas. Por essa razão, a zircônia é conhecida como “Cerâmica Inteligente” (NEDER, 2011).

Do ponto de vista mecânico, as infra-estruturas em policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítria são as mais adequadas para reabilitação dos elementos dentários posteriores quando comparadas aos outros sistemas totalmente cerâmicos. A zircônia Y-TZP é o material de primeira escolha, por sua elevada resistência, estabilidade e alta capacidade para suportar cargas quando comparada a outras cerâmicas. Apesar das vantagens clínicas relativas à utilização da estrutura em zircônia, deve ser ressaltar que ainda não há uma evidenciação científica de sua utilização clínica, e esta não é rotineira, portanto são necessários mais estudos longitudinais (BOTTINO *et al.*, 2005).

Diante do exposto, o objetivo deste trabalho é revisar a literatura sobre a utilização das cerâmicas em pilares, em especial a zircônia, descrevendo suas propriedades físicas e biológicas, inter-relações com os tecidos periimplantares e suas aplicações clínicas.

2 PROPOSIÇÃO

Diante do exposto o objetivo deste trabalho é revisar a literatura sobre a utilização das cerâmicas em pilares, em especial a zircônia, descrevendo suas propriedades físicas e biológicas, inter-relações com os tecidos periimplantares e suas aplicações clínicas.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 ZIRCÔNIA

De acordo com Nicolodi (2005) a zircônia é uma cerâmica polimórfica que apresenta três estruturas cristalinas: monoclinica, cúbica e tetragonal. A zircônia pura apresenta uma estrutura monocíclica, sendo estável em temperaturas até 1170°C. Entre esta temperatura e 2370°C se transforma em zircônia tetragonal e, então em zircônia cúbica em temperatura acima de 2370°C. Durante o resfriamento após o processamento, ocorre a transformação da fase tetragonal em monoclinica a uma temperatura em torno de 970°C. Essa transformação está associada a 3 a 4% de expansão volumétrica. A *Ytria* é então adicionada a zircônia para estabilização para que a forma tetragonal possa existir em temperatura ambiente após a sinterização. A preparação do Y-TZP promove uma transformação superficial da fase tetragonal para fase monoclinica. A expansão volumétrica resultante dessa transformação causa um selamento através de compressão das fissuras o que explica o fato do Y-TZP apresentar maior resistência a fratura quando comparado com cerâmicas convencionais que são friáveis (transformação martensítica). O preparo severo, por outro lado, pode introduzir fendas profundas que agem como concentradores de *stress* e podem reduzir a resistência. O jateamento de partículas abrasivas tem aumentado a resistência do Y-TZP.

Segundo Antunes (2009) a zircônia (ZrO_2) não ocorre na natureza como óxido puro e é encontrado na badeleíta e na zirconita. Dos dois minérios, a zirconita é a mais abundante, porém menos pura e necessita de quantidade significativa de processamento para obter zircônia. A zircônia é uma cerâmica polimorfa que possui três estruturas cristalinas: monoclinica, cúbica e tetragonal. A zircônia pura tem a estrutura monoclinica na temperatura ambiente e é estável até 1.170°C. Entre esta temperatura e 2.370°C, ela se transforma em zircônia tetragonal, e, acima de 2.370°C, em zircônia cúbica. Após o processamento, durante o resfriamento, a tetragonal se transforma em monoclinica a uma temperatura de 970°C, aproximadamente. Esta fase de transformação está associada a 3% a 4% de expansão volumétrica. O ítrio é adicionado a zircônia para estabilização, então, a forma tetragonal pode existir na temperatura ambiente após a sinterização.

Silva (2009) avaliou a composição e temperatura de sinterização, de infraestrutura com cerâmica a base de zircônia e alumina na obtenção das melhores propriedades mecânicas. Foram confeccionados 45 corpos de prova nos laboratórios da UFRN em forma de barras retangulares. As barras foram divididas em grupos que seriam submetidos a diferentes temperaturas de sinterização: 1200°C, 1300°C e 1400°C. Também foram separadas pela sua composição: zircônia (33%)+alumina (67%); zircônia (50%)+alumina (50%); e zircônia (25%)+ alumina (75%). Também foram confeccionados, com as recomendações do fabricante, 9 corpos de prova com sistema cerâmico comercial In-Ceram Zircônia. Foram realizadas análises por microscopia eletrônica e ótica, ensaios de dureza, de resistência à flexão, porosidade e densidade aparente. Após análise observou-se que com o aumento da temperatura de sinterização aumenta-se a resistência à flexão; sendo que na mesma temperatura, não houve diferença significativa entre as composições das amostras. Os corpos de prova de cerâmica comercial apresentaram resistência à flexão seis vezes maior que as outras amostras quando sinterizadas a 1400°C. Não houve diferença significativa entre os valores da porosidade aparente para as amostras confeccionadas nos laboratórios da UFRN, já as amostras de cerâmica comercial não apresentaram nenhuma porosidade aparente. Nos ensaios de dureza as amostras dos laboratórios da UFRN apresentaram valores maiores quanto maiores fossem as temperaturas. E as amostras comerciais apresentaram valores similares às amostras da UFRN sinterizadas à 1400°C. Não houve diferença significativa entre os valores de densidade aparente nas amostras da UFRN e as comerciais.

De acordo com Cruz *et al.* (2010) a alta resistência à fratura de pilares de cerâmica de Y-TZP ressalta as notáveis propriedades mecânicas deste material quando submetido a grandes forças. Porém uma coroa metal-free confeccionada sobre um pilar de zircônia pode sofrer um lascamento da cerâmica de cobertura devido o estresse residual que se estabelece na interface entre o coping e a cerâmica de cobertura. Ao contrário do que ocorre com uma coroa metalo-cerâmica sobre um pilar de titânio onde a presença do estresse residual na interface do coping metálico com a cerâmica de cobertura não é suficiente para causar o lascamento. O pilar de zircônia na sua fase tetragonal apresenta excelentes propriedades mecânicas, porém quando algum desgaste é efetuado após a sinterização, os defeitos e trincas ocasionados na superfície cerâmica, induzidos pela ação mecânica

da broca, transformam parcialmente sua estrutura molecular de tetragonal para monoclinica antes do pilar ser colocado sob estresse mastigatório, perdendo precocemente o benefício do aumento de volume ocorrido mediante esta transformação micro estrutural. Estudos têm demonstrado que a exposição prolongada à umidade tem um efeito negativo sobre as propriedades físicas e mecânicas da zircônia.

Segundo Carvalheira *et al.* (2010) a aceitação dos procedimentos que resultam em melhor estética é tão significativa, que, em pesquisa realizada entre cirurgiões-dentistas norte-americanos, 91% deles consideraram as restaurações cerâmicas como a melhor escolha nestes casos. As cerâmicas odontológicas apresentam características bastante satisfatórias para um material restaurador indireto: propriedades ópticas, próximas à estrutura dental, favorecendo a estética, lisura de superfície contribuindo para a saúde periodontal; baixa condutibilidade térmica e elétrica e biocompatibilidade.

Elias e Santos (2010) afirmaram que o melhor desempenho dos cerâmicos depende diretamente das melhorias das condições de processamento e seleção da matéria-prima. Para melhorar a tenacidade e a biocompatibilidade dos cerâmicos é necessário empregar pós com melhores purezas, ajustar as condições de compactação e sinterização, controlar a microestrutura e adotar mecanismos de melhoria da tenacidade. Dentre os novos cerâmicos usados na Odontologia destacam-se a zircônia estabilizada com ítria (Y-TPZ- Yttria stabilized tetragonal zirconia) e a alumina reforçada por zircônia (ZTA: zirconia-toughened alumina). Para melhor entendimento da importância da adição da ítria na zircônia, deve-se salientar que todas as próteses cerâmicas de alumina ou zircônia, sem exceção, possuem defeitos internos (poros, trincas, impurezas, vazios) inerentes ao processo de fabricação. Entre os defeitos existentes as trincas são os mais críticos, as quais durante o carregamento das próteses propagam-se e levam à fratura da cerâmica. A ítria estabiliza a fase tetragonal da zircônia na temperatura ambiente. Durante a mastigação e carregamento da prótese, os cristais tetragonais da zircônia sofrem a transformação de fase para monoclinica com aumento do volume na ponta da trinca de 3 a 6%. O aumento de volume cria tensões compressivas na ponta da trinca e dificulta sua propagação. Com isto, a fratura da cerâmica torna-se mais difícil pelo travamento da trinca. Não havendo a adição de ítria na zircônia, a fase presente na temperatura ambiente é a monoclinica, não há transformação de fase dos cristais de

zircônia e a trinca propaga-se com facilidade. A adição de ítria na zircônia pura altera o mecanismo de fratura da zircônia, aumenta a tenacidade, controla a tensão induzida pela transformação de fase, dificulta a propagação de trincas e aumenta a rigidez.

Brandão *et al.* (2013) afirmaram que o primeiro pilar cerâmico consistia de cerâmica de óxido de alumínio disponível em apenas um formato, o qual requeria preparo para a individualização. Posteriormente, outros materiais cerâmicos foram introduzidos, como: cerâmica composta de alumina e zircônia infiltrada por vidro e óxido de zircônia estabilizado com ítrio (Y-TZP). O preparo destes pilares é feito em laboratório, na maioria das vezes. Porém, algumas vezes eles recebem um acabamento no próprio consultório. Além disso, é feito seguindo os conceitos de retenção, respeitando o perfil emergente, selecionando a área transmucosa de altura compatível e respeitando a linha de término do preparo. Porém, mais estudos a respeito desse material são limitados, e alguns estudos mostram que as falhas com estes cerâmicos com reforço de alumina são maiores, se comparados aos pilares pré-fabricados em titânio. A principal falha apontada foi a fratura do pilar. A propagação de trincas durante a preparação do pilar foi apontada como o principal motivo dessas falhas. Na tentativa de resolver os problemas e as fraturas, pilares em zircônia foram desenvolvidos, com ítrio adicionado à zircônia para estabilização. A tensão gerada pelo preparo do pilar de zircônia provoca, na superfície, uma transformação da fase tetragonal para monoclinica. A expansão volumétrica resultante dessa transformação causa compressão e, conseqüentemente, o selamento das trincas. Este processo faz com que o pilar de zircônia exiba maior tenacidade e resistência, quando comparado às cerâmicas vítrias e infiltradas de forma convencional. Por outro lado, um preparo inadequado e severo pode introduzir falhas profundas que podem atuar como concentradores de tensão, causando redução dos valores de resistência.

