

Fernando Senna da Silva

APLICABILIDADES PROTÉTICAS DA ZIRCÔNIA EM ODONTOLOGIA

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Curso de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul para obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Me. Fabiano Bender Panta

Santa Cruz do Sul

2015

APLICABILIDADES PROTÉTICAS DA ZIRCÔNIA EM ODONTOLOGIA

Esta Monografia foi submetida à Banca de avaliação da disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso do Curso de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul – UNISC, como requisito para a obtenção do título de Cirurgião-Dentista.



Prof. Me. Fabiano Bender Panta

Professor Orientador



Prof. Me. Helder Luiz Dettenborn

Professor Avaliador



Prof. Dr. Roque Alecio Pegoraro

Professor Avaliador

Santa Cruz do Sul

2015

*“Dedico este trabalho à minha família, em
especial à uma estrela maior, Ana Lucia
Pereira Casarotto”*

AGRADECIMENTOS

Primeiramente aos meus pais Antônio Recí Senna da Silva e Larissa Senna da Silva por toda a confiança, dedicação e carinho, sempre me incentivando e não medindo esforços para a realização deste sonho. Sem dúvida essa conquista também é de vocês e para vocês.

Agradeço à minha namorada por todo o apoio e dedicação, acrescentando razão e beleza aos meus dias.

Agradeço aos meus irmãos pelo companheirismo, amizade e muitas risadas com as suas histórias do dia a dia.

Aos meus amigos-irmãos que sempre estiveram presentes, em inúmeras noites de jogos, festas e risadas.

Em especial, dedico meu agradecimento ao meu professor orientador Me. Fabiano Bender Panta antes de tudo pela amizade e confiança em aceitar o convite, estando sempre disponível para o necessário suporte com sabedoria nos ensinamentos e paciência, mesmo nos últimos momentos de tensão.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, muito obrigado.

“Com grandes poderes vêm grandes responsabilidades”.

- Stan Lee

RESUMO

A zircônia é uma biocerâmica que se destaca dos outros materiais cerâmicos disponíveis para a utilização na prática odontológica, para fins protéticos, por conta das suas características únicas obtidas, sendo comparadas com as características mecânicas apresentadas pelos metais. Atualmente tem sido utilizada em reabilitações protéticas, na forma de pilares de implante, infraestruturas de próteses fixas e parciais fixas e até mesmo o desenvolvimento de implantes totalmente de zircônia. O objetivo deste estudo foi identificar as características particulares deste material, suas indicações para casos protéticos e as suas limitações. Esta revisão de literatura foi baseada em busca e interpretação de artigos e revistas nas bases de dados da pubmed, scielo e chrochraine, em artigos, revistas e livros nos idiomas inglês e português de 1975 a 2015. Através da revisão de literatura verificou-se que a utilização da zircônia é uma excelente alternativa na resolução de casos de prótese dentária que exigem estética associada a requisitos de resistência mecânica que muitas vezes limitam a utilização de outros sistemas cerâmicos. As taxas de sobrevivência e sucesso das restaurações de cerâmicas de zircônia utilizadas para fins protéticos são muito próximas às obtidas atualmente pelos métodos convencionais utilizando metais. As principais falhas referentes à utilização da zircônia envolvem a fratura da cerâmica de recobrimento e a degradação em baixas temperaturas que resulta em falhas por conta do desenvolvimento de rugosidades, microtrincas ou rachaduras que resultam na degradação das forças de resistência do material.

Palavras-chave: zircônia, prótese dentária, biocompatibilidade, cerâmicas dentárias, tecnologia odontológica.

ABSTRACT

Zirconia is a bioceramic that stands out from other ceramic materials available in the dental practice for prosthetic purposes because of its unique characteristics achieved, being compared to the mechanical characteristics presented by the metals. Nowadays, it has been used for prosthetic rehabilitation, being used as implant abutments, infrastructure for fixed dental prostheses (FPDs) and fixed partial dentures (FPDs) and even to the manufacturing of totally zirconia implants. The purpose of this study was to identify the particular characteristics of this material, its indications for prosthetic cases and their limitations. This literature review was based on search and interpretation of articles and books in the databases of pubmed, scielo and chrochraine, using articles in English and Portuguese(BR) from 1975 to 2015. Through the literature review it was found that the use of zirconia is an excellent alternative for the resolution of cases requiring esthetics associated with mechanical strength requirements that often limits the of the other ceramic systems. Survival rates and success rates of zirconium are very similar to those currently obtained by conventional methods using metals. The major flaws regarding the use of zirconia involve fracture of the veneering ceramic and the low temperature degradation (LTD) resulting in failure due to the development of microcracking, resulting in a strength degradation of this material.

Keywords: zirconia, dental prosthesis, biocompatibility, dental ceramics, dental technology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Representação esquemática das três fases da ZrO ₂ : (a) Cúbica, (b) Tetragonal, e (c) Monoclínica.....	13
Figura 2 – Representação de um local sobre estresse propenso para início de trinca ou rachadura.....	14
Figura 3 – Esquema representativo da transformação t-m das partículas de zircônia contendo o avanço da trinca ou rachadura.....	15
Figura 4 – Representação do processo de degradação em baixa temperatura.....	16
Figura 5 – Utilização de uma Infraestrutura de zircônia em uma Prótese Fixa Unitária.....	25
Figura 6 – Utilização de uma Infraestrutura e zircônia para confecção de uma Prótese Parcial Fixa.....	25
Figura 7 – Sistema CEREC CAD/CAM.....	27
Figura 8 – Implantes com Pilares de Zircônia.....	30
Figura 9 – Implante de Zircônia.....	32
Figura 10 – Visualização de implantes de zircônia em boca e radiograficamente....	33

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1 A Zircônia.....	12
2.2 Transformação de Endurecimento da Zircônia	14
2.3 Envelhecimento da Zircônia.....	15
2.4 Características Mecânicas.....	17
2.5 Biocompatibilidade	18
2.6 Radioatividade.....	18
2.7 Características Ópticas.....	18
2.8 Diferentes tipos de cerâmicas a base de zircônia para aplicações na Odontologia (3Y-TZP), (Mg-PSZ) e (ZTA).....	19
2.9 Preparo da Superfície das Cerâmicas de Zircônia e Cimentação	21
2.10 Principais falhas envolvendo a utilização de cerâmicas à base de zircônia.....	22
2.11 Indicações / Aplicabilidade Clínica.....	24
2.11.1 Coroas e próteses parciais fixas	24
2.11.2 Procedimentos de Fabricação e Design (CAD/CAM)	27
2.11.3 Pilares de Implante.....	30
2.11.4 Implantes de Zircônia.....	32
3 METODOLOGIA	35
3.1 Tipo de Estudo	35
3.2 Seleção do Material Bibliográfico	35
4 DISCUSSÃO	36
5 CONCLUSÃO	42
REFERÊNCIAS.....	43

1 INTRODUÇÃO

Tratamentos protéticos tradicionalmente buscam a restauração da função perdida (mastigação, fala e deglutição), proporcionando uma estética baseada em critérios contemporâneos, resultando em uma maior atratividade. A demanda pela estética ideal é condicionada tanto pela pressão social, quanto pelos interesses dos profissionais cirurgiões dentistas. (PANADERO *et al.*, 2014).

Com a necessidade de desenvolver materiais cada vez melhores e com o atual avanço tecnológico acelerado, os materiais cerâmicos acabam sendo um dos principais objetos de estudo. Devido às suas propriedades são indicados em casos que exigem resistência mecânica, resistência ao desgaste, propriedades elétricas e magnéticas, além de inércia química e biocompatibilidade (LIANG; DUTTA, 2001).

A zircônia é conhecida desde os tempos antigos como uma pedra. O seu nome se origina da palavra árabe Zargon (na cor dourada) que por sua vez se origina da junção de duas palavras persas Zar (ouro) e Gun (cor). Zircônia, o dióxido de metal (ZrO_2), foi identificada como tal em 1789, sendo usada por muito tempo misturada com óxidos de terras raras como pigmentos para a cerâmica. (PICONI; MACCAURO, 1999).

O espectro da aplicação clínica da zircônia envolve a confecção de coroas unitárias, próteses parciais fixas, implantes, pilares de implantes e outros auxiliares odontológicos, como brocas de corte, brocas cirúrgicas, encaixes extra coronais e braquetes ortodônticos (ALI *et al.*, 2014).

Atualmente a zircônia tem sido cada vez mais utilizada e pesquisada sendo alternativa importante para casos e reabilitações protéticas, especialmente em casos que necessitem de uma maior resistência associada à exigência estética.

Este trabalho teve como objetivo definir as principais aplicabilidades protéticas onde a utilização da zircônia está bem indicada para o seu uso na prática odontológica, levantando aspectos positivos e negativos material.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 A Zircônia

A zircônia é conhecida desde os tempos antigos como uma pedra preciosa. O nome do metal, zircônio origina-se da palavra Árabe Zargon (dourado em cor) que é também originada da junção de duas palavras Persas Zar (ouro) e Gun (cor) (PICONI; MACCAURO, 1999).

A zircônia (ZrO_2) foi identificada pelo alemão químico Martin Heinrich Klaproth, em 1789. Esse metal vem sendo utilizado desde então, misturado com óxidos raros como os pigmentos para cerâmica (PICONI; MACCAURO, 1999).

As matérias-primas da zircônia são os minerais de zircônio ($ZrSiO_4$) e baddelyite ($B-ZrO_2$), cujas minas estão localizadas na África do Sul, Austrália e EUA. O termo zircônio, quando utilizado, refere-se ao metal, enquanto o termo zircônia cerâmica refere-se à cerâmica de óxido de zircônia (ZrO_2) (MONACO, 2013).

O dióxido de zircônio (ZrO_2), ou zircônia, é um óxido cristalino branco do zircônio e não deve ser confundida com a zircônia cúbica, que é a forma cúbica utilizada para a confecção de bijuterias como diamante falso (ANUSAVICE, 2013).

Uma boa estabilidade dimensional e química, dureza e a sua resistência mecânica, associadas com o módulo de Young¹ em uma ordem de grandeza como as ligas de aço inoxidável acabou resultando no interesse sobre o dióxido de zircônia como um biomaterial de cerâmica (PICONI; MACCAURO, 1999).

