

MARINHA DO BRASIL
ODONTOCLÍNICA CENTRAL DA MARINHA

CD Anália Brandão Domingos Pereira

Resistência de união a diferentes cimentos como consequência dos tratamentos químicos e mecânicos na superfície da Zircônia em pilares de próteses fixas: uma revisão de literatura.

Rio de Janeiro
2013

MARINHA DO BRASIL

ODONTOCLÍNICA CENTRAL DA MARINHA

CD Anália Brandão Domingos Pereira

Resistência de união a diferentes cimentos como consequência dos tratamentos químicos e mecânicos na superfície da Zircônia em pilares de próteses fixas: uma revisão de literatura.

Monografia apresentada à Odontoclínica Central da Marinha como um dos requisitos para a obtenção do título de Especialista em Prótese Dentária.

Orientador: Prof Dr. Gustavo Oliveira dos Santos.UFF

Co-orientador: 1º Ten (CD) Lidiane Thomaz Coelho de Farias

Rio de Janeiro
2013

CATALOGAÇÃO NA FONTE

Pereira, Anália Brandão Domingos

Resistência de união a diferentes cimentos como consequencia dos tratamentos químicos e mecânicos na superfície da zircônia em pilares de proteses fixas: uma revisão de literatura / Anália Brandão Domingos Pereira– Rio de Janeiro, 2013.

f. 39: il.

Orientador: Dr Gustavo Oliveira dos Santos. UFF

Co-orientador: 1º Ten (CD) Lidiane Thomaz Coelho de Farias

Monografia (Especialização em Prótese Dentária) – Odontoclínica Central da Marinha.

FOLHA DE APROVAÇÃO

CDAnália Brandão Domingos Pereira

Resistência de união a diferentes cimentos como consequência dos tratamentos químicos e mecânicos na superfície da Zircônia em pilares de próteses fixas: uma revisão de literatura.

Aprovada em __ de _____ de 2013.

Professor: _____

CF(RM1-CD) Liliane Menezes Salles de Miranda

Professor: _____

CT(RM1-CD) Fernanda Garcia

Orientador: _____

Prof Dr. Gustavo Oliveira dos Santos

Rio de Janeiro

2013

DEDICATÓRIA

Dedico essa formação profissional e pessoal aos meus pais Thelma e Roberto, meus irmãos Rommel e Myriam, avós Anália e Myriam e avôs Theodoro e Juvenal, tios Alex e Luís e ao meu grande namorado e companheiro Leonardo, que sempre acreditaram na minha capacidade como cirurgiã-dentista e na minha fibra como batalhadora, dando apoio e força e ajudando a remover cada pedra que apareça em meu caminho, pois todos eles sempre acreditaram no meu futuro como profissional bem sucedida e realizada. Não menos importantes, dedico também este trabalho a todos os meus pacientes, pois tenho certeza que cada um marcou esse meu caminho e levou consigo um pouco de mim.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pai de todas as criaturas, por ter me dado a oportunidade de aprimorar meus conhecimentos, aos meus familiares e namorado que tornaram isso viável e principalmente aos professores Paulo Henrique, que nos mostrou como obter o sucesso na odontologia com sua técnica e organização impecáveis, Marcos Goulart compartilhando conosco toda sua vivência clínica e praticidade e Lidiane Farias, que transbordando de amor e carinho sempre nos lembrou que a clínica não vive sem a literatura, nos incentivando a aprofundarmos cada vez mais nossos conhecimentos. Não esquecendo das nossas auxiliares Mariana e Marcele que tornaram nossas vidas dentro da clínica de prótese mais confortáveis, e aos nossos paciente que foram o principal meio trabalho e alguns deles se tornando verdadeiros amigos.