Pereira (2013) relatou as características primordiais da zircônia como a alta estabilidade dimensional apresentada pelo óxido de zircônia tem relação direta com a sua dureza, e pelas acomodações de sua microestrutura. Estas acomodações são estáveis devido à força de suas ligações, as quais são em sua maioria iônicas (cerca de 80%). O coeficiente de expansão térmica, que em um determinado material está diretamente ligado à forma como os átomos estão organizados em sua estrutura cristalina e às forças de ligações interatômicas. Nos materiais cerâmicos como a

zircônia, prevalecem as ligações iônicas (cerca de 80%), que são extremamente fortes, pois possuem uma distância interatômica onde as forças de atração entre os átomos são iguais às forças de repulsão, ou seja, estão em uma região onde há um gasto mínimo de energia. Sendo assim, é necessário fornecer uma grande quantidade de energia ao material, para que sua distância interatômica seja alterada e o material conseqüentemente seja deformado. Quanto à resistência à abrasão: a energia necessária para se retirar um elétron de um material cerâmico precisa ser muito alta, ou seja, apenas fontes de energia de alta intensidade conseguem afetar sua estrutura. Deste modo, a resistência à abrasão de um material cerâmico, como o óxido de zircônia, é muito alta. Já em materiais que apresentam ligações metálicas, a energia necessária é muito menor. Também a resistência à oxidação e dureza elevada foram relatadas. Essas duas características estão diretamente relacionadas às forças de ligações químicas presentes que, por serem predominantemente iônicas tornam o material “inerte” à mistura espontânea com outros materiais, no caso da resistência à oxidação; impedem que os íons se separem facilmente, tornando o material mais resistente.

Galiza (2014) avaliou a resistência à falha da infra-estrutura de uma prótese parcial fixa em zircônia de três elementos aparafusada sobre implantes, através de análise de tensões por elementos finitos e determinação da resistência à fadiga da estrutura. Também foram analisadas as distribuições das tensões nos demais componentes da prótese. As cargas mastigatórias foram aquelas usuais da literatura e a análise por elementos finitos foi realizada através do programa *Ansys Workbench 14.5*. Os resultados das distribuições de tensões mostraram semelhanças entre os dois modelos, com pequenas variações relacionadas às geometrias empregadas. As tensões calculadas ficaram abaixo dos limites de resistência mecânica da zircônia e das ligas de titânio. No cálculo da vida em fadiga da prótese de zircônia, um modelo analítico foi adotado prevendo uma vida infinita para o componente.

Segundo Monteiro (2014) em meados dos anos 80, a zircônia teve aplicações médicas sendo utilizada como substituição para próteses de quadril. A zircônia pura apresenta transformações de fase acompanhada por uma expansão volumétrica. Quando ocorre o resfriamento da cerâmica, a partir das altas temperaturas de sinterização, torna-se um material instável. No entanto, a adição de 3-6% em peso de óxidos de ítrio (Y_2O_3) estabiliza parcialmente a zircônia em fase tetragonal, o que

gera uma cerâmica mais estável e com propriedades otimizadas de tenacidade e resistência à fratura. Vários trabalhos têm sido investigados a respeito das propriedades da cerâmica zircônia na odontologia, como a avaliação das propriedades de força, tenacidade à fratura e microestrutura de materiais cerâmicos: DC Zirkon, zircônia experimental parcialmente estabilizada por óxido de ítrio e In-Ceram Zirconio, cerâmica à base de alumina infiltrada por vidro reforçada por zircônia. Como resultados de valores de força e tenacidade à fratura a zircônia parcialmente estabilizada por óxido de ítrio apresentou um melhor comportamento. Muitos estudos ressaltam que os materiais a base de zircônia são os que apresentaram o melhor comportamento.

Ramos (2014) relatou que a zircônia tem sido bastante utilizada na área odontológica como infra-estrutura de próteses dentárias por ser um material que apresenta biocompatibilidade e excelentes propriedades mecânicas. Destacam-se sua boa estabilidade química e dimensional, alta resistência mecânica e mecanismo de tenacidade. Esse mecanismo ocorre no momento em que, sob tensão, inicia-se uma trinca na zircônia que é dificultada ou impedida de se propagar pela transformação de fase tetragonal-monoclínica, que gera um aumento de volume de aproximadamente 3%.

Segundo Moris (2015) a zircônia em sua fase tetragonal estabilizada com óxido de ítrio (YTZP) tem sido o material utilizado para a confecção dos pilares protéticos estéticos. Porém a estabilidade da zircônia (Y-TZP) ao longo do tempo é limitada pela transformação espontânea que ocorre da fase tetragonal para a fase cíclica. Essa transformação contínua de fase ocorre durante o contato com um ambiente úmido conhecido como o fenômeno de envelhecimento, que se refere à degradação do material em baixas temperaturas.

De acordo com Bispo (2015) o uso universal das cerâmicas odontológicas foi possível com a introdução de alternativas mecanicamente viáveis e recursos estéticos compatíveis com o elemento dentário a ser reproduzido. O aumento da resistência mecânica foi possível com o aumento da fase cristalina, interceptando a fratura com grãos coalescentes que, em contrapartida, diminuem a translucidez da peça protética. As porcelanas odontológicas; como exemplo as feldspáticas, por possuírem uma fase vítrea proporcionalmente maior do que a fase cristalina; conseguem reproduzir nuances de translucidez do esmalte de forma mais complexa e natural. Contudo, as policristalinas ao ganharem resistência pelo aumento do

número e uniformidade dos cristais, perderam a naturalidade, tornando-se inerentemente opacas. Coadjuvar os dois tipos de cerâmica é a chave para o sucesso estético e mecânico.

Para Sallenave *et al.* (2016) a cerâmica policristalina de alumina é um biomaterial resistente a ambientes corrosivos e, sob condições fisiológicas, torna-se praticamente inerte, sendo muito utilizada em próteses para substituição de articulações. Possui outras propriedades favoráveis para o uso na Odontologia, como excelente dureza, alta qualidade de acabamento superficial, adequada resistência à fratura, baixa condutividade térmica e boas propriedades ópticas. A zircônia tetragonal é estabilizada na temperatura ambiente com a adição de óxido de ítrio, dando origem à cerâmica policristalina de zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP). A Y-TZP apresenta alta dureza e resistência à fratura; seu comportamento mecânico superior é relacionado ao mecanismo de tenacificação por transformação de fase. Por outro lado, esses pilares possuem estética inferior em comparação aos pilares de alumina, já que são mais opacos. Além disso, existe uma preocupação com o comportamento de degradação em baixas temperaturas (LTD - *low temperature degradation*) da Y-TZP quando submetida às condições de umidade e carregamento mecânico do ambiente oral. O LTD é ocasionado pela transformação espontânea e progressiva da fase tetragonal em monoclinica nos cristais da superfície da cerâmica, em ambiente úmido e baixas temperaturas. Quando ocorre a transformação de fase, o aumento de volume leva à concentração de tensões de tração entre os cristais e geração de microtrincas. Essas tensões podem desencadear a transformação dos cristais vizinhos, enquanto que as microtrincas permitem que a água penetre no interior do material. Esse fenômeno vai se propagando por um processo de nucleação e crescimento dos cristais, gerando aumento de microtrincas, extrusão dos cristais da superfície e aumento da rugosidade, o que resulta na degradação da resistência do material.

Segundo Rossetti (2017) o implante de óxido de titânio tem coloração cinza, e o implante de óxido de zircônio é branco (opaco). Então, no caso de uma recessão gengival, o paciente vai notar menos o de zircônia. Além disso, titânio e zircônia são altamente biocompatíveis, e o titânio raramente provoca reações alérgicas. Indo além do óbvio, na tabela periódica, o titânio é 22 e o zircônio é 40. Portanto, o titânio tem menos massa do que o zircônio, e ambos estão alinhados na mesma coluna (metais de transição). Já na escala de dureza (que vai de 0 a 10), o titânio é 4 e o

zircônio é 5. Na densidade, o titânio é $4,5 \text{ g/cm}^3$, e o zircônio é $6,5 \text{ g/cm}^3$ – o que significa que há mais massa (2 g) por cm^3 em zircônio, embora ambos sejam extremamente leves. Na cavidade oral, saber até que ponto um material suporta esforço é fundamental. Tradicionalmente, os testes mecânicos são realizados para estudar os valores e a natureza das falhas, aperfeiçoando ou descartando os desenvolvimentos. Nesta análise, existe uma propriedade conhecida como tenacidade à fratura, ou seja, o quanto o material já com uma fenda (trinca) resistiria até fraturar. Em outras palavras, o quanto ele ainda suporta antes da trinca se propagar e inutilizá-lo por completo. Esta propriedade se torna importante, pois é influenciada pela fadiga e corrosão; e os valores de tenacidade à fratura dos óxidos de titânio e zircônio são muito diferentes. Embora sejam óxidos metálicos, a zircônia (o famoso aço cerâmico) ainda é uma cerâmica, ou seja, é frágil. Para ilustrar, basta imaginar duas barras (uma de titânio e uma de zircônio) recebendo a mesma força. Ao olhar o indicador digital, verifica-se que a barra de titânio dobra antes de fraturar e a barra de zircônio simplesmente quebra, não ocorrendo dobramento. E isso pode acontecer na cavidade oral.