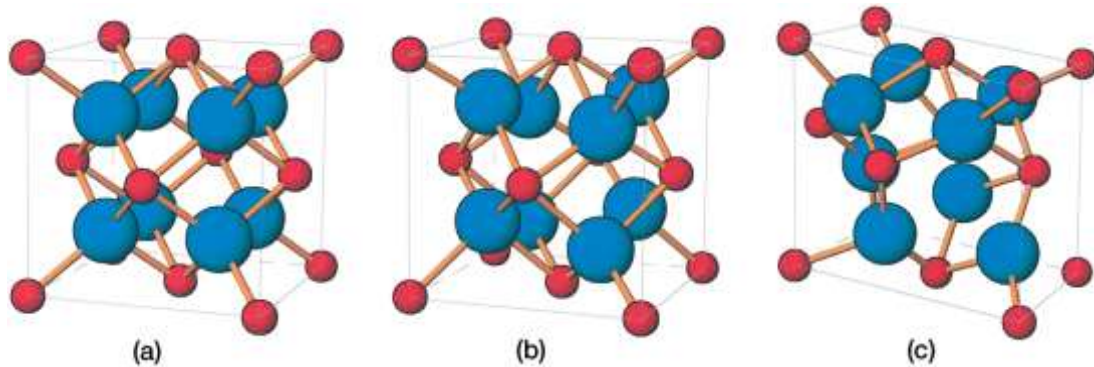
A zircônia ocupa um lugar único entre as cerâmicas de óxido devido às suas excelentes propriedades mecânicas. Esta condição deve-se à enorme quantidade de trabalhos de pesquisa que tem sido realizada desde a descoberta das capacidades de transformação de endurecimento (em meados de 1970) deste material (GARVIE; HANNINK; PASCOE, 1975).

As diferentes fases de polimorfia da Zircônia dependem ou são moduladas pela temperatura. Na pressão ambiente, a zircônia pode assumir três formas cristalográficas diferentes: Em temperatura ambiente e mediante aquecimento até 1170°C, a simetria é MONOCLÍNICA; A estrutura TETRAGONAL é obtida entre

¹ As propriedades e parâmetros mecânicos que descrevem o comportamento dos materiais dentários em relação à sua deformação elástica incluem o módulo de Young, também chamado de módulo de elasticidade ou módulo elástico, refere-se à rigidez de um material que é calculada pela razão entre tensão elástica e deformação elástica (ANUSAVICE, 2013).

1170°C e 2370°C; e a estrutura CÚBICA é alcançada acima de 2370°C até o seu ponto de fusão - 2680°C (SUBBARAO, 1981) (FIGURA 1).

Figura 1 - Representação esquemática das três fases da ZrO₂: (a) Cúbica, (b) Tetragonal, e (c) Monoclínica



Fonte: HANNIK *et al.*, 2000.

Durante o arrefecimento, ocorre uma transformação tetragonal-monoclínica (t-m) em uma temperatura entre 1070°C-670°C, acompanhada por um aumento de volume de aproximadamente 3-4%, fazendo com que o material sem a associação com os estabilizadores seja inviável para fins protéticos, onde se buscam peças com acabamentos precisos em uma estrutura estável (PICONI; MACCAURO 1999; DENRY; KELLY 2008; VAGKOPOULU *et al.*, 2009).

A estrutura da zircônia pura após essa transformação t-m no arrefecimento sofre fragmentação da estrutura e se desintegra em um pó de granulação fina no momento em que é exposta às temperaturas de sinterização da cerâmica de cobertura (1330-1500°C) (DENRY; KELLY 2008).

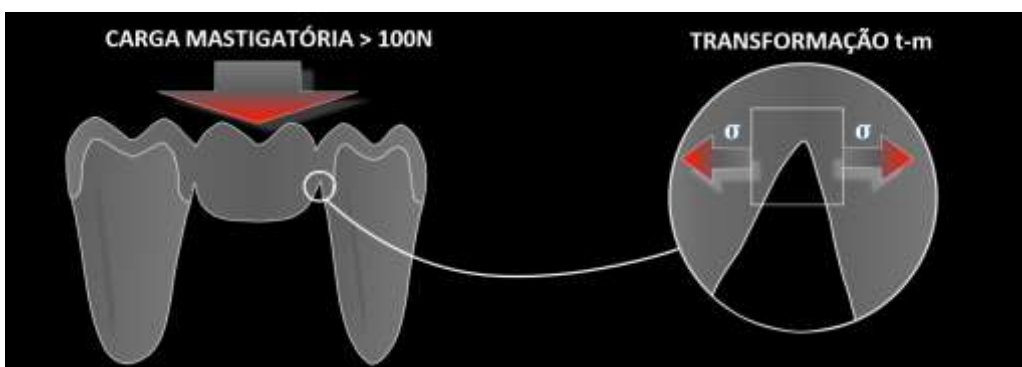
A cerâmica apresenta uma transformação martensítica T-M histerética durante o aquecimento e arrefecimento (MONACO, 2013). Esta transformação é reversível e tem início a ~950°C ao esfriamento. A zircônia pura pode ser estabilizada para que se mantenha na fase tetragonal em temperatura ambiente através da associação com óxidos como Cálcio (CaO), Magnésio (MgO), Ítria (Y₂O₃) e Cério (CeO₂), permitindo a retenção da estrutura tetragonal em temperatura ambiente e, por conseguinte, o controle do estresse induzido que resulta na transformação espontânea t-m. (SUBBARAO, 1981).

2.2 Transformação de Endurecimento da Zircônia

A evolução do entendimento das propriedades do dióxido de zircônia como um material promissor foi marcado pelo estudo de Garvie, Hannink e Pascoe (1975). O estudo demonstrou que precipitados tetragonais metaestáveis presentes na matriz da zircônia podem ser transformados novamente para a fase monoclinica em resposta a estímulos, aumentando de volume e aumentando a resistência do material. Um exemplo disso seria a tensão de tração em áreas de rachaduras ou trincas, onde, a tensão gerada resultaria em uma transformação *t-m* das moléculas de zircônia no local, resultando em um aumento de volume localizado. O campo de tensão associado com a expansão devido à transformação de fase atua em oposição ao campo de estresse na superfície do material, fazendo com que a energia associada com a propagação das fendas seja dissipada por conta do aumento de volume local resultante da transformação *t-m* das moléculas, assim, resultando em um melhoramento da resistência do material (GARVIE; HANNINK; PASCOE, 1975) (FIGURAS 2 e 3).

Este processo denominado Transformação de Endurecimento é o responsável por fazer com que a resistência mecânica da zircônia supere todas as cerâmicas da atualidade. A FIGURA 2 exhibe uma representação de uma área exposta à tensões presente em uma infraestrutura de zircônia exposta aos ciclos mastigatórios, que pode resultar no início de uma microtrinca, fazendo com que a transformação de endurecimento ocorra e contenha a propagação da trinca para áreas internas do material.

Figura 2 – Representação de um local sobre estresse propenso para início de trinca ou rachadura



Fonte: MONACO, 2013.

A representação do que acontece ao redor do surgimento de uma microtrinca está ilustrada na figura FIGURA 3, apresentando ao seu redor partículas no processo de formação t-m e partículas já transformadas, controlando a propagação pela pressão gerada pelo aumento de tamanho das partículas (MONACO, 2013).

Figura 3 – Esquema representativo da transformação t-m das partículas de zircônia contendo o avanço da trinca ou rachadura



Fonte: MONACO, 2013.

2.3 Envelhecimento da Zircônia

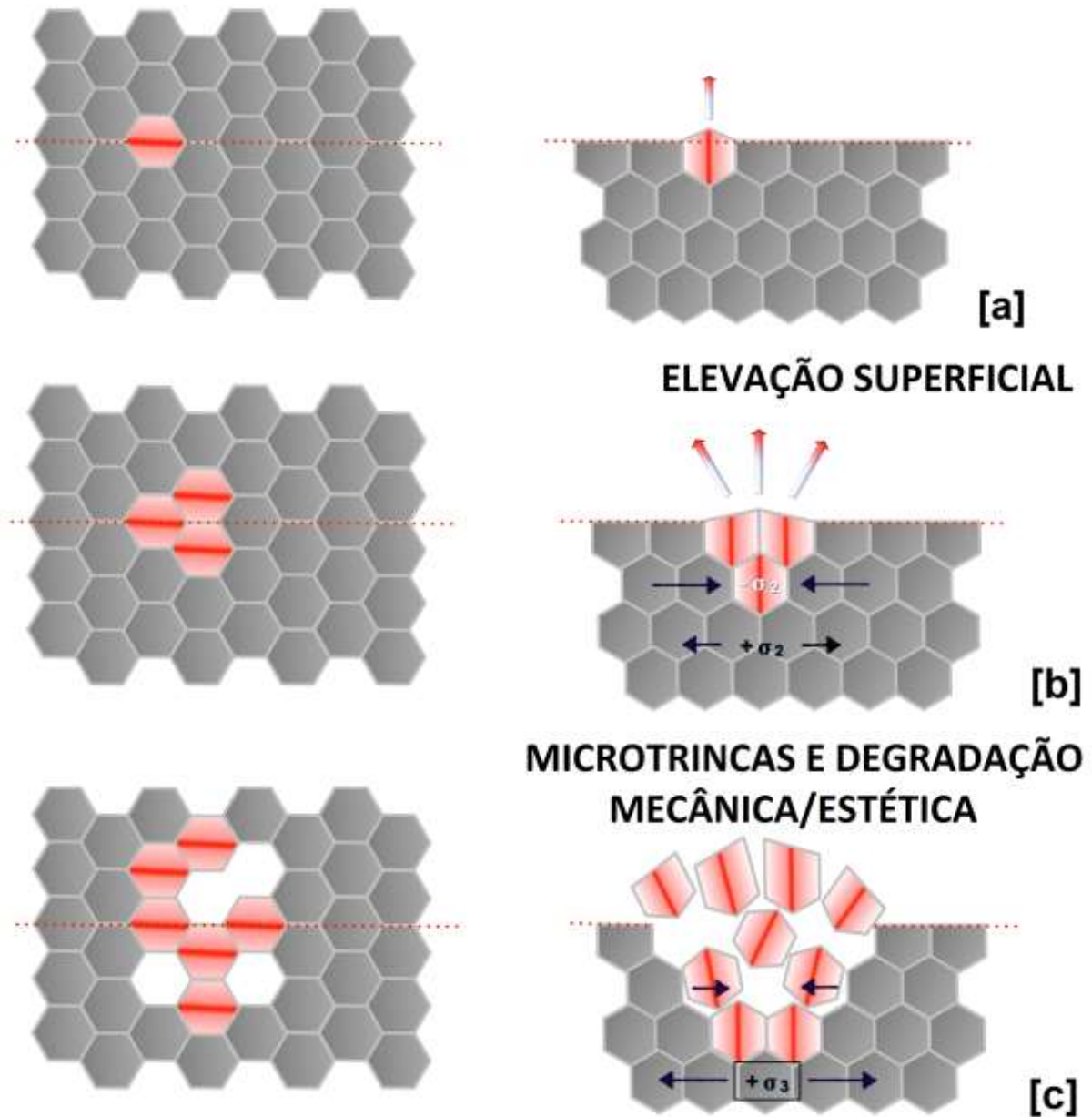
Estudos afirmam que o envelhecimento da zircônia ocorre através de uma lenta transformação de fase tetragonal-monoclínica (*t-m*) dos grãos mais superficiais que resulta em rugosidades superficiais e microtrincas que podem progredir para a região mais interna do material. O envelhecimento da zircônia resulta na redução na resistência, dureza e densidade relacionada com um aumento no teor de fase monoclínica (SWAB, 1991; LUGHI; SERGO, 2010; ANDREIUOLO; GONÇALVEZ; DIAS, 2011;).