RESUMO

Devido à falta de um protocolo único de cimentação de próteses fixas de zircônia, foi feito um levantamento da literatura existente em bases de dados virtuais (Medline, Lilacs, PubMed) e físicas (bibliotecas), visando verificar a resistência de união de diferentes cimentos, convencionais e resinosos, e o pré tratamento da peça protética que alcançasse uma maior adesão ao cimento já que com relação à cimentação resinosa, a zircônia ainda apresenta um problema crítico. Devido a isto, diferentes técnicas de tratamentos mecânico ou químico das superfícies dessas cerâmicas são indicadas, tendo em vista que o tratamento superficial tradicional das porcelanas odontológicas, baseado na aplicação de ácido fluorídrico e de um agente silano, não melhora a resistência de união dos cimentos resinosos às superfícies de Zircônia. Concluiu-se que, apesar da cimentação desta cerâmica poder ser feita por cimentos convencionais, eles não possuem vantagens da cimentação resinosa como selamento marginal, boa retenção e resistência à fratura e com a relação ao tratamento prévio de superfície da peça, clinicamente não há ainda um procedimento clínico que tenha um resultado significativo para melhorar a adesão, apenas métodos laboratoriais protéticos.

Palavras - Chaves: Cimentos. Zircônio. Resinoso.

ABSTRACT

Due to the lack of a single protocol of cementation of fixed prostheses zirconia, a survey was made of the existing literature on virtual databases (Medline, Lilacs, PubMed) and physical (libraries), to verify the bond strength of different cements, conventional and resin, and pre treatment of prosthetic piece to achieve greater adherence to cement since regarding the resinous cement, zirconia still presents a critical problem. Due to this, different techniques of mechanical or chemical treatment of the surfaces of these ceramics are indicated in order that the surface treatment traditional dental porcelains, based on the application of hydrofluoric acid and a silane agent, did not improve the bond strength of the cements resin to the surfaces of zirconia. It was concluded that although this cementing ceramic can be done by conventional cements, they have advantages such as cementation resinous sealing ability, good retention and resistance to fracture and the previous treatment of the work piece surface, there is no clinically a procedure that has a meaningful outcome to improve adherence, only laboratory methods.

Key -Words: Cements. Zirconio. Resinous.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	10
2. PROPOSIÇÃO.....	12
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	13
3.1- Cerâmicas.....	13
3.1.1- Histórico.....	13
3.1.2- Propriedades mecânicas.....	14
3.1.2.1- Tensão.....	14
3.1.2.2- Coeficiente de expansão térmica linear (CELT).....	15
3.1.2.3- Módulo de elasticidade.....	15
3.1.2.4- Tenacidade.....	15
3.1.3- Classificação das cerâmicas.....	16
3.1.3.1- Cerâmicas Ácido-resistentes X Ácido-sensíveis.....	16
3.1.3.2- Cerâmicas Feldspáticas.....	17
3.1.3.3- Cerâmicas associadas a metais.....	17
3.1.3.4- Cerâmicas Dicor.....	18
3.1.3.5- Sistemas cerâmicos prensados – Sistema IPS Empres... Ceram.....	18
3.1.3.6- Sistemas cerâmicos infiltrado por vidro – Sistema In- Ceram.....	18
3.1.3.7- Sistemas cerâmicos fresados.....	19
3.1.3.8- Cerâmicas a base de zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP).....	20
3.2- Cimentação e Cimentos Odontológicos.....	20
3.2.1- Preparo das superfícies internas das restaurações.....	21
3.2.1.1- Superfícies de porcelanas.....	22
3.2.2- Fosfato de Zinco.....	22
3.2.3- Ionômero de Vidro.....	23
3.2.4- Ionômero de Vidro modificado por resina.....	24
3.2.5- Cimentos Resinosos.....	24

3.2.6- Cimentos resinosos Auto-condicionates e Auto-adesivos.....	25
3.3- Zircônia.....	26
3.3.1- Óxidos de zircônio.....	26
3.3.2- Tenacificação da zircônia.....	28
3.3.3- Envelhecimento da zircônia.....	28
3.4- Cimentação da zircônia.....	29
3.4.1- Tratamento da superfície de zircônia para cimentação resinosa.....	30
4. DISCUSSÃO.....	33
4.1- Tratamentos sugeridos para superfície de zircônia	34
5. CONCLUSÃO.....	36
6. REFERÊNCIAS.....	37

1. INTRODUÇÃO

A demanda pela estética na odontologia, bem como a preocupação com a biocompatibilidade dos materiais dentários, têm motivado a indicação de ceramo-cerâmicas, onde a infra-estrutura metálica é substituída por uma cerâmica com propriedades mecânicas adequadas (LAZAR et al., 2004).