3.2 PILARES EM ZIRCÔNIA

Segundo Amaral *et al.* (2005) os trabalhos implanto-suportados em áreas estéticas anteriores se apresentam como grandes desafios tanto na fase cirúrgica como na fase protética. Os valores estéticos da sociedade moderna se refletem na odontologia, onde pacientes procuram por soluções funcionais e também com excelência estética. Uma harmoniosa transição entre a restauração e os tecidos periimplantares é extremamente importante. A aparência de saúde gengival consiste numa coloração natural e apropriado contorno gengival. Em relação ao contorno gengival, os pilares de titânio vêm atingindo bons resultados, quando a qualidade e quantidade de gengiva inserida estão presentes. Porém, à medida que estas sejam diminuídas, os resultados estéticos utilizando os pilares metálicos ficam mais distantes. Alguns recursos utilizados nestas condições objetivando a estética é o pilar de Zircônia. Este pilar une resistência e estética, além de biocompatibilidade com os tecidos periimplantares. Outra vantagem é possibilitar aplicação direta da porcelana quando a indicação recair em uma prótese parafusada.

Para Nicolodi (2005) o sucesso estético de uma prótese implanto-suportada depende da aparência do tecido mucogengival e do material e configuração da eventual prótese. O material do pilar deve ser biocompatível o suficiente para não permitir a formação de placa e deve fornecer resistência suficiente para transmitir forças ao implante e ao tecido ósseo. Pilares cerâmicos estão ganhando popularidade devido a sua versatilidade, biocompatibilidade e estética. Eles são especialmente indicados para realização de restaurações implanto-suportadas nos dentes anteriores da maxila, onde a estética gengival é de suma importância. O uso de titânio para confecção do pilar e da infra-estrutura da coroa final tem reduzido os efeitos galvânicos e corrosivos. No entanto, o titânio exibe baixa resistência a ranhuras, o que pode dificultar o uso da técnica da porcelana fundida ao titânio e, pode comprometer a estética da restauração final devido a ausência de transmissão de luz. A introdução de pilares em cerâmica pura tem resultado em muitos avanços tais como aumento da dureza superficial, cor semelhante ao dente, e perfil de emergência individualizado. Além das suas características ópticas favoráveis e as oportunidades que oferecem quanto a personalização, esses pilares são diferenciados devido à alta resistência flexural, alta biocompatibilidade, baixo potencial de corrosão e baixa condutividade térmica. As características positivas quanto ao polimento deste material acentuam a compatibilidade tecidual. O contorno e coloração do pilar podem ser modificados na região cervical através de aplicação direta de coberturas cerâmicas sinterizadas para que se tenha um perfil de emergência harmonioso e semelhante à realidade.

Mesquita *et al.* (2006) relataram caso clínico de reabilitação estética e funcional do elemento dentário 12 que fora extraído durante a adolescência devido a um trauma. O pilar de zircônia foi aparafusado sobre o análogo do modelo, preparado no laboratório para preparo de prótese fixa e provado em boca com um guia de resina. Em seguida, procedeu-se à confecção do coping em In-Ceram Alumina que foi provado em boca e após transferência de maneira convencional foi aplicada sobre ele uma cerâmica feldspática microparticulada de cobertura e procedeu-se uma cimentação convencional. O sucesso estético de uma restauração implanto-suportada depende fortemente da aparência mucogengival do tecido periimplantar, do material e da configuração da restauração, onde os pilares confeccionados com materiais estéticos reduzem o efeito escuro dos pilares metálicos e promovem uma aparência mais agradável, tanto para a restauração

quanto para o tecido gengival. Também outro aspecto importante é o perfil de emergência. Para que ele seja adequado é necessário que a margem da coroa fique, preferencialmente, ligeiramente submucosa; entretanto, o perfil de emergência é criado pelo pilar, que deve ser individualizado para cada situação. No entanto, a incerteza de se utilizar materiais cerâmicos e não os tradicionais metálicos frente à resistência, à tenacidade e à fratura, originou uma grande dúvida no momento da utilização desses novos materiais. Contudo, a indústria vem desenvolvendo materiais que possuem um comportamento biológico tão eficiente quanto o titânio e com boas propriedades mecânicas. Os autores relataram sucesso no caso clínico descrito.

Segundo Azevedo *et al.* (2007) a necessidade estética e o desejo de não se ter estruturas metálicas, são fatores que enfatizaram a importância dos sistemas cerâmicos. Componentes cerâmicos têm sido introduzidos por muitos fabricantes, proporcionando pilares mais estéticos que os metálicos. Os pilares de zircônia possuem excelentes propriedades físicas e permitem a possibilidade de se individualizar um pilar, por meio do desgaste, sem tamanho mínimo, permitindo, assim, a confecção de restaurações mais estéticas. O preparo do pilar de zircônia provoca, na superfície, uma transformação da fase tetragonal para monoclinica. A expansão volumétrica resultante dessa transformação causa uma tensão que o pilar de zircônia exibe maior tenacidade à fratura e resistência quando comparadas com as cerâmicas vítreas e infiltradas convencionais. Por outro lado, um preparo inadequado e severo pode introduzir falhas profundas que podem atuar como concentradores de tensão, causando redução dos valores de resistência.

De acordo com Antunes (2009) os pilares de zircônia possuem características próprias. As excelentes propriedades físicas do óxido de zircônia permitem a possibilidade de se individualizar um pilar, por meio do desgaste, sem a necessidade de um tamanho mínimo, permitindo, assim, a confecção de restaurações mais estéticas. O preparo do pilar de zircônia provoca, na superfície, uma transformação da fase tetragonal para monoclinica. A expansão volumétrica resultante dessa transformação causa uma tensão compressiva de selamento das fissuras. Por isso o pilar de zircônia exibe maior tenacidade à fratura e resistência quando comparado com as cerâmicas vítreas e infiltradas convencionais. Por outro lado, um preparo inadequado e severo pode introduzir falhas profundas que podem atuar como concentradores de tensão, causando redução dos valores de resistência.

Mallmann *et al.* (2009) realizaram um estudo onde foi confeccionada uma infra-estrutura em zircônia para reabilitação de implante mal posicionado na região de maxila, com o objetivo de alcançar uma resolução estética satisfatória. Foi utilizado o sistema Zirkozahn® (Itália) estabilizada por ítrio. Foi confeccionada uma prova da infra-estrutura em resina Duralay para os ajustes e possíveis correções, após esta etapa o padrão foi levado à unidade fresadora Zirkozahn® onde se obtém uma réplica deste padrão em zircônia. Este padrão é provado em boca ajustado e posteriormente finalizado com aplicação cerâmica convencional. Conclui-se que a zircônia é um material que possui ótimas características tais como boa resistência (aproximadamente 120 Mpa), excelente estética e biocompatibilidade. Estudos *in vitro* indicam que a longevidade das próteses sobre zircônia assemelha-se às próteses de cerâmica convencionais, entretanto existe a necessidade de um maior tempo de acompanhamento e mais estudos para que a curva de aprendizado se estabeleça.

Faenza (2009) enfatizou que o posicionamento espacial dos implantes é fator fundamental e determinante para o sucesso estético; implantes com posicionamentos incorretos podem gerar grandes frustrações estéticas e, na clínica diária, situações adversas exigem do profissional um amplo conhecimento das alternativas possíveis para resolução dos casos complexos. O autor relatou caso clínico referindo insatisfação estética e funcional em relação a várias tentativas reabilitadoras realizadas sobre implantes previamente instalados. A paciente apresentava-se utilizando uma precária prótese removível superior reembasada com material resiliente; entretanto, relatava que até o presente momento esta seria a resolução mais satisfatória encontrada, já que todas as outras tentativas estiveram muito aquém de seus anseios. Reafirmou sua alta expectativa estética, além do desejo de ter uma prótese onde não existisse qualquer tipo de gengiva artificial ou caracterização de estética vermelha. Optou-se pela confecção de uma reabilitação suportada por uma infra-estrutura em zircônia parcialmente estabilizada por ítrio utilizando-se o sistema MAD-MAM que permite a realização de estruturas e infraestruturas em zircônia estabilizada por ítrio. Procedeu-se a prova da reabilitação em que finalmente pode-se verificar o perfil de emergência dos parafusos de fixação que comprometiam a estética e dificultavam a resolução clínica do caso. Nesta etapa realizaram-se os ajustes funcionais necessários e após o acabamento

procedeu-se sua instalação final, sendo que desta vez a reabilitação atingiu os objetivos funcionais e estéticos esperados pela paciente.

Passos (2009) afirma que as principais indicações são: correção de pequenas alterações no posicionamento do implante; áreas de gengiva muito delgada onde há risco de transparência do titânio; necessidade da junção pilar-coroa ser colocada subgengivalmente. Também é indicado quando o implante foi posicionado muito superficialmente em relação ao tecido mole; quando a margem pilar-coroa localiza-se ao nível do tecido mole; quando houver pouco tecido mole contornando a fixação ou quando o tecido mole é delgado, possibilitando visualizar uma área acinzentada de metal por transparência; e ainda quando a fixação apresentar uma angulação desfavorável, não muito acentuada (máximo de 30 graus). Os pilares de zircônia são contra-indicados para pacientes com hábitos parafuncionais; em região de molares; quando a inclinação axial for superior a 30 graus em relação ao longo eixo da fixação; ou quando outro intermediário satisfaz as exigências estéticas do caso. Quanto às vantagens pode-se citar a obtenção de estética para regiões em que os intermediários de titânio não correspondem às expectativas atuais. Durante o preparo, possibilita o contorno da área de papilas, diminuindo o sulco gengival nesta região quando comparados aos de titânio. Permitem um melhor perfil de emergência por ser mais largo na porção cervical. E como desvantagem estes pilares são entregues sem serem esterilizados, devendo-se fazê-lo em autoclave antes de sua utilização intra-oral. Apresentam maior risco de fratura em relação aos pilares em titânio, devendo ser manuseados com toda a precaução e custo elevado.

De acordo com Oliva *et al.* (2009) pilares metálicos têm sido amplamente utilizados em reabilitações implanto-suportadas ao longo dos anos. No entanto, estes componentes preenchem apenas parcialmente os requisitos estéticos e biológicos necessários para o sucesso das próteses sobre implantes. A utilização das cerâmicas odontológicas para pilares e coroas provê melhor translucidez e biocompatibilidade se comparada à combinação entre pilares metálicos e restaurações metalocerâmicas. Além disso, evitam o escurecimento geralmente associado com componentes metálicos, transmitidos através dos tecidos periimplantares. A introdução de pilares cerâmicos à base de alumina possibilitou a confecção de restaurações totalmente livres de metal, com propriedades ópticas semelhantes ao dente natural e maior lisura de superfície, diminuindo a agregação bacteriana. Apesar das vantagens, estes pilares apresentavam problemas como

radiolucidez em exames radiográficos, para análise da adaptação após assentamento e relativamente baixa resistência à fratura. Assim, hoje estão sendo introduzidos no mercado pilares com incorporação de óxido de zircônia, possibilitando a ampliação do uso de pilares estéticos pelo aumento da resistência à fratura a níveis comparados aos pilares metálicos.