Um dos processos de envelhecimento está bem descrito na literatura e é chamado de "degradação em baixa temperatura" (LTD) da zircônia, um processo que resulta na corrosão do material causada pela presença da água. (YOSHIMURA *et al.*, 1987; CHEVALIER *et al.*, 2009).

De uma forma mais prática, ocorrendo a transformação de fase [a], há o aumento de volume do grão, resultando em uma subsequente elevação da superfície [b]. Somado a esta alteração, a presença de água rapidamente provoca a

degradação do material, resultando em microtrincas e a diminuição da estética superficial da zircônia [c] (MONACO, 2013) (FIGURA 4).

Figura 4 – Representação do processo de degradação em baixa temperatura



Fonte: Monaco, 2013.

Existem três teorias que tentam explicar os motivos deste efeito de degradação do material quando em contato com a água:

1) LANGE, DUNLOP e DAVIS, 1986 propõem baseado em seus estudos que a água (H_2O) reage com óxido de ítrio (Y_2O_3) formando aglomerados (*clusters*) ricos em hidróxido de ítrio ($Y(OH)_3$); Esta reação conduz a um empobrecimento da ação

dos estabilizadores presentes nos grãos de zircônia, fazendo com que possam se transformar livremente para a forma monoclinica.

2) Segundo YOSHIMURA *et al.*, (1987), o vapor da água ataca a ligação Zircônia-Oxigênio (Zr-O), quebrando-a e levando a um acúmulo de estresse devido ao movimento de óxido de hidrogênio (-OH); este, por sua vez, gera defeitos de rede agindo como agentes de nucleação para a subsequente transformação t-m.

3) CHEVALIER *et al.*, (2009) propõem que O²⁻ originado da dissociação da água, e não o óxido de hidrogênio (-OH), é responsável pelo enchimento de espaços vazios de oxigênio, acreditando que esta seja uma das causas da desestabilização e, por tanto, da degradação em baixa temperatura.

Apesar de ser a relação com a água a principal causadora do processo de envelhecimento da zircônia resultante de sua degradação superficial, a indução de estresses na superfície dos materiais de zircônia pode levar a uma sensibilização maior para o envelhecimento do material (LUGHI; SERGO, 2010). A sensibilidade ao envelhecimento da zircônia utilizada para fins biomédicos está diretamente ligada ao tipo (compressão ou tração) e quantidade de tensões residuais. O polimento agressivo/bruto produz uma camada de tensão de superfície de compressão sendo benéfico para a resistência ao envelhecimento, enquanto o polimento suave produz preferencialmente a nucleação de transformação em torno de riscos, devido a danos elásticos ou plásticos resultantes da formação de estresse residual por tração (CHEVALIER *et al.*, 2009).

2.4 Características Mecânicas

Suas propriedades mecânicas são as maiores registradas dentre as cerâmicas utilizadas atualmente em odontologia, apresentando características com similaridades aos metais. A tenacidade do material é quase duas vezes maior do que as cerâmicas de óxido de alumínio, estando entre 6 e 10 Mpa m^{1/2} graças a sua transformação de endurecimento. Sua resistência à compressão chega a 2.000 MPa e à flexão entre 900-1200MPa. Apresentando uma capacidade média de carga de 755N, em teste com carga, os resultados mostram variações entre 706N 2000N e 4100N. Estes resultados tão impressionantes são obtidos como resultado da sua

transformação de endurecimento, resultando em propriedades mecânicas únicas (PICONI; MACCAURO 1999; DENRY; KELLY 2008; VAGKOPOULOU *et al.*, 2009).

2.5 Biocompatibilidade

Estudos *in vivo* e *in vitro* demonstraram uma biocompatibilidade superior do material em comparação as outras cerâmicas, especialmente quando totalmente purificado de componentes radioativos. Estas cerâmicas de zircônia são materiais quimicamente inertes e não provocam reações adversas locais.

Testes *in vitro* demonstraram que a toxicidade da zircônia é menor do que a apresentada pelo óxido de titânio e similar à alumina, não apresentando alterações em fibroblastos ou células sanguíneas e sem reação de citotoxicidade, carcinogenicidade ou mutagênico (VAGKOPOULOU *et al.*, 2009; ALI *et al.*, 2014).

2.6 Radioatividade

Quando em pó, foi observado a presença de radionuclídeos de Urânio-rádio (^{226}Ra) e Tório (^{228}Th) da série dos actínídeos. Com o procedimento de purificação podemos alcançar pós de zircônia com baixa radioatividade (<100 GYH-1) com índices abaixo dos níveis europeus de radiação para o corpo humano em exposição externa dos órgãos e tecidos e comparados com os níveis da alumina e ligas de cobalto-cromo (VAGKOPOULOU *et al.*, 2009).

2.7 Características Ópticas

Os sistemas cerâmicos odontológicos devem apresentar adequada translucidez para que se reproduza a estética dental e, somada a esta característica visual, adequada resistência para suportar os esforços mastigatórios. No mercado atual, a associação destas necessidades não é encontrada em um único material, especialmente quando se pensa em próteses fixas. Como solução para esta necessidade, um material cerâmico deve ser utilizado para a confecção da infraestrutura, sendo então associado a uma cerâmica vítrea ou feldspática para o revestimento estético da peça (VOLPATO *et al.*, 2011).

A opacidade da zircônia e a sua cor branca é muito útil em situações de exigência estética para mascarar substratos policromáticos como pinos e núcleos metálicos e dentes com coloração alterada para que se obtenha de forma mais fácil a caracterização semelhante ao dente natural (HEFFERMAN *et al.*, 2002).

Blocos cerâmicos pré-sinterizados foram obtidos a partir da compactação isostática, uma técnica de formação industrial que implica na homogeneidade e densidade do material (DENRY; KELLY, 2008). Com o desenvolvimento do sistema CAD/CAM utilizando estes blocos de usinagem, tornou-se possível a confecção de uma infraestrutura mais fina (0,5mm) por conta da alta densidade do bloco de zircônia pós-sinterização, resultando em um maior espaço para a aplicação de uma camada de cerâmica (CHO; YU; LEE, 2009; MIYAZAKI *et al.*, 2009).

Contudo, um fundo branco demais também pode acabar comprometendo o resultado estético por criar outro substrato de difícil mascaramento. A pré-imersão da infraestrutura sinterizada em soluções com pigmentos nanométricos de óxido de ferro ou lantânio tem se mostrado como uma solução para este problema, tendo como resultado uma infraestrutura mais fácil de ser coberta pelas camadas de cerâmica (VOLPATO *et al.*, 2011).

2.8 Diferentes tipos de cerâmicas a base de zircônia para aplicações na Odontologia - (3Y-TZP), (Mg-PSZ) e (ZTA)

A estabilização da zircônia ocorre através da mistura de polimorfos de zircônia obtidos à temperatura ambiente com a adição de estabilizadores. Quando há a adição dos óxidos estabilizadores em concentrações menores do que as necessárias para a total estabilização da zircônia, esta é parcialmente estabilizada de uma forma multifásica, denominada como Zircônia Parcialmente Estabilizada (PSZ), sendo composta por dióxido de zircônia cúbico em uma maior fase e precipitados de zircônia tetragonal e monoclinica como uma porção menor. Quando todo o material é constituído por grãos de zircônia transformáveis t-zircônia, esta é denominada de Zircônia Policristalina Tetragonal (TZP) (ALI *et al.*, 2014)

Dentre os tipos de sistemas cerâmicos à base de zircônia disponíveis atualmente, apenas três são utilizados na prática odontológica: a Zircônia Parcialmente Estabilizada com Magnésio (Mg-PSZ) e a Zircônia Infiltrada por

Alumina (ZTA), ambas bifásicas e com uma fase de transformação (*t-phase*) menor - e a Zircônia Tetragonal Policristalina Estabilizada com ítrio (3Y-TZP), um material monofásico (ALI *et al.*, 2014).

Mg-PSZ tem como estabilizador o óxido de magnésio (MgO) em menor concentração do que é necessário para a sua total estabilização. Comercialmente a quantidade de MgO está entre 8 e 10mol%. A sua microestrutura consiste em uma zircônia tetragonal intragranular precipitada dentro de uma matriz cúbica estabilizada de zircônia. Devido à dificuldade de obtenção de Mg-PSZ, precursores livres de óxido de silício (SiO₂), silicatos de magnésio podem se formar e acabar diminuindo o conteúdo de Mg nos grãos e promover a transformação tetragonal-monoclínica. Isto pode resultar numa perda de propriedades mecânicas. A utilização deste material não tem sido bem sucedida devido à sua porosidade relacionada ao tamanho dos grãos (30-60 µm), podendo induzir ao desgaste e baixa estabilidade quando comparado com a 3Y-TZP (ALI *et al.*, 2014).