As restaurações metalo-cerâmicas, tradicionalmente utilizadas na área odontológica, são constituídas por uma infra-estrutura metálica recoberta por uma cerâmica feldspática, composta basicamente de sílica (64%) e alumina (18%) com quantidades variadas de K₂O e Na₂O. Todavia, estruturas metálicas não possibilitam a transmissão de luz, diminuindo a capacidade de reproduzir as características de vitalidade dos dentes naturais (LAZAR et al., 2004).

Os avanços obtidos na elaboração dos materiais dentários e as novas técnicas empregadas pela Odontologia Restauradora aumentaram a demanda por coroas estéticas, culminando no desenvolvimento dos sistemas cerâmicos. A translucidez provida por estes sistemas assegura a transmissão da luz, minimizando o escurecimento gengival e gerando uma aparência de vitalidade. Em função da estrutura metálica das próteses originarem uma zona de sombreamento na região cervical, devido ao desgaste da porcelana, (uma vez que dificulta a condução de luz na cerâmica) foram desenvolvidas novas técnicas para produzir materiais cerâmicos com resistência suficiente para serem empregados em próteses fixas sem necessidade de um substrato metálico (CONCEIÇÃO et al., 2005).

Entretanto, esses materiais foram inicialmente representados pelas porcelanas feldspáticas, as quais são friáveis e frágeis sob tração, não sendo capazes de resistir às tensões mecânicas presentes no ambiente bucal, além de gerar maior desgaste no dente antagonista. A confecção de restaurações em cerâmica livre de metal tornou-se possível graças ao surgimento da odontologia adesiva de cerâmicas reforçadas. Esses sistemas baseiam-se no desenvolvimento de materiais de infraestrutura, em substituição ao metal, que, associados às porcelanas de cobertura, podem proporcionar excelente resultado estético (HENRIQUES et al., 2008).

Novos sistemas cerâmicos envolvem cerâmicas com núcleos reforçados por meio de dispersão com leucita, infiltração de vidro em alumina sinterizada e uso de alumina altamente pura ou estabilizada com ítrio dióxido de zircônia tetragonal (Y-TZP). Essas cerâmicas de alta resistência (também chamadas de ácido-resistentes) oferecem uma grande variedade de indicações clínicas, tais como pontes parciais fixas e pilares para prótese sobre implantes dentários (ÖZCAN, KERKDIJK, VALANDRO, 2008).

Um foco de pesquisa constante é o desenvolvimento de protocolos e materiais para expandir a gama de indicação para a cimentação das cerâmicas ácido-resistentes. Tal indicação é direcionada para trabalhos com próteses em que os preparos dentários são minimamente invasivos e necessitam de maior força adesiva para cimentação. Embora *in vitro* existam resultados que demonstrem resistência à fratura, faltam dados clínicos confiáveis sobre a longevidade da ligação da superfície da zircônia aos cimentos resinosos (NOTHDURFT, MOTTER, POSPIECH, 2009).

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi, através de uma revisão de literatura, avaliar a resistência de união da zircônia aos diferentes cimentos após o tratamento químico e mecânico da superfície da primeira.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Cerâmicas

3.1.1 Histórico

A cerâmica, cuja denominação vinda do grego *Keramiké* significa “a arte do oleiro”, é descrito como um material inorgânico, não metálico, fabricado a partir de matérias primas naturais, cuja composição básica é a argila, feldspato, sílica, caulim, quartzo, filito, talco, calcita, dolomita, magnesita, cromita, bauxito, grafita e zirconita. Assim, uma grande

variedade de cerâmicas pode ser encontrada, desde simples vasos de barro, passando por azulejos, louças e porcelanas, até as cerâmicas dentárias (KINA, 2005).