Para Cruz *et al.* (2010) a desadaptação entre os pilares e a cabeça do implante possui influência biológica na resposta dos tecidos periimplantares e de parte do sucesso mecânico das reabilitações sobre implante. Um assentamento passivo e preciso dos diversos componentes sobre a cabeça dos implantes promoveria uma perfeita adaptação, resultando em momentos de força favoráveis durante o ciclo mastigatório pela transmissão de estresse no sentido do longo eixo do implante, prevenindo complicações mecânicas nas restaurações realizadas sobre implante. As complicações técnicas mais freqüentes em reabilitações sobre implante é o desrosqueamento do parafuso do pilar e a perda de retenção por falha de cimentação da coroa. Um fator que poderá influenciar no sucesso da estabilidade pilar/implante é o espaço formado entre os hexágonos do implante e do pilar. O grau de liberdade rotacional em até 5 graus no encaixe é favorável à manutenção da estabilidade do sistema. Valores acima podem prejudicar a manutenção do torque do parafuso. Estudos comprovaram não haver diferença estatisticamente significativa no grau de liberdade rotacional entre os pilares de titânio e zircônia, encontrando valores menores que 5 graus para ambos, mesmo após carregamento dinâmico. Outra similaridade encontrada entre os dois tipos de pilar é a radiopacidade, que permite um melhor controle clínico da adaptação marginal do pilar na cabeça do implante quando este se encontra subgingival. Esta é mais uma vantagem trazida pelos pilares de zircônia quando comparados aos pilares de alumina.

Para Queiroz *et al.* (2010) em meados dos anos 90, surge uma opção promissora dos pilares serem confeccionados em alumina/zircônia infiltrado por vidro e em zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP). Além de uma maior aplicabilidade clínica, a microestrutura em Y-TZP conferiu aos pilares cerâmicos uma excelente tenacidade à fratura pela característica intrínseca de sua microestrutura na transformação de sua fase tetragonal para a fase monoclinica mediante estresse, promovendo um aumento volumétrico de 4% do corpo cerâmico, gerando, então, forças compressivas na extremidade das microtrincas de forma a dificultar a sua propagação, postergando fraturas catastróficas. Diversos sistemas de

fabricação e obtenção de pilares estéticos passaram então a ser desenvolvidos (DSC system, DSC Dental AG; In-Ceran Zirconia abutment, Strauman; CeraBase, Friadent; Cercon Balance Post, Degussa Dental; ZiReal Post, Implant Innovations) utilizando estas cerâmicas de alta temperatura de sinterização e dividindo a classificação dos pilares quanto ao material base utilizado (alumina ou zircônia). Além desta divisão, os pilares estéticos também podem ser classificados quanto ao modo de fabricação (pré-fabricados e usinados). Nos sistemas pré-fabricados, eles são posicionados sobre o implante e individualizados através de desgastes realizados com a utilização de fresas. Para os profissionais que optarem por este tipo de pilar, a eficiência do preparo deverá ser maximizada, com brocas apropriadas para maior volume de desgaste seguidas do uso de brocas para um fino acabamento, onde o preparo em pilares de zircônia possui maiores dificuldades que nos antigos pilares de alumina. Os pilares usinados, personalizados pelo sistema CAD/CAM oferecem menor risco de danos à estrutura cerâmica pelo menor índice de ajuste pós-sinterização, além de serem mais precisos que os pilares metálicos utilizados pela tecnologia tradicional de fundição. A precisão conseguida com os pilares usinados aumenta a longevidade do implante, o sucesso reabilitador e facilita a confecção do trabalho protético, principalmente nos sistemas totalmente automatizados onde não existe risco da influência do resultado por um operador. Além disto, os pilares obtidos pelos sistemas CAD/CAM oferecem melhor homogeneidade do material, facilidade de confecção, melhores propriedades mecânicas e menor custo para sua obtenção.

Segundo Kubo *et al.* (2011) as coroas de zircônia oferecem biocompatibilidade, precisão e adequada resistência, permitindo indicação tanto para dentes anteriores quanto para posteriores. Contudo, devido a sua baixa translucidez, a zircônia necessita ser recoberta por uma porcelana feldspática com capacidade de mimetizar os dentes naturais. No entanto, a aplicação da porcelana de cobertura envolve uma série de etapas que podem gerar tensões residuais e desenvolvimento de trincas mediatas ou tardias. Além disso, por se tratar de um material novo no mercado odontológico e com diversas peculiaridades, dificuldades e erros técnicos, bem como escassez de instruções, podem levar a diversos tipos de falhas. Os autores relataram um caso clínico com seis coroas unitárias em zircônia que sofreu diversos tipos de fraturas, discutiram suas possíveis causas e descreveram os diferentes planos de tratamento para o reparo das restaurações comprometidas.

Neder (2011) ressaltou a importância do desenho de uma estrutura protética, que num computador seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem é designado comumente por CAD/CAM. Essa tecnologia tem trazido uma evolução muito grande na Odontologia nos últimos vinte anos com o objetivo principal de otimizar a produção de estruturas protéticas. A evolução dos sistemas CAD/CAM tem sido acompanhada também pela evolução dos materiais, sobretudo da zircônia, a cerâmica mais resistente disponível nessa área. Sistema que reúne as novas tendências do segmento para garantir precisão e qualidade na produção das inúmeras técnicas de próteses existentes, essa novidade abre horizontes, oferecendo excelência em estética de forma personalizada e planejamento com precisão digital. A estética e o custo-benefício são os pontos fortes desses sistemas. O sucesso dos Sistemas CAD/CAM deve-se a alta precisão, biocompatibilidade, versatilidade, emprego de diferentes materiais, consistência e previsibilidade. O sistema CAD/CAM tem trazido para a odontologia uma evolução muito grande, além de otimizar a produção de estruturas protéticas, com uma adaptação micrométrica, com uma tecnologia a laser conferindo precisão no escaneamento, além de permitir a escolha de diversos materiais como zircônia, cobalto cromo, titânio e acrílico. A utilização deste recurso torna-se cada vez mais importante para protéticos e odontólogos que buscam o máximo de perfeição nos trabalhos de reabilitação oral de seus pacientes. Esses sistemas permitem ainda boas indicações, científicas e clínicas, no sentido da zircônia poder substituir completamente o metal nas infraestruturas protéticas. Contudo, deve haver alguma prudência no caso de próteses posteriores, uma vez que, embora haja estudos favoráveis, estes são muito recentes e necessitam de mais acompanhamento.

Zamponi *et al.* (2011) relataram que os tecidos, estruturas protéticas e o meio bucal têm papel fundamental na obtenção e manutenção da osseointegração dos implantes dentais. O acúmulo de biofilme e uma das principais causas na perda de um implante através da periimplantite, onde são observadas quantidades significativas de bactérias anaeróbias e gram-negativas associadas. A composição do pilar sobre o implante influencia bastante na formação e aderência epitelial na região onde o pilar se conecta com o implante. A zircônia é um material propício para a fabricação de pilares para implantes com um baixo potencial de colonização bacteriana. O titânio comercialmente puro é biocompatível, porém, no momento, discute-se a importância da utilização de pilares que possam minimizar os processos

inflamatórios e favorecerem a aderência epitelial. Em análise, a zircônia mostrou resultados promissores, não apresentando citotoxicidade, com isso, afirmou-se que a zircônia não causa morte ou prejuízo a população celular, podendo ser caracterizado como material não citotóxico.

Cavalli (2012) relatou, em seu estudo, que os pilares de zircônia tem se mostrado confiáveis em estudos *in vitro* e *in vivo*. Porém as zircônias são sensíveis à força de tração, podendo ocasionar propagação de fraturas ao longo dos pilares. A autora ainda relatou estudo *in vitro* onde foi avaliada a resistência à fratura de pilares de zircônia (estabilizados por ítrio) e os de alta pureza de Alumina. Ambos os pilares excederam os valores para força incisal máxima relatada na literatura (90N a 370N), sendo de 280N para o pilar de Alumina e 737,6N para o pilar de zircônio. Os pilares cerâmicos sobre implantes permitem uma melhor estética intra sulcular além de possuir estabilidade, resistência química e à flexão. Estes pilares de zircônia em regiões de dentes anteriores e únicos oferecem estabilidade e resistência. Infelizmente, estudos para determinar o tempo de vida clínica dos pilares cerâmicos são limitados com relação ao tempo de acompanhamento e indicam que pilares de alumina apresentam maior índice de falhas. A falha mais comum é a fratura. Foi sugerido que a razão para as falhas seja a propagação de trincas criadas durante a preparação do pilar.

Cavalli (2012) ainda relatou caso clínico onde o paciente já se encontrava com os implantes instalados, porém, apresentavam uma posição inapropriada para utilização de próteses parafusadas e estavam à nível gengival, por isso foi escolhido confeccionar a prótese cimentada sobre munhões em zircônia (Figura 1). A escolha da zircônia também ocorreu pelo fato de os implantes estarem quase expostos e desta forma a opacidade e cor da zircônia camuflaram ao máximo o tom acinzentado próximo à margem gengival, já que a prótese envolvia até a região de incisivo lateral. Os munhões foram instalados na mesma posição em que foram preparados no modelo de gesso. Após todos os procedimentos de moldagens e provas, a prótese foi cimentada e os elementos anteriores também foram restaurados para melhor estética final do caso (Figura 2). Pôde-se concluir que a utilização da zircônia é uma realidade nas reabilitações atuais. Este material oferece condições favoráveis e seguras para regiões em que a estética é primordial. Após 1 ano de acompanhamento clínico do caso relatado, os munhões de zircônia apresentavam se estáveis e bem adaptados, mostrando que durante este período o

comportamento do material está de acordo com o esperado. No entanto mais estudos, principalmente de acompanhamentos clínicos a longo prazo, devem ser realizados buscando uma maior segurança na indicação da zircônia em diferentes regiões intra-orais.