ZTA é uma combinação do dióxido de zircônia com uma matriz de alumina, formando uma estrutura conhecida como Zircônia Reforçada por Alumina (ZTA). Desta forma, é obtida uma maior resistência pela transformação induzida por estresse da zircônia para atingir ótimas propriedades mecânicas. Uma diferença interessante na composição deste material é que a estabilidade da fase tetragonal não depende essencialmente do uso de estabilizadores, sendo controlada pelo tamanho da partícula, morfologia das partículas e a sua localização (intra ou intergranular). (KELLY; DENRY, 2008; Ali *et al.*, 2014).

3Y-TZP é a forma mais popular disponível para o uso em odontologia no comércio. Constituída por uma matriz de grãos de zircônia transformáveis (t-Zr) estabilizadas pela adição de 3mol% de óxido de Ítrio (Y₂O₃). É fabricada com microestruturas contendo grãos (0,2 a 0,5mm de diâmetro) dependendo da sua temperatura de sinterização, que evitam o fenômeno de degradação ou desestabilização estrutural na presença da saliva, retardando a propagação de fissuras subcríticas, apresentando baixa porosidade e alta densidade (ALI *et al.*, 2014).

2.9 Preparo da Superfície das Cerâmicas de Zircônia e Cimentação

A utilização de Cerâmicas sem silicato, especialmente de zircônia, na área da prótese dentária, vem despertando o interesse dos profissionais, porém, um problema clínico dos componentes à base de zircônia é a dificuldade em se conseguir a adesão adequada com substratos sintéticos ou tecidos naturais, por conta das técnicas adesivas tradicionais, utilizadas com cerâmicas à base de sílica que não funcionam de forma eficaz com a zircônia (THOMPSON *et al.*, 2011; ALI *et al.*, 2014; SARIDAG, TAK, ALNIACIK, 2013). A ausência de sílica em sua composição faz com que a ligação da zircônia à estrutura dentária utilizando cimentos resinosos convencionais seja difícil (ALI *et al.*, 2014). O aumento das propriedades mecânicas da zircônia é acompanhado por uma redução da sua matriz vítrea e teor de sílica, fazendo com que o material seja ácido-resistente (BOTTINO *et al.*, 2005; MATTIELLO *et al.*, 2013).

As técnicas de Tratamento de superfície convencionais utilizadas em diversos materiais são: (1) o condicionamento ácido (tipicamente ácido fluorídrico ou fosfórico), (2) à abrasão com diamante (ou outro) instrumentos rotativos, (3) abrasão à ar com alumina (ou outra) partícula, (4) aplicação de diferentes tipos de laser e (5) uma combinação de técnicas que acabam por produzir uma superfície mais áspera (THOMPSON *et al.*, 2011; KHAMVERDI; MOSHIRI 2013).

A retenção das restaurações cerâmicas à base de zircônia depende de uma rugosidade superficial para a retenção mecânica e uma ligação química com o monômero adesivo em primers ou cimentos resinosos. Para a reação química necessária, um monômero ácido adesivo como o MDP (10-Metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato) se liga as cerâmicas à base de zircônia. O grupo éster fosfatado do monômero ácido resulta em uma ligação química a óxidos metais, cerâmicas à base de zircônia e outras cerâmicas (ALI *et al.*, 2014), sendo assim, indicado para a sua utilização em restaurações cerâmicas à base da zircônia (THOMPSON *et al.*, 2011; MATTIELLO *et al.*, 2013; ALI *et al.*, 2014) ou aplicação de primer cerâmico contendo um monômero ácido adesivo como pré-tratamento antes da cimentação de zircônia (ALI *et al.*, 2014).

O tratamento da superfície de forma mecânica é uma alternativa utilizada para tornar a superfície da ZrO₂ mais rugosa. Os métodos utilizados para a moagem da

superfície envolvem: utilização de papel abrasivos ou discos/rodas de carvão de silício ou carborundum (SiC) ou de óxido de alumínio (Al_2O_3), partículas de jateamento utilizando óxido de alumínio ou partículas abrasivas com tamanhos que variam de 50 a 250 μm e a utilizando brocas diamantadas, tendo como vantagem a sua fácil aplicação em ambientes dentais (THOMPSON et al., 2011).

O tratamento da superfície com a fresagem pode gerar microtrincas na superfície, se comportando como fraturas iniciais que diminuem a resistência à fratura da zircônia, podendo resultar na transformação da fase tetragonal para monoclinica na superfície da zircônia pela produção de um estresse compressivo (THOMPSON et al., 2011).

Buscando um maior entendimento sobre a relação da resistência da zircônia e o tratamento superficial do material, Guazatto *et al.*, (2005) investigaram a influência do jateamento, moagem úmida, moagem orientada e polimento fino depois do tratamento térmico (correspondente às temperaturas da queima da cerâmica e revestimento e glaze das restaurações) sobre a resistência à flexão e a confiabilidade de uma cerâmica de zircônia odontológica totalmente sinterizada (DC-Zirkon). Os autores concluíram que a utilização do jateamento e a moagem podem ser recomendadas para aumentar a resistência de cerâmicas de zircônia odontológica (Y-TZP), porém, com a utilização do tratamento térmico em seguida há uma diminuição da resistência obtida com o tratamento superficial da cerâmica.

Em um estudo que teve por objetivo avaliar a utilização de jateamento sobre a superfície e a moagem da superfície, em relação à resistência à flexão biaxial e a viabilidade das cerâmicas de zircônia Y-TZP, Kosmac *et al* 1999, também indica a utilização do jateamento da superfície e relata que a utilização do resfriamento durante o preparo da superfície com pontas diamantadas diminuiu em 30% a indução de estresse superficial.

2.10 Principais falhas envolvendo a utilização de cerâmicas à base de zircônia

O principal problema observado em todos os ensaios de restaurações com infraestruturas à base de zircônia é a fratura ou lascamento da cerâmica de recobrimento (DONOVAN 2008; DENRY, KELLY 2008; KOUTAYAS *et al.*, 2009; AL-

AMLEH, LYONS, SWAIN 2010; KELLY, BENETTI 2011; SARIDAG, TAK, ALNIACIK 2013; ALI *et al.*, 2014).

A causa deste efeito de degradação não é conhecida, porém, falhas de adesão têm sido sugeridas como prováveis causas (DONOVAN 2008; AL-AMLEH, LYONS, SWAIN 2010).

Além da falha na cimentação citada pelos autores, segundo Kelly, Benetti (2011) apresentam como outros fatores que podem levar ser os causadores da fratura da cerâmica de cobertura, sendo eles:

- 1 - design da infraestrutura não anatômica;
- 2 - porcelana sem suporte;
- 3 - porcelana fraca;
- 4 - expansão/contração térmicas incompatíveis;
- 5 - má ligação entre porcelana e a zircônia.
- 6 - tensões residuais de parâmetros termo-mecânicos (geração de estresse superficial);
- 7 - transformação t-m durante a queima da porcelana;
- 8 - transformação t-m acentuada de estruturas usinadas em estado verde em contato com a temperatura da boca.

Assim como Kelly e Benetti (2011), outros pontos são levantados como causadores desta falha segundo as pesquisas de Koutayas *et al.*, (2009), como:

- 1 - falha de ligação entre zr e material de revestimento;
- 2 - força de união infraestrutura/recobrimento está dependente de pré-tensões;
- 3 - diferenças de coeficientes de expansão térmica;
- 4 - molhamento/umedecimento insuficiente da infraestrutura e aplicação do revestimento;
- 5 - retração da queima da porcelana;
- 6 - transformação t-m por influências térmicas na cocção da porcelana de revestimento;
- 7- estresses/tensões geradas na superfície quando em carga;
- 8 - formação de falhas inerentes ao processamento;
- 9 - adição de pigmentos.

Swain (2009) propôs que o estresse do preparo residual foi a base para a taxa de aparecimento de lascamento da porcelana de recobrimento associada à zircônia, concluindo que existem três fatores que contribuem para que estas tensões residuais e os lascamentos aconteçam: incompatibilidade do coeficiente de expansão térmica mais elevada de porcelanas ligadas à zircônia, a espessura da porcelana de recobrimento e a velocidade de resfriamento da peça. Com o arrefecimento ocorrendo mais lentamente, torna-se possível evitar o desenvolvimento de tensões residuais de tração subsuperficiais na porcelana, sendo atualmente recomendada pela maioria dos produtores de materiais dentários.

Outro ponto que foi observado principalmente em se tratando de tratamentos restauradores utilizando Próteses Parciais fixas foi a fratura da infraestrutura de zircônia. Tal adversidade foi observada, porém, considerada como rara e, quando observadas, a incidência da fratura da infraestrutura estava diretamente relacionada com o design da infraestrutura (AL-AMLEH, LYONS, SWAIN, 2010).

Segundo os trabalhos avaliados nesta revisão de literatura para avaliar a taxa de sobrevivência de Próteses Parciais Fixas e a sua indicação (PEÁLEZ *et al.*, 2010; SCHMITT *et al.*, 2012; RINKE *et al.*, 2013a; RINKE *et al.*, 2013b) não relataram nenhum caso envolvendo a fratura da infraestrutura de Próteses Parciais fixas.

2.11 Indicações e Aplicabilidade Clínica

Na área protética a zircônia começou a ser utilizada com o Sistema InCeram, resultando em um aumento na resistência estrutural das peças protéticas desenvolvidas de 30 a 40%. Posteriormente com o desenvolvimento dos sistemas cerâmicos industriais como os feitos em CAD/CAM, obteve-se a melhoria das técnicas de usinagem de blocos cerâmicos pré-sinterizados, resultando em uma técnica mais apurada para a obtenção de infraestruturas e pilares protéticos (VOLPATO *et al.*, 2011).

2.11.1 Coroas e próteses parciais fixas

As exigências dos pacientes evoluem, cada vez mais, restaurações dentárias que preencham ideais estéticos e funcionais. Os fabricantes vêm desenvolvendo inúmeras alternativas de restaurações de cerâmica pura para a substituição das

metalo-cerâmicas. O uso de coroas de cerâmica pura está aumentando e esta tendência vai continuar (DONOVAN, 2008).