Referendado pela primeira vez como material odontológico em 1774, na França, pelo químico Alex Duchateau e pelo dentista Nicholas Dubois de Chemant, a cerâmica foi utilizada com sucesso na fabricação de dentes para prótese total. Um século após, em 1888, Charles Henry Land, dentista em Detroit, após vários experimentos com materiais cerâmicos, projetou e patenteou uma metodologia de manuseio de *inlays* cerâmicos, confeccionados sobre uma lâmina de platina. Com a invenção do forno elétrico em 1894, e da porcelana de baixa fusão em 1898, Land finalmente teve a oportunidade de realizar a construção de coroas totalmente cerâmicas sobre uma lâmina de platina. Entretanto, somente em 1903, após o aperfeiçoamento das cerâmicas fundidas a altas temperaturas, é que foi possível a Charles Land a introdução das coroas de jaqueta de porcelana, abrindo de forma definitiva a entrada da cerâmica na Odontologia Restauradora (KINA, 2005).

Em verdade, as coroas de cerâmica pura, livres de metal, são utilizadas desde o início do século XX, quando Charles Henry Land, em 1903, introduziu uma das formas mais estéticas para reconstrução dentária: as famosas coroas de jaqueta cerâmica (*Porcelain-jacketcrown*). Com qualidades estéticas ótimas, estas coroas são fabricadas com porcelanas feldspáticas, que infelizmente, devido à sua baixa resistência, limitam sua indicação apenas para coroas unitárias em situações de pequeno *stress* oclusal (KINA, 2005).

Certos da eficácia estética da cerâmica pura, o desafio de encontrar soluções que atendessem às correspondentes exigências funcionais, levou ao desenvolvimento de pesquisas buscando alterar a estruturadas cerâmicas convencionais, através da incorporação de substâncias, principalmente óxidos, com o intuito de seu fortalecimento. Em uma primeira tentativa, McLean e Hughs desenvolveram uma cerâmica com melhor resistência à flexão contendo 50% de óxido de alumina, proporcionando duas vezes mais resistência à fratura quando comparadas às cerâmicas feldspáticas convencionais. Entretanto, apesar da melhora, observou-se uma perda na translucidez, devido à transmissão de luz ser limitada pelos cristais de alumina, além de uma resistência ainda insuficiente para uso na região posterior e construção de próteses parciais fixas (PPF) (KINA, 2005).

Sadoun começou a trabalhar com munhões aluminizados infiltrados por vidro, à base de óxido de lantânio (La_2O_3), com cerca de 97% de agregação de óxidos de alumínio, criando um sistema cerâmico de alta resistência. Este sistema, apresentado pela companhia Vita

(Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha) recebe o nome comercial de In-Ceram® Alumina (KINA, 2005).

3.1.2. Propriedades Mecânicas

A compreensão das propriedades físicas e mecânicas das porcelanas dentárias mostra-se fundamental para que técnicos e clínicos possam extrair todas as qualidades que os modernos materiais disponíveis apresentam. Propriedades como coeficiente de expansão térmico linear, dureza, módulo de elasticidade e resistência, fazem parte do cotidiano dos profissionais da prótese dentária, muitas vezes sem o inteiro domínio (FERNANDES e SIMAMOTO, 2006).

3.1.2.1. Tensão

É definida como uma força (F) que atua internamente nas partículas constituintes de um corpo aplicada em área específica. Existem tensões de tração (F que tem a tendência de alongar o material), tensões de contração (F que tendem a encurtar o material), de cisalhamento (F que tendem a torcer ou deslocar uma porção de um corpo sobre o outro), tensões complexas (todas as tensões ao mesmo tempo) e as tensões de flexão (F que tendem a dobrar o corpo). Sempre que uma tensão estiver atuando sobre um corpo ocorrerá uma deformação. Essa deformação, dependendo do valor da tensão e das características do material, poderá ser reversível (elástica) ou permanente (plástica) (FERNANDES e SIMAMOTO, 2006).

3.1.2.2. Coeficiente de expansão térmica linear (CETL)

Pode ser definido, como alteração dimensional de um material quando a sua temperatura é elevada em 1°C. Essa propriedade é muito importante, por exemplo, nas restaurações metalo-cerâmicas e ceramo-cerâmicas, pois o material da infraestrutura e o de recobrimento deve possuir CETL similares, expandindo e contraindo em proporções semelhantes evitando o risco de trincas e fraturas (FERNANDES e SIMAMOTO, 2006).