Figura 1 – Vista oclusal inicial dos implantes e prova dos munhões em boca. Fonte: Cavalli (2012).



Figura 2 – Aspecto final do caso. Fonte: Cavalli (2012).

Para Brandão *et al.* (2013) estes pilares devem satisfazer os requisitos biológicos, funcionais e estéticos. O material deve ser biocompatível, não promover a fixação de biofilme bacteriano e possuir propriedades mecânicas adequadas para

resistir e transmitir as forças mastigatórias ao implante. Esteticamente, deve possuir contornos anatômicos adequados, inclinação ideal para bom posicionamento do dente a ser substituído, cor e propriedades ópticas semelhantes às do dente natural. Os pilares cerâmicos estão indicados principalmente nos casos em que a estética é primordial, como nos casos de implantes dentários na região anterior da maxila, principalmente quando essa região apresenta um fenótipo gengival muito delgado, deixando assim transparecer a cor escura do pilar de titânio. Com um pilar cerâmico, a translucidez da mucosa não irá interferir no resultado estético, devido ao fato da cor do material ser próxima à cor de um dente natural.

Ainda Brandão *et al.* (2013) relataram dois casos clínicos com uso de pilares de zircônia. Nos dois casos o pilar de zircônia, previamente preparado, foi instalado, e sobre ele foi cimentada a coroa provisória (Figuras 3 e 4). O resultado final se mostrou satisfatório, clínica e radiograficamente (Figuras 5 e 6). Os autores alertaram para o preparo dos pilares cerâmicos com brocas e turbinas de alta rotação que pode alterar as propriedades microestruturais dos pilares de alumina e zircônia, e conseqüentemente comprometer suas propriedades de resistência mecânica. Este desgaste, além de aumentar a rugosidade de superfície do material, diminui sua resistência flexural. Portanto, o desgaste durante o preparo não pode ser excessivo, pois alterará as propriedades físicas do material.



Figura 3 – Pilar de zircônia pré-fabricado, selecionado para o tratamento. Fonte: Brandão *et al.* (2015)



Figura 4 – Pilar de zircônia instalado. Fonte: Brandão *et al.* (2013).



Figura 5 – Aspecto radiográfico ao final da cirurgia. Fonte: Brandão *et al.* (2013)



Figura 6 – Resultado final após a cimentação da coroa protética. Fonte: Brandão *et al.* (2013).

De acordo com Carvalho (2013) uma deficiência da cerâmica é seu comportamento mecânico. Apesar dos avanços tecnológicos e aumento da resistência intrínseca, continuam sendo frágeis (alta dureza e pouca deformação plástica) e, portanto, menos resistentes às forças de tração e cisalhamento. Defeitos

micro-estruturais internos ao material, combinados às tensões podem gerar trincas e falhas, que estão mais propensas a acontecer frente à interface do pilar com o parafuso de fixação e com a plataforma do implante, devido a diferenças do módulo de elasticidade, dentre outras propriedades do material. O autor considera o tipo de conexão com o implante outro parâmetro do comportamento biomecânico de um pilar. Conexões externas são amplamente utilizadas na implantodontia, mas com o surgimento das conexões internas, algumas condições mecânicas, biológicas e estéticas foram melhoradas: dissipação das tensões periimplantares, selamento bacteriano na interface implante/pilar e maiores volumes de tecido periimplantar com o uso do conceito de plataforma estendida. Atualmente, a maior indicação do uso de conexões internas está na reabilitação de perdas unitárias anteriores. Não é incomum, portanto, o uso de pilares cerâmicos com conexão interna nessas condições, mas pouco se sabe do seu comportamento em longo prazo devido ao limitado número de estudos clínicos. Parece existir uma correlação entre os valores de cargas de fratura em pilares cerâmicos e tipo de conexão. Nos pilares de conexão interna, a quantidade de material na extensão de interface com o implante é reduzida, o que implica em paredes mais delgadas e portanto mais susceptíveis à falha. No caso de material frágil como as cerâmicas, em comparação a um material mais tenaz como uma liga metálica, essa condição é ainda mais acentuada. Apesar da alta resistência à fratura, a zircônia apresenta um alto módulo de elasticidade e pouca tenacidade, o que leva à altas tensões nas áreas de contato com o parafuso de fixação e a plataforma do implante.

Rocha (2014) relatou estudo comparando a resistência à fratura entre pilares cerâmicos (zircônia e alumina) e titânio. Foram utilizados 48 implantes HE com diâmetro regular. Sendo estes divididos em três grupos A, B e C contendo em cada grupo 16 implantes. No grupo A utilizaram pilares de zircônia, no B de alumina e no C de titânio. Em todos os grupos, esses pilares foram fixados com parafusos em liga de ouro com torque de 32 N/cm. Todas as amostras foram expostas a 1,2 milhões de ciclos mastigatórios em um simulador. Estas receberiam carga até que um de seus dispositivos fraturasse. Através dos resultados obtidos, os autores concluíram que os pilares de zircônia fixados aos implantes possuem resistências semelhantes aos de titânio e podem ser recomendados, então, como alternativa estética e funcional para restaurações de implantes unitários na região anterior, quando comparados aos de alumina.

Pesqueira *et al.* (2014) relataram caso clínico onde ocorreu uma fratura na prótese sobre implante. Devido à necessidade estética na região a paciente optou por uma coroa pura em cerâmica. A coroa fraturada foi removida e deu-se início ao procedimento de moldagem de transferência. Realizou-se a radiografia periapical do conjunto transferente de posição/plataforma do implante para verificar uma possível desadaptação e, em seguida, a moldagem definitiva foi realizada com silicone de adição. O modelo obtido foi encaminhado para o laboratório de prótese onde realizou-se o escaneamento do mesmo para a confecção do abutment de zircônia personalizado por meio da técnica de CAD/CAM. Para a cerâmica de cobertura, optou-se pelo sistema IPS E.max Ceram. Finalizada as etapas laboratoriais, a coroa foi parafusa com o torque estipulado de acordo com as recomendações do fabricante da zircônia utilizada para a fabricação do abutment. Uma radiografia periapical final foi realizada para verificar alguma possível desadaptação. Após, 7 dias realizou-se outro torque nas mesma condições, posicionou-se uma pequena esfera de isopor e vedou-se o orifício da coroa com resina composta. Dessa forma, levando-se em consideração as limitações de um relato de caso, pôde-se concluir que o uso de abutments de zircônia na região anterior é viável, pois confere excelentes resultados estéticos e integração com os tecidos moles periimplantares. Além disso, características tais como: o tipo de pilar protético, a sua adaptação e padrão de higiene devem ser observados para manter a estabilidade dos tecidos periimplantares e a função do implante e peça protética.

De acordo com Moris (2015) pilares pré-fabricados de zircônia vêm sendo cada vez mais utilizados durante a reabilitação oral por promoverem estética satisfatória e biocompatibilidade. Porém, estes componentes nem sempre fornecem um perfil de emergência (contorno morfológico) satisfatório. Ou necessitam de preparos para obtenção de espaço suficiente para o material restaurador, o que torna necessária a sua modificação seja por subtração ou adição de material. Sendo assim, a personalização por desgaste ou outros tratamentos mecânicos de superfície podem afetar a estrutura da zircônia, introduzindo estresses residuais que podem influenciar as propriedades mecânicas destes pilares. Alguns fabricantes de componentes protéticos oferecem a opção de pilares anatômicos em zircônia na tentativa de melhorar este perfil de emergência e, conseqüentemente, favorecer a estética. A autora avaliou pilares estéticos de zircônia personalizados e não personalizados quanto à resistência à fratura dos pilares de zircônia; o efeito da

ciclagem termomecânica sobre pilares estéticos cone morse sobre: adaptação coroa/pilar; e perda de torque dos pilares protéticos; e ainda a resistência à remoção por tração de coroas cimentadas. Pôde-se concluir que os pilares de zircônia apresentaram fratura enquanto os pilares de titânio apresentaram deformação. Os pilares de zircônia personalizados apresentaram maior resistência à fratura quando comparados aos pilares de zircônia sem desgaste, sendo que o comportamento da fratura durante análise fractográfica também diferiu. A ciclagem termomecânica não influenciou na adaptação marginal das coroas. Já quando comparados os grupos, as coroas do grupo de titânio apresentaram maiores valores de desadaptação marginal quando comparadas com as coroas do grupo de zircônia personalizado após a ciclagem termomecânica havendo diferenças estatísticas entre eles. A ciclagem termomecânica não influenciou na perda de torque do parafuso do pilar em nenhum dos grupos estudados, porém antes da ciclagem houve diferenças estatísticas nos valores de perda de torque entre os pilares de titânio e os pilares de zircônia personalizados. O tipo do pilar testado não influenciou na resistência à remoção por tração de coroas cimentadas.

Andriuolo *et al.* (2016) relataram caso clínico onde foi feita a instalação imediata do implante pós-exodontia, e foi realizada a cirurgia no modelo de gesso. Este procedimento visou fabricar o pilar protético de zircônia e a restauração provisória previamente à cirurgia, e se adequou ao princípio de planejamento reverso preconizado atualmente. A instalação do implante foi então realizada com auxílio da guia cirúrgica. O posicionamento do implante respeitou os princípios de posicionamento tridimensional ideal. O espaço existente entre o implante instalado e a tábua óssea vestibular foi preenchido por meio de um enxerto alógeno. A concavidade da porção subgingival do pilar protético de zircônia foi acentuada por meio de brocas diamantadas sob refrigeração com a finalidade de promover uma maior espessura de tecido periimplantar, responsável pela estabilidade em longo prazo do posicionamento da margem gengival. Uma vez dado o torque de 20N/cm² do pilar protético e fechado o orifício de acesso ao parafuso, a restauração provisória pode então ser cimentada. Portanto o sucesso no tratamento com implantes na região estética depende de diversos fatores, sendo dependente do diagnóstico e planejamento. Estas etapas diminuem o número de intervenções, reduzindo o risco de sequelas aos tecidos moles e duros.