A porcelana é conhecida como a opção mais estética para restaurações dentárias, porém, necessitavam ser reforçadas por subestruturas de metal no passado, por conta de sua resistência imprevisível, resultando em desafios estéticos, envolvendo principalmente as restaurações de dentes anteriores com restaurações metalo-cerâmicos. A busca por uma alternativa mais estética levou à evolução de restaurações livres de metal (HEDGE *et al.*, 2011).

A utilização da Zircônia Tetragonal Policristalina (Y-TZP) com a adição de Ítrio é uma recente opção para sistemas de cerâmica pura para regiões estéticas e regiões posteriores. A soma da sua capacidade estética natural, de suas características mecânicas e a sua alta biocompatibilidade resultam em sistemas que atendem às demandas atuais dos pacientes, sendo indicadas para a utilização em próteses fixas unitárias e próteses parciais fixas (BACHHAV, ARAS, 2011) (FIGURAS 5 e 6).

Figura 5 – Utilização de uma Infraestrutura de zircônia em uma Prótese Fixa Unitária



Fonte: HEDGE *et al.*, 2011.

Figura 6 – Utilização de uma infraestrutura e Zircônia para confecção de uma Prótese Parcial Fixa



Fonte: Monaco, 2013.

Restaurações com infraestruturas de zircônia são indicadas principalmente para a confecção de coroas em pré-molares e molares e próteses parciais fixas anteriores e posteriores por conta de suas propriedades mecânicas (DONOVAN, 2008). As restaurações livres de metal não são indicadas para indivíduos que apresentem hábitos parafuncionais (bruxismo pesado) (HEDGE *et al*, 2011).

Para que se atinja a estética ideal e adequada resistência em restaurações cerâmicas, devemos remover uma espessura transversal mínima entre 1,2 a 1,5mm de estrutura dentária (esmalte e dentina), seguindo a anatomia e dando espaço para a infraestrutura e a porcelana de revestimento (DONOVAN, 2008).

Para a comprovação da eficácia clínica da zircônia, diversos estudos atualmente realizam avaliações das taxas de sobrevivência de restaurações em que foram utilizadas infraestruturas de zircônia, tendo resultados positivos em relação às taxas de sobrevivência em ensaios clínicos de acompanhamento. Desta forma, Peláez *et al.* (2010) realizou o acompanhamento de 20 próteses fixas unitárias com infraestruturas de zircônia, utilizadas para repor perdas dentárias de segundo pré molar e primeiro molar na mandíbula e maxila, chegando a uma taxa de sobrevivência de 93% durante o período de 3 anos; Rinke *et al.* (2013a) realizou um estudo de comparação entre infraestruturas de metalo-cerâmica e zircônia com um total de 100 amostras (48 metalo-cerâmicas e 52 zircônia) em próteses fixas unitárias em molares com um resultado de 97,6% para infraestruturas metalo-cerâmicas e 95,2% para infraestruturas de zircônia após 3 anos em boca; No estudo de Schmitt *et al.* (2012) com próteses parciais fixas posteriores de 3 e 4 elementos

sendo observadas por 5 anos, o resultado da taxa de sobrevivência foi de 92%; Rinke *et al.* (2013b) avaliou também próteses parciais fixas posteriores de 3 e 4 elementos (81 próteses de 3 elementos e 18 de 4 elementos, sendo 75 ao todo) e durante 7 anos de preservação chegou a 83,4% de taxa de sobrevivência apresentando 19 falhas completas.

2.11.2 Procedimentos de Fabricação e Design (CAD/CAM)

A tecnologia conhecida como Computer-aided Design (CAD) e Computer-aided Manufacturing (CAM) utiliza sistemas de computadores para coletar informações, criar designs e fabricar uma ampla gama de produtos. Estes sistemas têm sido utilizados na engenharia por muitos anos, porém, a utilização de CAD/CAM para aplicações protéticas só começaram a ser utilizadas após 1980. A mais antiga tentativa de utilização deste sistema começou em 1970 com Bruce Altschuler, DDS, nos EUA, Francois Duret, DDS, MD, na França e Werner Mormann, BMD, DDS e Marco Brandestini, PhD, na Suíça (LIU 2005) (FIGURA 7).

Figura 7 – Sistema CEREC CAD/CAM



Fonte: SIRONA. www.sirona.com (2015)

Young e Altschuler foram os primeiros a ter a ideia de se utilizar a instrumentação óptica para desenvolver um sistema de mapeamento em da cavidade oral em 1977. Em 1984, Duret desenvolvem o Sistema Duret (Duret System) que foi posteriormente comercializado como Sopher BioConcept System, demonstrando a capacidade de CAD/CAM para gerar coroas unitárias e restaurações de cobertura total (*full-coverage restorations*). Contudo, o sistema não

emplacou no mercado odontológico por conta da sua complexidade e alto custo. O primeiro sistema CAD/CAM para a odontologia disponível no mercado foi o Sistema CEREC, desenvolvido por Mormann e Brandestini (LIU 2005).

Durante as últimas duas décadas, o desenvolvimento levou ao sucesso da tecnologia CAD/CAM dental. Atualmente existem várias marcas de sistemas CAD/CAM constituídos por diferentes tipos de scâners, softwares para processamento de dados e fresadoras. A evolução destes sistemas favoreceu o emprego da zircônia que requer esta tecnologia para a sua utilização na maioria dos trabalhos. A substituição de discos de moagem convencionais por uma variedade de pontas diamantadas resultou em um melhoramento da tecnologia de fresagem, facilitando a utilização de peças de zircônia e de outros materiais cerâmicos, que possuem excelentes capacidades de usinagem e uma boa resistência física (LIU 2005).

Atualmente as técnicas de usinagem por meio de design/fabricação assistida por computador (CAD/CAM) são mais utilizadas para o processamento de cerâmicas de zircônia (Y-TZP) (KOHORST *et al.*, 2011), tendo como suas principais técnicas de processamento a usinagem macia, que utiliza blocos de zircônia parcialmente sinterizados ou pré-sinterizados, e a usinagem dura, utilizando blocos de zircônia totalmente sinterizados (DENRY; KELLY, 2008; MIYAZAKI; HOTTA, 2011).

A usinagem macia é o método mais utilizado atualmente, baseado na usinagem de blocos de zircônia parcialmente sinterizados ou pré-sinterizadas por meio de uma tecnologia CAD/CAM. Estes blocos são usinados com um aumento de 20 a 30% e posteriormente são sinterizados a uma temperatura de aproximadamente 1500°C, sofrendo então, um encolhimento de 20 a 30% durante este processo até alcançarem a sinterização final com adequada resistência (DENRY; KELLY, 2008; ANDREIUOLO; GONÇALVEZ; DIAS, 2011; MIYAZAKI; HOTTA, 2011; ANUSAVICE, 2013). Os blocos utilizados apresentam a identificação da sua densidade em um código de barras presente na peça, tornando possível a perfeita compensação, de contração da sinterização, no processo de usinagem da peça. Os sistemas Cercon® Zirconia, IPS e.max® ZirCAD, YZ Ceram e LAVA™ utilizam esta técnica (ANDREIUOLO; GONÇALVEZ; DIAS, 2011).

Diferente da usinagem macia, a usinagem dura envolve a conformação de um bloco de zircônia totalmente sinterizado diretamente na dimensão desejada,

resultando em um material com uma maior homogeneidade. As peças utilizadas para este tipo de fresagem normalmente sofrem a prensagem isostática a calor (HIP).

Pontos negativos levantados em relação à este tipo de usinagem envolvem a necessidade de um maior número de brocas e um equipamento mais robusto com instrumentos de corte com rigidez adequada um maior tempo para a confecção das peças é necessária, sendo de aproximadamente 2 horas, contra apenas 15 minutos necessários para os blocos parcialmente sinterizados (DENRY; KELLY, 2008; AL-AMLEH; LYONS; SAWIN 2010; ANDREIUOLO; GONÇALVEZ; DIAS, 2011; ANUSAVICE, 2013). Um dos sistemas que utiliza este modo de preparo das peças de zircônia é o Precifit (Popp Dental Laboratory, Grendale Wisconsin, EUA) (ANDREIUOLO; GONÇALVEZ; DIAS, 2011).

Uma alternativa para a confecção de peças de zircônia em sistemas CAD/CAM é utilizada pelo sistema Procera® onde, após a obtenção da imagem digitalizada do preparo, é confeccionado um troquel com 20 a 30% de aumento e, sobre este troquel um pó cerâmico de zircônia parcialmente sinterizada é prensado. Depois de usinada, a peça é removida e sinterizada, sofrendo então a contração de 20 a 30% e alcançando a sua densidade máxima (ANDREIUOLO; GONÇALVEZ; DIAS, 2011).

Em se tratando de sistemas manuais, a infraestrutura é fabricada manualmente em cera ou compósito, sendo posta em uma máquina pantográfica após a conclusão. Primeiramente os braços de cópia destas máquinas copiam o padrão de cera, enquanto os braços de corte, contendo brocas carbides de carboneto usinam o bloco de zircônia pré-sinterizado selecionado. A peça final é aumentada para compensar o encolhimento durante a fase de sinterização. Utilizando os sistemas CAM, exige-se também um enceramento da infraestrutura, sendo então digitalizada por feixe de laser, transformado em um design digital, em seguida usinados em um aparelho CAM e por fim sinterizadas em um forno (KOHORST *et al.*, 2011).

A maior facilidade e velocidade da fresagem macia pode justificar o porquê dos fabricantes escolherem esse método para fabricar seus produtos em zircônia, enquanto apenas um número reduzido utiliza a fresagem dura (HIP) (AL-AMLEH; LYONS; SAWIN 2010). Por conta das suas características de grande resistência e

dureza serem desfavoráveis para usinagens longas e o desgaste pesado das ferramentas de fresagem, a zircônia, muitas vezes não é usinada em um estado totalmente sinterizado, mas sim, em estado pré-sinterizado. (KOHORST *et al.*, 2011).