3.1.2.3. Módulo de elasticidade (ME)

O qual descreve a rigidez de um material, define-se como uma constante, obtida pela razão entre tensão e deformação dentro do limite elástico. Quanto maior o módulo, menor será a deformação elástica resultante da aplicação de uma tensão, e mais rígida será a estrutura de um material. As estruturas dentais e os materiais odontológicos sofrem alta variação quanto ao seu módulo de elasticidade. Em relações estruturas dentárias, a dentina apresenta um ME baixo (18-20 Gpa), sendo considerada um amortecedor para as forças recebidas pelo esmalte, mais rígido e com ME podendo variar de 50 Gpa a 88Gpa (FERNANDES e SIMAMOTO, 2006).

3.1.2.4. Tenacidade

Envolve a quantidade de energia absorvida por um corpo até o momento de sua fratura, envolvendo deformações tanto reversíveis quanto irreversíveis. Um material tenaz é capaz de absorver uma grande capacidade de energia sem se fraturar, podendo ser considerado resistente. Fato que se diferencia de dureza, sendo a mesma referente a resistência do material ao riscamento ou penetração. Existem vários tipos de dureza, medidos de acordo com o formato da ponta diamantada que testa o material, ex: Dureza Vickers; Knoop, Brinell (FERNANDES e SIMAMOTO, 2006).

As cerâmicas são frágeis, isto é, podem ser descritas como materiais que apresentam pouca resistência à fratura, ou seja, quebram-se com facilidade, sobretudo sob forças de tração e na presença de defeitos superficiais que podem gerar falhas catastróficas no material. Sua suscetibilidade à fraturas é uma desvantagem particularmente quando trincas e tensões estão presentes no mesmo ponto da restauração. Um fator que contribui para essa limitação dos materiais cerâmicos é a facilidade de propagação de trincas, tornando o material ainda mais propenso a fratura. Já os metais apresentam ductibilidade e maleabilidade, as quais referem-se a capacidade de um corpo sofrer grande deformação permanente sob ação de forças de tração para o primeiro e forças de compressão para o segundo. Desta forma os metais têm capacidade de resistir a altas tensões por se deformarem plasticamente e, portanto mais resistentes à fratura, fato que torna o material indicado para associação com a porcelana (FERNANDES e SIMAMOTO, 2006).

3.1.3. Classificação das Cerâmicas

As cerâmicas odontológicas podem ser classificadas de diversos modos como por exemplo: quanto à sua estrutura, ao ponto de fusão, ao tratamento recebido pela sua cimentação e a estética.

3.1.3.1. Cerâmicas Ácido-Resistentes X Cerâmicas Ácido-Sensíveis

As cerâmicas odontológicas são compostas por elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio) e substâncias não metálicas (silício, boro, flúor e oxigênio) e caracterizadas por duas fases: uma fase cristalina circundada por uma fase vítrea. A matriz vítrea é composta por uma cadeia básica de óxido de silício (SiO_4), sendo que a proporção Si:O está relacionada com a viscosidade e expansão térmica da porcelana. Já a quantidade e natureza da fase cristalina ditam as propriedades mecânicas e ópticas. Além disso, a formulação da porcelana deve ser feita de modo a apresentar propriedades, como fundibilidade, moldabilidade, injetabilidade, usinabilidade, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência e tenacidade à fratura (GOMES et al., 2008).

As cerâmicas que contêm alto teor cristalino (óxidos de alumínio e/ou zircônia) são chamadas “ácido-resistentes”, tendo demonstrado desempenho clínico superior às cerâmicas ácido-sensíveis. Esse aumento da resistência mecânica se dá à custa de um incremento na fase/ cristalina da cerâmica e diminuição da fase vítrea, acarretando que nenhum tipo de condicionamento ácido seja suficiente para promover uma adequada adesão das cerâmicas aos cimentos resinosos (BANDEIRA et al., 2008).