Segundo Barros (2016) pilares metálicos são os mais utilizados em reabilitações implanto-suportadas. Tais peças, entretanto, não atendem completamente as exigências estéticas e biológicas necessárias para o êxito de próteses sobre implantes. Com o aumento significativo de exigência estética por parte de pacientes, os pilares cerâmicos vêm cada vez ganhando mais espaço, pois conferem melhor translucidez e biocompatibilidade, quando comparados aos pilares metálicos. Além disso, os pilares de cerâmica conseguem impedir o escurecimento gengival que, em alguns casos, pode ser observado quando um pilar metálico é instalado sob gengiva de pouca espessura, esta, incapaz de bloquear a reflexão de luz proveniente do metal. Outra importante característica dos pilares cerâmicos é sua lisura de superfície, que torna altamente desfavorável o acúmulo de biofilme à peça. O autor relatou acompanhamento por três anos de reabilitações unitárias implanto-suportadas. Puderam-se observar semelhanças entre as taxas de sobrevivência e os resultados técnicos e biológicos, quando utilizados pilares cerâmicos de zircônia ou pilares de titânio. Os pilares de zircônia também apresentam maior controle na adaptação marginal.

Segundo Jesus *et al.* (2016) as indicações dos pilares protéticos (coroas individuais e próteses parciais fixas em regiões anteriores e pré-molares) foram documentadas, incentivadas por resultados em estudos clínicos prospectivos. A alumina, bem como o dióxido de zircônia, é caracterizada pela boa compatibilidade com o tecido, baixo potencial de corrosão, baixa condutividade térmica e propriedades mecânicas superiores em comparação com as cerâmicas convencionais. Porém, a zircônia tem uma resistência à flexão, 900 a 1,200 MPa, e tenacidade quase duas vezes maior que a alumina. Possui, ainda, o dobro da resistência flexural das cerâmicas de alumina (Al_2O_3). É importante que os estudos que avaliam os resultados dos pilares protéticos definam a região dentária pesquisada, como as suas complicações, pois os resultados de permanência podem ser significativamente diferentes. A região de pré-molares e molares atua com forças oclusais quase duas e três vezes maiores, respectivamente, quando comparada com a região de anteriores. Portanto, os resultados clínicos entre os pilares anteriores e posteriores podem ser significativamente diferentes. Além disso, os parâmetros estéticos que regem a seleção de um pilar anterior podem não se aplicar necessariamente a regiões posteriores. Os autores mostraram dados relevantes segundo os quais a zircônia exibe melhores vantagens mecânicas em comparação à

alumina. Quando os pilares de cerâmica são comparados aos pilares de titânio, são poucos os indícios de maiores fraturas, podendo ambos os materiais ser indicados em áreas anteriores e posteriores. Assim, também, são melhores os níveis estéticos, principalmente em reabilitações implanto-suportadas em regiões anteriores, onde o paciente pode apresentar biótipo gengival fino ou linha do sorriso alta. Em relação ao comportamento biológico há pouca diferença entre pilares de zircônia e titânio, porém, os pilares cerâmicos parecem demonstrar melhor adaptabilidade aos tecidos periimplantares.

De acordo com Sallenave *et al.* (2016) os pilares cerâmicos podem proporcionar estética semelhante ao dente natural. Isso porque apresenta boas características ópticas e é possível personalizá-los para obter um adequado perfil de emergência. Entre suas principais indicações estão a correção de pequenas alterações no posicionamento do implante, áreas muito delgadas de gengiva onde há risco de transparência do titânio, substituição unitária em regiões estéticas, podendo ainda ser considerado uma alternativa nas demais situações clínicas, como em casos de dentes posteriores ou próteses parciais fixas (PPFs). Os pilares cerâmicos de alumina policristalina apresentam resultados estéticos e funcionais adequados no suporte de próteses tanto unitárias quanto parciais fixas com pequena distância entre os pilares. Para coroas unitárias suportadas por pilares de alumina, foi relatada uma taxa de sobrevivência que variou de 93% após 1 ano, e 100% após 7 anos em outro estudo. Quando PPFs foram avaliadas, encontrou-se uma taxa de sobrevivência de 94,7% para os pilares de alumina. Essa taxa não se alterou até os cinco anos de acompanhamento clínico. O modo de falha se deu através de fratura do pilar, a qual pode estar relacionada ao desgaste realizado durante o preparo. Apesar dos bons índices de sucesso dos pilares de alumina, em todos os estudos citados, os pilares de titânio utilizados como grupo controle apresentaram 100% de taxa de sobrevivência. Ainda com relação ao índice de sucesso biológico (saúde gengival), não foi constatada diferença entre os pilares de cerâmica e de titânio. Porém, foi relatada maior perda óssea marginal ao redor dos pilares de titânio, bem como maior recessão gengival. A satisfação dos pacientes com relação à estética também foi semelhante para os dois tipos de pilar.

Spazzin *et al.* (2016) relataram que durante muitos anos pilares metálicos pré-fabricados têm sido utilizados em reabilitações implantossuportadas. Porém, eles não correspondem à necessidade ideal em algumas situações clínicas, mesmo

apresentando diversas dimensões. Com o avanço dos materiais e das técnicas de fabricação, a utilização de cerâmicas odontológicas para pilares tem ganhando notoriedade. Desse modo, a utilização de pilares de zircônia, produzidos em CAD-CAM, tem possibilitado um melhor manejo de casos específicos, onde a personalização destes pilares resulta em um suporte mais favorável do tecido gengival periimplantar e proporciona uma linha de cimentação mais próxima da margem gengival, aumentando previsibilidade do resultado final. Os autores relataram caso clínico de sucesso em reabilitação do primeiro molar inferior esquerdo (36) com implante, onde foi utilizado um pilar de zircônia personalizado com base metálica e coroa de dissilicato de lítio.

3.3 PILARES COM CINTA METÁLICA

Segundo Carvalho (2013) frente às fraturas em conexões internas, o uso de pilares híbridos (Figura 7) tem sido associado a melhores comportamentos mecânicos. Isso se dá pela associação das melhores propriedades mecânicas na interface parafuso/pilar/implante, que estão presentes no conector de titânio, com as características estéticas presentes no corpo do pilar em cerâmica. O pilar híbrido se constitui de uma base metálica em titânio parafusada no implante e um corpo em zircônia cimentada sobre esta. Essa montagem possibilita: o melhor comportamento mecânico observado no metal que compõe a interface pilar/implante, devido à sua capacidade de deformações elástica e plástica frente à fadiga; melhor biocompatibilidade e comportamento óptico da zircônia, que compõe todo o corpo do pilar acima da plataforma do implante. Há poucos estudos laboratoriais que comparam a resistência à fratura entre as diferentes conexões em pilares totalmente cerâmicos e híbridos, e nenhum estudo que avalia a distribuição das tensões no sistema. O uso de análises biomecânicas virtuais, tal como o método dos elementos finitos, tem sido usado para melhor entender o comportamento das tensões nas estruturas, o qual não pode ser obtido em testes mecânicos. Pouco se entende do comportamento das tensões envolvidas nas diferentes combinações de material do pilar e tipo de conexão protética. A elucidação da distribuição de tensão nesses sistemas pode nortear o melhor aproveitamento dos materiais e desenhos de conexão na busca de assegurar uma melhor performance mecânica dos pilares unitários cerâmicos em longo prazo. O autor analisou, através do Método dos

Elementos Finitos Tridimensional, o comportamento biomecânico de pilares e implantes de uma prótese implantossuportada de incisivo central superior utilizando pilares em titânio, em zircônia e híbrido sob condição de conexão hexagonal externa, interna e cone-morse. E concluiu que o tipo de conexão teve maior influência que o material constituinte nas tensões acumuladas nos pilares, sendo que os pilares híbridos tiveram comportamento mecânico semelhante aos de titânio, que por sua vez foi melhor que os pilares em zircônia. A distribuição da tensão nos implantes foi similar, sendo as mesmas maiores nos implantes de conexão interna.



Figura 7 – Exemplos de pilares híbridos. Fonte: www.alpha-bio.net/es

Alves *et al.* (2015) avaliaram por meio da microscopia eletrônica de varredura, a desadaptação vertical entre análogos de implantes HE (hexágono externo) e quatro tipos de pilares protéticos: pilares pré-usinados de titânio; pilares personalizados de zircônia usinados pelo sistema CAD/CAM; pilares calcináveis com cinta metálica; e pilares calcináveis sem cinta metálica. Sete modelos de estudo foram confeccionados, cada um com quatro análogos, conectados a um dos tipos de pilar mencionados anteriormente (28 corpos-de-prova). Os pilares de zircônia foram instalados com torque de 20 Ncm, e os metálicos com torque de 30 Ncm, conforme recomendação do fabricante. As imagens das interfaces análogos/pilares foram obtidas em MEV para geração de 144 medições das desadaptações mais 100 fotomicrografias dos corpos-de-prova. O teste Kruskal-Wallis mostrou diferença significativa entre os grupos analisados ($p=0,005$). O teste Student Newman-Keuls mostrou que pilares zircônia CAD/CAM apresentaram adaptação significativamente superior em relação aos demais tipos de pilares. Não houve diferença significativa quando foram utilizados os pilares calcináveis (com ou sem cinta metálica) ou os

pilares pré-usinados em titânio. Pôde-se concluir que as imagens mostraram que existem diferenças significativas entre os pilares analisados. Apesar dos pilares zircônia CAD/CAM mostrarem os melhores resultados, excessos horizontais na base destes pilares foram detectados em relação à plataforma do análogo.