2.11.3 Pilares de Implante

Além da Zircônia se comportar como um metal, apresenta uma característica estética muito satisfatória devido a sua cor mais próxima à estrutura dentária, fazendo com que seja uma boa escolha para a sua utilização em pilares de implantes na região anterior. A Zircônia apresenta menos tons e é mais opaca em comparação com os outros materiais disponíveis, porém, desempenha um papel adequado. A alumina, apesar de ser um material mais estético, sofre com problemas tecnológicos como a baixa resistência à forças de flexão, enquanto este problema não é observado na zircônia (VARUGHESE, 2012).

As cerâmicas de zircônia estabilizada com ítria apresentam a resistência à flexão das (900-1400 MPa), uma resistência à fratura de até 10 MPa /m 0,5, e um módulo de elasticidade no valor de 210 GPa adequado para suportar tensões decorrentes dos ciclos masigatórios (PICONI; MACCAURO, 1999).

Esta combinação de uma estética mais do que aceitável e as suas propriedades mecânicas de longo alcance tornam este material o padrão ouro solidamente confiável dentre as cerâmicas puras disponíveis hoje (VARUGHESE, 2012).

A confecção de pilares de implante com zircônia estabilizada com Ítria (FIGURA 8) vem sendo estudada e comparada com outros sistemas disponíveis atualmente, apresentando não somente adequada estética, mas como também resistência suficiente para resistir aos esforços sofridos pelos dentes posteriores em função (LOPS *et al.*, 2013; ZEMBIC *et al.*, 2013; ZEMBIC *et al.*, 2014);

Figura 8 – Implantes com Pilares de Zircônia



Fonte: Zembic *et al.*, 2014.

No estudo de Sicilia *et al.*, (2015) uma avaliação de revisões sistemáticas baseadas em ensaios clínicos randomizados e estudos prospectivos após avaliarem a biocompatibilidade com os tecidos, estética do material e o seu comportamento como pilar concluíram que a zircônia pode ser escolhida para a confecção de pilares de implante tanto para a região posterior como anterior. Os autores destacam ter encontrado mais problemas de origem biológica com a utilização de zircônia como pilar, porém, sem ter encontrado uma relação direta com o material. Relacionaram tal adversidade com o resto de cimentos na área submucosa concluindo que independente do material a ser utilizado, sendo importante que se mantenha um acesso adequado ao pilar para que seja feita a correta limpeza desta área.

Para que a utilização da zircônia seja considerada de forma prática, é necessário que sejam realizados estudos de acompanhamento em comparações com os materiais utilizados até então, para a aceitação da eficácia clínica da zircônia como uma opção para a confecção de pilares de implante. Zembic *et al.*, (2013) realizou um estudo de comparação utilizando pilares de implante confeccionados com zircônia associados com restaurações de cerâmica pura e metalo-cerâmicas com pilares confeccionados com titânio, apresentando como resultado uma taxa de sobrevivência de 100%, sem nenhum relato de falha no grupo teste, ocorrendo 3 fraturas das cerâmicas de recobrimento de 3 elementos metalo-cerâmicos. O estudo realizado por Lops *et al.*,(2013) se baseou na comparação de pilares de implante confeccionados com zircônia associados a restaurações de cerâmica pura (grupo teste) e pilares de implante confeccionados com titânio e restaurações metalo-cerâmicas (grupo controle) que também resultou em uma taxa sobrevivência de 100% para ambos os grupos. A perda de retenção de 2 parafusos das coroas e fraturas da cerâmica de recobrimento em 7 restaurações (4 em pilares de Zr e 3 em

pilares de Ti) que apesar de implicarem no resultado do sucesso, não impediram que as peças fossem mantidas em função. Zembic *et al.*,(2014) avaliou 31 pilares de zircônia em 16 pacientes e encontrou novamente uma taxa de sobrevivência de 100% como resultado de 11 anos de preservação, encontrando 2 desprendimentos do parafuso da coroa que necessitaram ser novamente aparafusados e 3 coroas com fraturas da cerâmica de recobrimento, resultando em uma taxa de sucesso de 96,3%.

2.11.4 Implantes de Zircônia

Os implantes de cerâmica vêm sendo propostos como alternativas ao titânio por suas características que o diferenciam dos demais materiais. Sua coloração branca permite uma caracterização imitando melhor os dentes naturais do que o titânio com a sua aparência cinza, oferecendo melhor estética. Com a utilização de implantes a partir da zircônia evita-se a cor escurecida na margem gengival (ANDREIOTELLI; WENZ; KOHAL, 2009) (FIGURAS 9 e 10).

Figura 9 – Implante de Zircônia



Fonte: PAYER *et al.*, 2015.

Figura 10 – Visualização de Implantes de Zircônia em boca e radiograficamente



Fonte: BORGONOVO *et al.*, 2015.

Atualmente o material de escolha para implantes orais cerâmicos é a Y-TZP, apresentando uma resistência à flexão elevada de aproximadamente 1200MPa, um módulo de elasticidade inferior (200GPa) e uma resistência a fratura elevada (KIC:~6-10MPa m^{1/2}) (ANDREIOTELLI; WENZ; KOHAL, 2009).

A Y-TZP como um material de implante apresenta uma elevada biocompatibilidade, propriedades mecânicas adequadas, alta radiopacidade e fácil manuseio na preparação do pilar. A cerâmica à base de zircônia é bem tolerada pelos tecidos duros e moles. Implantes Y-TZP podem se osseointegrar com sucesso semelhante ao implante de titânio em condições de carga semelhantes (ALI *et al.*, 2014).

Estudos atuais que tem por objetivo avaliar as taxas de sobrevivência e sucesso dos implantes de zircônia por meio do acompanhamento e reavaliações após a correta instalação dos mesmos, a fim de encontrar resultados de sobrevivência dos implantes de Zircônia que se comparam com os obtidos com o uso dos implantes de titânio, consagrado padrão ouro atual (GAHLERT *et al.*, 2013; BRÜLL, WINKELHOFF, CUNE 2014; PAYER *et al.*, 2015; BECKER *et al.*, 2015). Assim sendo, Brüll, Winkelhoff e Cune (2014) em seu estudo de acompanhamento por 3 anos de 118 implantes alcançaram uma taxa de sobrevivência de 96,50%; Payer *et al.* (2015) em um estudo de 1 ano com 31 amostras, tendo como grupo controle 15 implantes de Titânio sendo comparados com 16 implantes de Zircônia chegou a um resultado de 100% e 93,3% respectivamente; da mesma forma Becker *et al.* (2015) em 2 anos chegou a um resultado de 95,50% com a utilização dos implantes de zircônia; Borgonovo *et al.* (2015) avaliando implantes 20 implantes em

áreas estéticas com um acompanhamento de 4 anos chegou ao impressionante resultado de 100% de sobrevivência dos implantes. Dos casos estudados, somente Gahlert *et al* (2013) chegou a um resultado mais baixo de 82,4% de sobrevivência final geral, após o acompanhamento de 170 implantes com diâmetros de diferentes diâmetros (3,25mm, 4mm e 5mm) durante 3 anos.

Somado às avaliações de sobrevivência dos implantes de zircônia, avaliações dos níveis de perda óssea e os índices periodontais avaliados apresentam resultados estatisticamente estáveis e sem grandes diferenças quando comparados com resultados de implantes de titânio ou em comparação com os elementos dentários em boca dos pacientes (PAYER *et al.*, 2015; BECKER *et al.*, 2015; BRÜLL, WINKELHOFF, CUNE 2014; GAHLERT *et al.*, 2013; BORGONOVO *et al.*, 2015).

3 METODOLOGIA

A metodologia deste trabalho foi baseada em uma pesquisa bibliográfica, utilizando como instrumento de pesquisa análise e interpretação de artigos, revistas e livros.

3.1 Tipo de Estudo

Revisão de Literatura

3.2 Seleção do Material Bibliográfico

Bases de dados consultadas: pubmed, scielo, chochraine e capes de 1975 a 2015.

Palavras chave: *zircônia, prótese dentária, biocompatibilidade, cerâmicas dentárias, tecnologia odontológica.*

Idiomas: Português (BR) e Inglês.

4 DISCUSSÃO

Desde que começou a ser utilizada na odontologia, a zircônia vêm sendo aperfeiçoada e sendo alvo de muitos estudos que definitivamente coloquem-na entre as possibilidades de indicações de material para reabilitações protéticas. Suas propriedades mecânicas proporcionam vantagens que superam a maioria dos materiais restauradores em muitos quesitos (KELLY; DENRY, 2008; SARIDAG, TAK, ALNIACIK, 2013; ALI *et al.*, 2014).

Em relação às infraestruturas de próteses fixas, os autores corroboram em relação à maioria dos resultados. As taxas de sobrevivência das infraestruturas de zircônia apresentadas pelos autores foram de 93% após 3 anos segundo Peláez *et al.*, (2010), de 95,2% durante 3 anos segundo Rinke *et al.*, (2013a), de 92% no estudo de Schmitt *et al.*, (2012) após 5 anos e de 83,4% após 7 anos de preservação segundo Rinke *et al.*, (2013b), todos os resultados com taxas de sobrevivências altas em comparação com o tempo observado.

A forma do preparo e quantidade de desgaste como pré-requisito para a obtenção de uma adequada resistência mecânica foi citada por vários autores. Desta forma, Peláez *et al.*, (2010), Rinke *et al.*, (2013a) e Rinke *et al.*, (2013b) sugerem a realização de preparos dentários com desgastes de 0,8 a 1mm de desgaste no chanfro; Peláez *et al.* (2010) confeccionou preparos com 1,5mm de redução axial e 1,5 a 2mm na porção oclusal; Rinke *et al.* (2013a) mantiveram 4° - 6° de convergência nas paredes do preparo e 1,5 mm de redução oclusal; nos preparos de Rinke *et al.* (2013b) as paredes do preparo apresentavam uma convergência de 6° - 8° com redução oclusal de 1,5 a 2mm. Schmitt *et al.* (2012) não relatou no trabalho os padrões de desgastes utilizados para a confecção dos preparos dos elementos pilares, porém, observa-se padrões de desgaste muito próximos sendo utilizados pelos autores.

Comparando o método de confecção das infraestruturas, observou-se que todas as infraestruturas de zircônia foram confeccionadas por sistemas CAD/CAM, sendo que Peláez *et al.* (2010) e Schmitt *et al.* (2012) utilizaram sistemas LAVA (3M ESPE) e Rinke *et al.* (2013a) e Rinke *et al.* (2013b) utilizaram sistemas Cercon (DeguDent). A espessura mínima utilizada para a confecção das infraestruturas foram de 0,5mm por Peláez *et al.* (2010), de 0,3mm para as infraestruturas metálicas

e 0,4mm para as de zircônia por Rinke *et al.* (2013a) e de 0,4mm para Rinke *et al.* (2013b). Schmitt *et al.* (2012) não apresenta medidas de espessura mínima para as infraestruturas confeccionadas. Uma das dificuldades em se trabalhar com a zircônia envolve a adesão das peças de zircônia à materiais sintéticos e à estrutura dentária (THOMPSON *et al.*, 2011; SARIDAG, TAK, ALNIACIK, 2013; ALI *et al.*, 2014).

Como material de cimentação, Schmitt *et al.* (2012) e Rinke *et al.* (2013a) utilizaram cimentos de ionômero de vidro para a cimentação das suas peças, Ketac-Cem (3M ESPE) e Dyract Cem Plus (Dentsply) Ultra XLV respectivamente. Peláez *et al.*, (2010) utilizou o cimento resinoso Rely X Unicem (3M ESPE) para a cimentação e Rinke *et al.* (2013b) realizou a cimentação das suas peças com Fosfato de Zinco. A utilização fosfato de zinco como opção, utilizada por Rinke *et al.* (2013b) apresentou índices de perda de retenção da peça mais elevados, sendo definido pelo autor como uma fator crítico quando associado à zircônia.

Quanto as falhas da zircônia, a maior incidência observada envolve a fratura da porcelana de recobrimento (DONOVAN 2008; DENRY, KELLY 2008; KOUTAYAS *et al.*, 2009; AL-AMLEH, LYONS, SWAIN 2010; KELLY, BENETTI 2011; SARIDAG, TAK, ALNIACIK 2013; ALI *et al.*, 2014). Todos os estudos de acompanhamento citaram a fratura da porcelana de recobrimento como a falha de maior incidência (PEÁLEZ *et al.*, 2010; SCHMITT *et al.*, 2012; RINKE *et al.*, 2013a; RINKE *et al.*, 2013b). Não ocorreu nenhuma fratura da infraestrutura.

A adaptação marginal das restaurações tiveram sucessos de 90% Peláez *et al.*, (2010) e 96% Rinke *et al.* (2013a). A utilização da zircônia como material para confecção de infraestruturas é indicada por todos autores.

Quadro 1 – Comparação dos resultados dos estudos de infraestruturas

	<i>Peláez et al.</i>	<i>Schmidt et al.</i>	<i>Rinke et al. b</i>	<i>Rinke et al. a</i>
Taxa de Sobrevivência	93% em 3 anos	92% em 5 anos	95,2% em 3 anos	93,4% em 7 anos
Forma do Preparo	0,8-1mm chanfro. 1,5 axial 1,5-2mm oclusal	-	0,8-1mm chanfro. 4-6° axial 1,5mm oclusal	0,8-1mm chanfro. 6-8° axial 1,5mm oclusal
Confeção	LAVA (3M ESPE)	LAVA (3M ESPE)	Cercon (DeguDent)	Cercon (DeguDent)
Espessura	0,5mm	-	0,4mm	0,4mm
Cimentação	Relyx Unicem (3M ESPE)	Ketac Cem (3M ESPE)	Dyract Cem Plus (Dentsply)	Fosfato de Zinco
Principais Falhas	Fratura da cerâmica de Cobertura	Fratura da cerâmica de Cobertura	Fratura da cerâmica de Cobertura	Fratura da cerâmica de Cobertura
Adaptação Marginal	90%	-	96%	-

Com relação aos pilares de implante de zircônia, a soma da estética e das características mecânicas da zircônia são o que fazem com que o material desperte tanto interesse dos pesquisadores, principalmente para casos onde os metais apresentam uma maior dificuldade de mascaramento, enquanto os pilares de zircônia proporcionam resultados estéticos aprimorados (DENRY; KELLY 2008; VOLPATO et al., 2011; LOPS et al., 2013; ZEMBIC et al., 2013; ALI et al., 2014; ZEMBIC et al., 2014). As avaliações da taxa de sobrevivência dos pilares de zircônia apresentam impressionantes valores de 100% nos estudos de Zembic *et al.*, (2014), Zembic *et al.*, (2013), e Lops *et al.*, (2013) com tempo de preservação de 11 anos, 5,6 anos e 5 anos respectivamente. Para assegurar a biocompatibilidade com os tecidos circundantes foram realizados testes avaliando índices periodontais. Em uma comparação dos pilares de implante de zircônia com os dentes remanescentes Zembic *et al.*, (2014) e Sicilia *et al.*, (2015) não relataram diferenças significativas, enquanto Lops *et al.*, (2013) observou maior índice de sangramento nas restaurações com pilares de zircônia do que nos dentes. Zembic *et al.*, (2013) teve resultados semelhantes entre os pilares de zircônia e titânio avaliados, porém, mais agravantes em comparação com os elementos dentários. Assim como a avaliação da utilização da zircônia como infraestrutura de próteses fixas, a fratura da cerâmica de recobrimento foi a falha primária observada e sem fratura da infraestrutura. Como as fraturas das cerâmicas de recobrimento não afetaram a função das peças, não

influenciaram nas taxas de sobrevivências obtidas pelos pilares de zircônia. Pode ser concluído que a indicação da zircônia como pilar de restaurações de implante é bem indicada pelos autores (LOPS *et al.*, 2013; ZEMBIC *et al.*, 2013; ZEMBIC *et al.*, 2014) tanto para casos de região anterior (LOPS *et al.*, 2013; SILICIA *et al.*, 2015), como para a região posterior (LOPS *et al.*, 2013; ZEMBIC *et al.*, 2013; ZEMBIC *et al.*, 2014; SILICIA *et al.*, 2015).

Quadro 2 - Comparação dos resultados dos estudos sobre pilares de zircônia

	Zembic <i>et al.</i> 2013	Lops <i>et al.</i> 2013	Zembic <i>et al.</i> 2014	Sicilia <i>et al.</i> 2015
Taxa Sobrevivência	100%	100%	100%	-
Índices Periodontais	Sem diferenças	Zr = Ti, mas piores do que os dentes	IS maior nos pilares do que nos dentes	Sem diferenças
Fratura da Porcelana	Principal falha	Principal falha	Principal falha	Principal falha
Fratura da Infraestrutura	Não observada	Não observada	Não observada	Não observada

As exigências dos pacientes pela restauração de elementos perdidos com a associação da estética e eficiência, quando em função, fizeram com que a odontologia buscasse o desenvolvimento de implantes totalmente de zircônia. Por conta da sua coloração mais branca, permite uma mimetização mais natural dos dentes e evita o escurecimento da margem gengival de aspecto acinzentado, fator negativo observado em implantes de titânio (ANDREIOTELLI; WENZ; KOHAL, 2009). A eficiência dos implantes de zircônia é visto pelas taxas de sobrevivências de 96,5 % Büll; Vinkelhoff; Cune (2014), 93,3% Payer *et al.*, (2015), 95,5% Becker *et al.*, (2015) muito próximas aos 100% obtidos por Payer *et al.*, (2015) e Borgonovo *et al.*, (2015) no grupo controle de titânio. Gahrlet *et al.*, (2013) obteve um índice geral de 82,4%, sendo considerado baixo, porém, avaliou implantes com diferentes diâmetros (3,25mm, 4mm e 5mm). Os diâmetros utilizados estudos com resultados superior ao de Gahrlet *et al.*, (2013) utilizaram implantes de zircônia com diâmetros de 4mm Payer *et al.*, (2015), 4,5mm e 5mm por Becker *et al.*, (2015), 3,5mm por Büll; Vinkelhoff; Cune (2014) e 5,5mm no estudo de Borgonovo *et al.*, (2015). O resultado final obtido por Gahrlet *et al.*, (2013) tem relação com um maior número de

falhas nos implantes de 3,25mm (59,5%) e 5mm (73,9%), enquanto, se visto de forma separada, os implantes de 4mm tem resultados mais próximos aos dos outros autores com 90,6% de taxa de sobrevivência. Gahrlet *et al.*, (2013) concluiu seu estudo contraindicando a utilização de implantes de zircônia de diâmetro reduzido e relata que implantes de titânio apresentem taxas de sobrevivência acima de 95%, superando os implantes de 4mm em resultados de longo prazo. Como forma de avaliar a qualidade de ósseointegração dos implantes de zircônia, o índice de perda óssea marginal foi mensurado por Büll; Vinkelhoff; Cune (2014), Borgonovo *et al.*, (2015), Payer *et al.*, (2015) e Gahrlet *et al.*, (2013) onde todos os autores encontraram valores estatisticamente estáveis e sem diferenças entre implantes de titânio e zircônia. Da mesma forma que as avaliações de perda óssea marginal, índices também periodontais avaliados. Diferenças entre implantes de zircônia e dentes não foram observadas por Büll; Vinkelhoff; Cune (2014), Borgonovo *et al.*, (2015) e Gahrlet *et al.*, (2013). Payer *et al.*, (2015) além de não relatar diferenças entre dentes e implantes de zircônia, ressaltou a similaridade entre implantes de titânio e zircônia.

Por fim, quanto ao tipo de implantes utilizados ressaltasse que tanto implantes monocomponentes (GAHRLET *et al.*, 2013; BORGONOVO *et al.*, 2015), como bicomponentes (VINKELHOFF; CUNE, 2014; PAYER *et al.*, 2015; BECKER *et al.*, 2015; BRÜLL) foram utilizados nos estudos, não sendo levantadas alguma diferença entre os tipos. Mesmo com a observação de Gahrlet *et al.*, (2013), todos os autores corroboram na indicação da zircônia como opção à utilização de implantes titânio (GAHLERT *et al.*, 2013; BRÜLL, WINKELHOFF, CUNE 2014; BECKER *et al.*, 2015; BORGONOVO *et al.*, 2015; PAYER *et al.*, 2015).