4 DISCUSSÃO

A zircônia (ZrO_2) não ocorre na natureza como óxido puro e é encontrado na badeleíta e na zirconita. A zirconita é a forma mais abundante, porém menos pura e necessita de mais processos para obtenção de zircônia (Antunes, 2009; Nicolodi, 2005). A zircônia é uma cerâmica polimórfica que apresenta três estruturas cristalinas: monoclinica, cúbica e tetragonal. A zircônia pura apresenta uma estrutura monocíclica, sendo estável em temperaturas até $1170^\circ C$. Entre esta temperatura e $2370^\circ C$ se transforma em zircônia tetragonal e, então em zircônia cúbica em temperatura acima de $2370^\circ C$. Durante o resfriamento após o processamento, ocorre a transformação da fase tetragonal em monoclinica a uma temperatura em torno de $970^\circ C$. Essa transformação está associada a 3 a 4% de expansão volumétrica (Antunes, 2009; Nicolodi, 2005; Cruz *et al.* 2010; Queiroz *et al.*, 2010; Moris, 2015; Sallenave *et al.*, 2016).

A *Ytria* é adicionada a zircônia para estabilização, e a forma tetragonal passa a existir em temperatura ambiente após a sinterização. A preparação do Y-TZP promove uma transformação superficial da fase tetragonal para fase monoclinica. A expansão volumétrica resultante dessa transformação causa um selamento através de compressão das fissuras, por isso o Y-TZP apresenta maior resistência a fratura quando comparado com cerâmicas convencionais. O preparo severo, por outro lado, pode introduzir fendas profundas que agem como concentradores de *stress* e podem reduzir a resistência (Antunes, 2009; Nicolodi, 2005; Brandão *et al.*, 2013; Monteiro, 2014; Ramos, 2014; Queiroz *et al.*, 2010; Azevedo *et al.*, 2007 Sallenave *et al.*, 2016). Concordando Elias e Santos (2010); Pereira (2013) afirmaram que a adição de ítria na zircônia pura altera o mecanismo de fratura da zircônia, aumenta a tenacidade, controla a tensão induzida pela transformação de fase, dificulta a propagação de trincas e aumenta a rigidez. Para Pereira (2013) existe relação direta da sua dureza com as acomodações da microestrutura que são estáveis devido à força de suas ligações, que são em sua maioria iônicas. A resistência à abrasão, à oxidação e a dureza elevada estão relacionadas às forças de ligações químicas iônicas presentes. Rossetti (2017) ressalta que a zircônia poderia ser um substituto do titânio pelas características comparáveis ao titânio e biocompatibilidade.

As cerâmicas odontológicas apresentam características bastante satisfatórias para um material restaurador indireto: propriedades ópticas, próximas à estrutura dental, favorecendo a estética, lisura de superfície contribuindo para a saúde periodontal; baixa condutibilidade térmica e elétrica e biocompatibilidade (Carvalheira *et al.*, 2010; Ramos, 2014; Pesqueira *et al.*, 2014; Barros, 2016; Jesus *et al.*, 2016; Spazzin *et al.*, 2016). Corroborando com esses achados, Elias e Santos (2010); Brandão *et al.* (2013) afirmaram que o melhor desempenho dos cerâmicos depende diretamente das melhorias das condições de processamento e seleção da matéria-prima. Por isso Silva (2009) analisou os valores da porosidade, dureza, resistência a flexão entre amostras confeccionadas em laboratório e as amostras de marcas comerciais. Foram analisadas estruturas, de zircônia (33%) + alumina (67%); zircônia (50%) + alumina (50%); e zircônia (25%) + alumina (75%), confeccionadas em laboratório, e os valores de porosidade não diferiram entre si. Já as amostras de cerâmica comercial não apresentaram nenhuma porosidade aparente. Nos ensaios de dureza as amostras dos laboratórios apresentaram valores maiores quanto maiores fossem as temperaturas. E as amostras comerciais apresentaram valores similares às amostras do laboratório sinterizadas à 1400°C. Não houve diferença significativa entre os valores de densidade aparente nas amostras do laboratório e as comerciais. Concordando, Galiza (2014) avaliou *in vitro* a resistência à falha, e as tensões calculadas ficaram abaixo dos limites de resistência mecânica da zircônia e das ligas de titânio. No cálculo da vida em fadiga da prótese de zircônia, um modelo analítico foi adotado prevendo uma vida infinita para o componente. Moris (2015) complementou que a personalização por desgaste ou outros tratamentos mecânicos de superfície podem afetar a estrutura da zircônia, introduzindo estresses residuais que podem influenciar as propriedades mecânicas destes pilares. E Bispo (2015) ainda afirmou que coadjuvar os dois tipos de cerâmica (fase cristalina e policristalina) é a chave para o sucesso estético e mecânico.

Todos os autores concordam que trabalhos implanto-suportados em áreas estéticas anteriores se apresentam como grandes desafios tanto na fase cirúrgica como na fase protética. Uma harmoniosa transição entre a restauração e o tecido periimplantar é extremamente importante. A aparência de saúde gengival consiste numa coloração natural e apropriado contorno gengival. À medida que a gengiva inserida se torna mais delgada, os resultados estéticos utilizando os pilares metálicos ficam mais distantes. Por isso o pilar de zircônia vem sendo utilizado, pois

une resistência e estética, além de biocompatibilidade com os tecidos periimplantares (Amaral *et al.*, 2005; Nicolodi, 2005; Antunes 2009; Passos, 2009; Oliva *et al.*, 2009; Kubo *et al.*, 2011; Brandão *et al.*, 2013; Rocha, 2014; Andreiuolo *et al.*, 2016).

A introdução de pilares em cerâmica pura tem resultado em muitos avanços tais como aumento da dureza superficial, cor semelhante ao dente, e perfil de emergência individualizado. Além das suas características ópticas favoráveis e as oportunidades que oferecem quanto a personalização, esses pilares são diferenciados devido à alta resistência flexural, alta biocompatibilidade, baixo potencial de corrosão e baixa condutividade térmica (Amaral *et al.*, 2005; Nicolodi, 2005; Antunes, 2009; Oliva *et al.*, 2009; Passos, 2009; Brandão *et al.*, 2013; Jesus *et al.*, 2016). Zamponi *et al.* (2011) ainda citaram o baixo potencial de colonização bacteriana. Mesquita *et al.* (2006); concordaram relatando caso clínico de sucesso na utilização de pilares de zircônia. Assim como Mallmann *et al.* (2009); Faenza (2009); Cavalli (2012) que utilizaram este pilar em casos de implantes já instalados e mal posicionados. Enfatizaram que o posicionamento espacial dos implantes é fator fundamental e determinante para o sucesso estético; implantes com posicionamentos incorretos podem gerar grandes frustrações estéticas.

Portanto as indicações clássicas dos pilares de zircônia são: correção de pequenas alterações no posicionamento do implante; áreas de gengiva muito delgada; necessidade da junção pilar-coroa subgengival, implantes posicionados superficialmente em relação ao tecido mole; margem pilar-coroa localizada ao nível do tecido mole; e ainda quando a fixação apresentar uma angulação desfavorável, não muito acentuada (máximo de 30 graus). Estão contra-indicados para pacientes com hábitos parafuncionais; em região de molares; quando a inclinação axial for superior a 30 graus em relação ao longo eixo da fixação; ou quando outro intermediário satisfaz as exigências estéticas do caso (Faenza, 2009; Passos, 2009).

Os pilares estéticos podem ser classificados quanto ao modo de fabricação: pré-fabricados ou usinados, (Queiroz *et al.*, 2010). Neder (2011) ressaltou a importância do desenho de uma estrutura protética, que num computador seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem é designado comumente por CAD/CAM. A estética e o custo-benefício são os pontos fortes desses sistemas. O sucesso dos Sistemas CAD/CAM deve-se a alta precisão, biocompatibilidade, versatilidade, emprego de diferentes materiais, consistência e previsibilidade.

Alves *et al.* (2015) analisaram o desajuste cervical vertical entre pilar/implante e a desadaptação vertical entre análogos de implantes HE (hexágono externo) e quatro tipos de pilares: pilares pré-usinados de titânio; pilares personalizados de zircônia usinados pelo sistema CAD/CAM; pilares calcináveis com cinta metálica; e pilares calcináveis sem cinta metálica. Não foram observadas diferenças significativas nos estudos realizados. Porém Carvalho (2013) afirmou que a zircônia apresenta um alto módulo de elasticidade e pouca tenacidade, apesar da alta resistência à fratura, o que leva à altas tensões nas áreas de contato com o parafuso de fixação e a plataforma do implante. E ainda afirmou que frente às fraturas em conexões internas, o uso de pilares híbridos tem sido associado a melhores comportamentos mecânicos. Isso se dá pela associação das melhores propriedades mecânicas na interface parafuso/pilar/implante, que estão presentes no conector de titânio, com as características estéticas presentes no corpo do pilar em cerâmica.

Cavalli (2012) relatou que as zircônias são sensíveis à força de tração, podendo ocasionar propagação de fraturas ao longo dos pilares. Estes pilares de zircônia em regiões de dentes anteriores e únicos oferecem estabilidade e resistência. Infelizmente, estudos para determinar o tempo de vida clínica dos pilares cerâmicos são limitados com relação ao tempo de acompanhamento e indicam que pilares de alumina apresentam maior índice de falhas. Foi sugerido que a razão para as fraturas seja a propagação de trincas criadas durante a preparação do pilar.

Alves *et al.* (2015) observaram a desadaptação vertical entre análogos de implantes, onde os pilares de zircônia CAD/CAM obtiveram os melhores resultados, excessos horizontais na base destes pilares foram detectados em relação à plataforma do análogo. Concordando Cruz *et al.* (2010) afirmaram que a desadaptação entre os pilares e a cabeça do implante possui influência biológica na resposta dos tecidos periimplantares e de parte do sucesso mecânico das reabilitações sobre implante, por isso um assentamento passivo seria primordial.

Quanto às vantagens pode-se citar a obtenção de estética gengival, possibilidade de contorno da área de papilas, melhor perfil de emergência por ser mais largo na porção cervical (Andreiuolo *et al.*, 2016). E como desvantagem estes pilares são entregues sem serem esterilizados, apresentam maior risco de fratura em relação aos pilares em titânio e custo elevado (Passos, 2009).

Ainda é necessário relatar que a instalação de implantes em posição tridimensional adequada, em biótipo favorável, respeitando os princípios

regenerativos, e com correta manipulação periimplantar assegura sucesso no tratamento tanto com a utilização de pilares metálicos quanto de zircônia. Com uma espessura adequada de tecido ósseo e gengival, instalação correta, respeitando o espaço biológico, não há o que temer com relação à exposição do pilar protético. A maioria dos artigos citou a utilização de pilares de zircônia para personalização em casos de deficiência tecidual, sendo assim, ocorreram erros no manejo da tríade que engloba posição 3D, biótipo gengival e manejo protético.