Quadro 3 - Comparação dos resultados dos estudos sobre implantes de zircônia

	Brull, V, Cune, 2014	Payer <i>et al.</i> 2015	Becker <i>et al.</i> 2015	Borgonovo <i>et al.</i> 2015	Gahret <i>et al.</i> 2015
Taxa de Sobrevivência	96,5% em 3 anos	93,3% em 1 ano	95,5% em 2 anos	100% em 4 anos	82,4% em 3 anos (geral)
Diâmetro	3,5mm	4mm	4,5 e 5mm	5,5mm	3,25 , 4 e 5mm
Índice Perda Óssea Marginal	Estável	Estável	Estável	Estável	Estável
Tipo de Implante	Bicomponentes	Bicomponentes	Bicomponentes	Monocomponentes	Monocomponentes

5 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, é possível concluir que:

- O conhecimento da estrutura da zircônia torna mais fácil a compreensão das indicações e limitações do material para a sua utilização na resolução de casos de prótese odontológica.

- As principais indicações da zircônia envolvem procedimentos que abrangem praticamente todos os estágios da confecção de próteses fixas, abrangendo desde a confecção de implantes totalmente de zircônia, até a confecção da infraestrutura das restaurações.

- Os resultados de comparação entre a utilização da zircônia e dos metais como opção para o tratamento apresentam resultados muito similares, sem diferenças estatísticas sendo destacadas pelos autores. A zircônia apresenta uma estética elevada se comparada com os metais, contudo, envolve um processo de fabricação mais sofisticado.

- As limitações encontradas relacionadas à zircônia envolvem principalmente a fratura da porcelana de recobrimento, sendo necessário mais estudos para a identificação das reais causas deste problema. A fratura da infraestrutura, apesar de citada na literatura por alguns autores, não foi observada nos estudos clínicos avaliados neste trabalho.

- São necessários mais estudos sobre o material para o aprimoramento da sua técnica e a ampliação das suas indicações.

REFERÊNCIAS

AL-AMLEH, A. B.; LYONS, K.; SWAIN, M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*, v. 37, n. 8, p. 641-652, 2010.

ALI, S. A. et al. Zirconia: Properties and Application - Review. *Pakistan Oral & Dental Journal*, v. 34, n. 1, p. 178-183, 2014.

ANDREIOTELLI, M.; WENZ, H. J.; KOHAL, R. J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research*, v. 20, n. s4, p. 32-47, 2009

ANDREIUOLO, R.; GONÇALVES, S. A.; DIAS, K. R. H. A zircônia na Odontologia Restauradora. *Revista Brasileira de Odontologia*, v. 68, n. 1, p. 49-53, 2011.

ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C.; RAWLS, H. R. Phillips: Materiais Dentários. 12. ed. Rio de Janeiro: *Elsevier*, 2013.

BACHHAV, V. C.; ARAS, M. A. Zirconia-based fixed partial dentures: A clinical review. *Quintessence international*, v. 42, n. 2, p. 173-187, 2011.

BECKER, J. et al. Clinical performance of two-piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: a prospective cohort study over 2 years. *Clinical oral implants research*, p. 1-7, 2015.

BORGONOVO, A. E. et al. Zirconia Implants in Esthetic Areas: 4-Year Follow-Up Evaluation Study. *International Journal of Dentistry*, v. 2015, p. 1-8, 2015.

BOTTINO, M. A. et al., Effect of Surface Treatments on the Resin Bond to Zirconium-Based Ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 18, n. 1, p. 60-65, 2005.

BRÜLL, F.; VAN WINKELHOFF, A. J. Zirconia Dental Implants: A Clinical, Radiographic, and Microbiologic Evaluation up to 3 Years. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, v. 29, n. 4, p. 914-920, 2014.

CHEVALIER, J. et al., The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *The American Ceramic Society*, v. 92, n. 9, p. 1901-1920, 2009.

CHO, M. S.; YU, B.; LEE, Y. K. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dental Materials*, v. 25, n. 6, p. 695-702, 2009.

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, v. 24, n. 3, p. 299-307, 2008.

DONOVAN, Terence. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, v. 139, n. 9, p.145-185, 2008.

GAHLERT, M. et al. Dental Zirconia Implants up to Three Years in Function: A Retrospective Clinical Study and Evaluation of Prosthetic Restorations and Failures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, v. 28, n. 3, p. 896-904, 2013.

GARVIE, R. C.; HANNINK, R. H.; PASCOE, R. T. Ceramic steel?. *Nature*, v. 259, p. 703-4, 1975.

GUAZZATTO, M. et al. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, v. 33, n. 1, p. 9-18, 2005.

HANNIK, R. H. J.; KELLY, P. M.; MUDDLE, B. C. Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramic. *Journal of the American Ceramic Society*, v. 83, n. 3, p. 461-487, 2000.

HEDGE, C. et al. Metal-free restorations: Clinical considerations. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, v. 1, n. 1, p. 10-13, 2011.

HEFFERMAN, M. J. et al. Relative translucency of six all-ceramic system. Part:I core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 88, n. 1, p. 4-9, 2002.

KELLY, J. R.; BENETTI, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Association*, v. 56, n. 1, p. 84-96, 2011.

KELLY, J. R.; DENRY, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials*, v. 24, n. 3, p. 289-298, 2008.

KHAMVERDI, Z.; MOSHIRI, Z. Zirconia: An Up-to-date Literature Review. *DJH*, v. 4, n. 1, p. 1-15, 2013.

KOHORST et al., Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clinical Oral Investigations*, v. 15, n. 4, p. 527-536, 2011.

KOSMAČ, Tomaž et al. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental materials*, v. 15, n. 6, p. 426-433, 1999.

KOUTAYAS, S. O. et al. Zirconia in Dentistry: Part2. Evidence-based Clinical Breakthrough. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, v. 4, n. 4, p. 348-380, 2009.

LANGE, F. F.; DUNLOP, G. L.; DAVIS, B. L. Degradation during ageing of transformation toughened ZrO₂-Y₂O₃ materials at 250 °C. *Journal of the American Ceramic Society*, v. 69, n. 3, p. 237-240, 1986.

LIANG, Y.; DUTTA, S. P. Application trend in advanced ceramic technologies. *Technovation*, v. 21, n. 1, p. 61-65, 2001.

LIU, Perng-Ru. A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. *Compendium*, v. 26, n. 7, p. 507-513, 2005.

LOPS, D. et al. Zirconia and Titanium Implant Abutments for Single-Tooth Implant Prostheses After 5 Years of Function in Posterior Regions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, v. 28, n. 1, p. 281-7, 2013.

LUGHI, V.; SERGO, V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, v. 26, n. 8, p. 807-820, 2010.

MATTIELLO, R. D. L. et al. A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. *ISRN Biomaterials*, v. 2013, p. 1-10, 2013.

MIYAZAKI, T. et al. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, v. 28, n. 1, p. 44-56, 2009.

MIYAZAKI, T., HOTTA Y.. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, v. 5, n. s1, p. 97-106, 2011.

MONACO, Carlo. *Zirconia in Dentistry*. 2013. 166 f. Tese (PhD program: "materials engineering", Department of Civil, Chemical, Environment and Materials Engineering – DICAM – Faculty of Engineering) – Alma Mater Studiorum Università' Di Bologna, 2013.

PANADERO, R. A. et al. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *Oral Medicine and Pathology*, v. 6, n. 1, p. 66-73, 2014.

PAYER, M. et al. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants – a randomized controlled clinical trial. *Clinical oral implants research*, v. 26, n. 4, p. 371-376, 2015.

PELÁEZ, J. et al., A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: Three-year clinical results. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 107, n. 6, p. 373-9, 2010.

PICONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, v. 20, n. 1, p. 1-25, 1999.

RINKE, S. et al. Practice-based clinical evaluation of metal–ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 40, n. 3, p. 228-237, 2013a.

RINKE, S. et al. Prospective Evaluation of Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: 7-Year Clinical Results. *The International journal of prosthodontics*, v. 26, n. 2, p. 164-171, 2013b.

SARIDAG, S.; TAK, O.; ALNIACIK, G. Basic properties and types of zirconia: An overview. *World J Stomatol August*, v. 2, n. 3, p. 40-47, 2013.

SCHMITT, J. et al Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: 5-Year Clinical Results of a Prospective Clinical Trial, *The International journal of prosthodontics*, v. 25, n. 6, p. 585-589, 2012.

SICILIA, A. et al. Long-term stability of peri-implant tissues after bone or soft tissue augmentation. Effect of zirconia or titanium abutments on peri-implant soft tissues. Summary and consensus statements. The 4th EAO Consensus Conference 2015. *Clinical oral implants research*, v. 26, n. 11, p. 148-152, 2015.

SIRONA. Disponível em: <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/restorations-with-cerec/?tab=3720>. Acesso em: 03 Novembro 2015.

SUBBARAO, E. C. Zirconia-an overview. In: Heuer, A. H. Hobbs LW, editors. Science and Technology of zirconia. Columbus, OH: The American Ceramic Society, p. 1-24, 1981.

SWAB, J. J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of material science*, v. 26, n. 24, p. 6706-6714, 1991

SWAIN, M. V. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, v. 5, n. 5, p. 1668-1677, 2009.

THOMPSON, J. Y. et al., Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now?. *Dental Materials*, v. 27, n. 1, p. 71-82, 2011.

VAGKOPOULOU et al. Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of an Upcoming Bioceramic. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, v. 4, n. 2, p. 130-151, 2009.

VARUGUESE, Donny Philip. Zirconia Abutments: A Quintessence of Modern Day Implantology. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, v. 3, n. 3, p. 133-137, 2012.

VOLPATO, C. A. M. et al., Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. *INTECH Open Access Publisher*, 2011.

YOSHIMURA, M. et al. Role of water on the degradation process of Y-TZP. *Hydrothermal Reactions for Materials Science and Engineering*, v. 6, p. 465-7, 1987.

ZEMBIC, A. et al. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clinical oral implants research*, v. 24, n. 4, p. 384-390, 2013.

ZEMBIC, A. et al. Eleven-Year Follow-Up of a Prospective Study of Zirconia Implant Abutments Supporting Single All-Ceramic Crowns in Anterior and Premolar Regions. *Clinical implant dentistry and related research*, v. 17, n. 2, p. 417-426, 2014.