5 CONCLUSÃO

Diante do exposto pôde-se concluir que os pilares cerâmicos surgiram como opção estética de tratamento, principalmente em casos de gengiva muito delgada onde o titânio revelaria sua coloração acinzentada.

Este tipo de material apresenta baixa condutibilidade térmica, alta resistência à corrosão, biocompatibilidade, estabilidade de cor, boas propriedades ópticas e baixo acúmulo de placa. Contudo deixa a desejar em comportamento mecânico, devido ao maior risco de fratura na interface do pilar com a plataforma do implante.

O pilar híbrido é bastante promissor, porém ainda são necessários mais estudos para confirmar sua eficácia.

Porém a maioria dos artigos citou a utilização dos pilares de zircônia, para personalização, quando há deficiência tecidual. Neste contexto, pode-se afirmar que ocorreram erros no manejo da tríade.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES, M. A. L.; ELIAS, C. N.; MACHADO, A. N.; WASSALL, T. Desadaptação entre implantes e pilares protéticos de zircônia, titânio e níquel-crômio: estudo por microscopia eletrônica de varredura. **ImplantNewsPerio**. v. 12, n. 5, p. 611-7. 2015.

AMARAL, J. M. B. L. do; ANDRÉ, L. F. M. Reabilitação estética com pilar de zircônia. **Rev. Bras. Implant**. v. 11, n. 3, p. 15-17, jul./set. 2005.

ANDREIUOLO, R.; VASCONCELLOS, F. ; ANDRADE, A.; GROISMAN, M.; VIDIGAL JÚNIOR, G. M. Implante imediato na região anterior: aspectos cirúrgicos e protéticos. **Rev. bras. odontol**, v. 73, n. 1, p. 84-8, Jan./Mar. 2016.

ANTUNES, L. C. **A utilização de pilares de zircônia em implantodontia: uma revisão de literatura** [Monografia]. Feira de Santana: Programa de Especialização em Implantodontia do ICS – FUNORTE/SOEBRAS. 2009.

AZEVEDO, V. V. C.; CHAVES, S. A.; D. C. BEZERRA, D. C.; COSTA, A. C. F. M. Materiais cerâmicos utilizados para implantes. **Revista Eletrônica de Materiais e Processos**, v. 2, n. 3, p. 35-42. 2007.

BARROS, S. H. M. de. **O uso da zircônia na prática odontológica reabilitadora**. [Monografia] Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2016.

BISPO, L. B. Cerâmicas odontológicas: vantagens e limitações da zircônia. **Rev. Bras. Odontol**. v. 72, n. 1/2, p. 24-9, jan./jun. 2015.

BOTTINO, M. A.; FARIA, R.; BUSO, L.; SILGTZ, F. Implantodontia estética – O desenvolvimento de um novo pilar cerâmico. **ImplantNews**, v. 2, n. 6, p. 592-600, 2005.

BRANDÃO, M. L. de; GROISMAN, M.; VIDIGAL JR, G. M. Pilares de zircônia na Implantodontia: biologia e técnicas. **ImplantNews**, v. 10, n. 6, p. 787-793. 2013.

CARVALHEIRA, T. B.; GOYATÁ, F. dos R.; RODRIGUES, C. R. T.; SOUZA, M. C. A. Resolução estética em dentes anteriores com coroas totais livres de metal - relato de caso clínico. **IJD, Int. j. dent**. v. 9, n. 2, Abr./Jun. 2010.

CARVALHO, M. A. de. **A influência do material e conexão de pilares na distribuição de tensões em coroas anteriores sobre implantes: Um estudo pelo método dos elementos finitos**. [Dissertação]. Universidade Estadual de Campinas. Piracicaba, 2013.

CAVALLI, C. P. **Munhões de zircônia utilizados na resolução de um caso clínico com implantes mal posicionados.** [Monografia]. Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico. Curitiba, 2012.

CRUZ, F. L. G.; REIS, J. R. G.; TEIXEIRA, V. C. F.; VIEIRA, I. D.; RIBEIRO, C. G.; ASSIS, N. M. S. P. Implantodontia estética na região anterior da maxila – pilar metálico ou cerâmico? Uma revisão da literatura. **Rev. Bras. Implant.** p. 8-12. Out./Dez. 2010.

ELIAS, C. N.; SANTOS, C. dos. Próteses cerâmicas produzidas por usinagem CAD. CAM. **ImplantNews**, v. 7, n. 2, 2010.

FAENZA, R. J. Infraestrutura em zircônia: uma alternativa para resolução estética de implantes mal posicionados. **ImplantNews**. v. 6, n. 6, p. 655-660. 2009.

GALIZA, J. A. G. **Análise da resistência de pontes fixas em zircônia aplicadas em próteses dentárias aparafusadas.** [Dissertação] Rio de Janeiro: Departamento de Engenharia de materiais da Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro; 2014.

JESUS, A. P. G. de; VERONEZ, F. C.; SIMÕES, P. W. Utilização de pilares cerâmicos em prótese sobre implante: Revisão de literatura. **Rev. Odontol. Univ. Cid. São Paulo**. v. 28, n. 3, p. 240-9, set./dez. 2016.

KUBO, C. S.; ALMEIDA JÚNIOR, A. A.; AYRES, K. C. M.; ADABO, G. L.; MUÑHOZ, O. F. C. Fraturas de coroas em zircônia: das causas ao reparo. **Rev Odontol UNESP**. v. 40, n. esp., p. 97, out. 2011

MALLMANN, P. D. R. ; FEITOSA, P. C. P.; LEÒN, B. L. T. Reabilitação estética indireta utilizando o sistema In-Ceram Zircônia - relato de caso clínico. **Odontol. clín. cient.** v. 8, n. 2, p. 183-186, abr./jun. 2009.

MESQUITA, A. M. M.; SOUZA, R. O. de A. e; VASCONCELOS, D. K. de; AVELAR, R. P.; BOTTINO, M. A. Pilar de zircônia: uma alternativa de resolução estética anterior-Relato de caso clínico. **ImplantNews**, v. 3, n. 6, p. 619-622. 2006.

MONTEIRO, E. B. C. **Confiabilidade de coroas com infra-estrutura em zircônia sob fadiga deslizante: efeito do tipo de tratamento interno para cimentação** [Dissertação]. Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos. 2014.

MORIS, I. C. M. **Análise biomecânica *in vitro* de pilares estéticos de zircônia personalizados e não personalizados.** [Tese]. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto. 2015.

NEDER, D. R. N. **Sistema CAD/CAM em prótese sobre implante no Brasil** [Monografia]. Programa de Especialização em Implantodontia ao ICS-FUNORTE/SOEBRÁS. Brasília. 2011.

NICOLODI, J. C. **A utilização dos pilares cerâmicos na implantodontia.** [Monografia]. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. 2005.

OLIVA, E. A.de; MIRANDA, C. B.; CUNHA, T. de M. A. da; OLIVA, M. A. de; RIOS, A. V. B.; HECKERT, G. Pilar personalizado em zircônia: relato de caso clínico. **Innov Implant J, Biomater Esthet**, v. 4, n. 2, p. 70-75, mai/ago. 2009.

PASSOS, A. O. **Pilares cerâmicos** [Monografia]. Programa de Especialização em Implantodontia do ICS – FUNORTE. Anápolis. 2009.

PEREIRA, J. M. **Revisão de literatura do sistema cerâmico a base de zircônia comparando com a clássica restauração metalocerâmica e seu uso sobre implantes dentários** [Monografia]. Faculdades Unidas do Norte de Minas – FUNORTE. São Carlos. 2013.

PESQUEIRA, A. A.; SANTOS, D. M. dos; VECHIATO FILHO, A. J.; GOIATO, M. C.; ARSUFI, G. S.; ANDREOTTI, A. M.A. Utilização de abutment de zircônia na reabilitação oral: Aspectos protéticos e periodontais. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v. 35, n. 1, p. 18-21, Jan./Jun. 2014.

QUEIROZ, J. R. C. de; VASCONCELLOS, L. G. O. de; TRINDADE, F. Z.; PAULO, G. P.; NISHIOKA, R. S. Considerações clínicas sobre pilares estéticos. **ImplantNews**. v. 7, n. 4, p. 483-487. 2010.

RAMOS, G. F. **Probabilidade de falha de coroas com infra-estrutura em zircônia com diferentes geometrias** [Dissertação]. Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos. 2014.

ROCHA, L. A. **Pilares cerâmicos em implantodontia** [Monografia]. Instituto de Ciências de Saúde; FUNORTE/SOEBRAS. Vila Velha. 2014.

ROSSETTI, P. H. O. Titânio versus zircônia: uma comparação inevitável. Disponível em: <http://www.inpn.com.br/ProteseNews/Materia/Index/133123> Acesso em março de 2017.

SALLENAVE, R. F.; VICARI, C. B.; BORBA, M. Pilares cerâmicos na implantodontia: revisão de literatura. **Cerâmica**. v. 62, n. 363, jul./set. 2016. disponível em: <http://dx.doi.org/10.1590/0366-69132016623632026>

SPAZZIN, A. O.; RADAELLI, M. T. B.; ALESSANDRETTI, R.; SCHERER, C. B. Pilar de zircônia personalizado com base metálica para prótese unitária sobre implante. **Prothes. Lab. Sci.**, v. 6, n. 21, p. 30-35, 2016.

SILVA, C. A. M. da. **Estruturas cerâmicas À base de zircônia e alumina utilizadas na confecção de infra-estruturas para coroas e pontes fixas** [Dissertação]. Centro de Ciências Exatas e da Terra da Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal. 2009.

ZAMPONI, M.; CORREA, G. de O.; SILVA, C. de O. e; MARSON, F. C; MICHIDA, S. M. de A. Pilares estéticos de zircônia para próteses sobre implantes. **Innov Implant J, Biomater Esthet**, v. 6, n. 3, p. 56-60, set./dez. 2011.