Portanto, devido a alta porcentagem de alumina e pequena quantidade de sílica presente na In- Ceram Alumina®, os tratamentos de superfície convencionais empregados sobre a cerâmica feldspática, como o condicionamento com ácido fluorídrico e silano, não são os meios mais efetivos de promover união entre a cerâmica aluminizada e o material de fixação resinoso (BANDEIRA et al., 2008).

3.1.3.2. Cerâmica feldspática

A porcelana feldspática é definida como um vidro, composta por feldspato de potássio ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) e pequenas adições de quartzo (SiO_2), sendo que em altas temperaturas, o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina

constituída de leucita. Sua indicação visa à confecção de coroas de jaqueta de diversos tipos (camada de opaco, corpo de dentina, dentina gengival, overlay de esmalte e esmalte incisal), restaurações metalo-cerâmicas e totalmente cerâmicas com baixo conteúdo de leucita (coroas, inlays, onlays e facetas laminadas) (GOMES et al., 2008).

3.1.3.3 Cerâmica associada a metais

A fim de possibilitar a associação das porcelanas aos metais, viabilizando a confecção de restaurações metalo-cerâmicas, foi necessário incorporar maior concentração de leucita nas porcelanas feldspáticas para aumentar o coeficiente de expansão térmica, tornando-o semelhante ao das ligas fundidas, minimizando o estresse térmico residual. A união metalo-cerâmica é derivada basicamente de três princípios: molecular (óxidos formados na superfície do metal agem como componente de união permanente, formando uma estrutura sanduíche, a qual é unida separadamente tanto ao substrato do metal como da porcelana), mecânico (a rugosidade de superfície produzida pelo jateamento promove retenção mecânica e aumenta a área superficial para a união com a porcelana) e união de compressão (o coeficiente de expansão térmica das facetas de porcelana são discretamente mais baixo que da liga metálica para assegurar que a cerâmica esteja sob baixa compressão após o esfriamento) (GOMES et al., 2008).

3.1.3.4. Cerâmica Dicor

A cerâmica Dicor, introduzida em 1980, é uma cerâmica de fundição, sendo um dos primeiros sistemas cerâmicos que empregou tecnologia mais apurada, composta por vidro contendo 45% de cristais de mica tetrasílica com flúor, obtida pelo processo convencional de cera perdida e vidro fundido de 1350 a 1400 °C, resultando numa restauração de cerâmica vítrea que apresenta certo grau de contração. Esse sistema era indicado para a confecção de coroas unitárias anteriores e posteriores, *inlays*, *onlays* e facetas laminadas, sendo atualmente seu uso pouco empregado. As coroas de vidro fundível mostravam boa performance clínica quando era mantida uma espessura adequada de material na superfície oclusal e alta taxa de fratura em regiões posteriores (GOMES et al., 2008). O material também podia ser utilizado como infra-estrutura, sobre o qual é aplicado à cerâmica feldspática, resultando em um

material de cobertura mais estável e com resistência flexural em torno de 90 a 120 Mpa (HENRIQUES et al., 2008).

3.1.3.5. Sistemas cerâmicos prensados - Sistema IPS Empress

O sistema IPS Empress (Ivoclar North América, Amherst, NY, EUA) é baseado em cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita (35-55% - Sistema IPS Empress I – E1) ou reforçada por cristais de dissilicato de lítio (60-65% - Sistema IPS Empress II - E2), no qual a cerâmica é injetada num molde de revestimento, obtido pela técnica da cera perdida, sob alta temperatura e pressão. Para o E1 a cerâmica é prensada numa temperatura de 1150 - 1180 °C, enquanto no E2 é injetada a 890 - 920 °C. O IPS Empress simplificou o problema de contração durante a queima da cerâmica, comum para as feldspáticas, devido à alta pressão de injeção da cerâmica no molde em alta temperatura. Esse sistema é indicado para a confecção de coroas de cerâmica puras unitárias anterior e posterior, *inlays*, *onlays*, facetas e, mais recentemente, a utilização do sistema IPS Empress II para a confecção de PPF de 3 elementos para dente anterior até 2º pré-molar (GOMES et al., 2008)

3.1.3.6. Sistema cerâmico infiltrado por vidro - Sistema In-Ceram

A cerâmica In-Ceram (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha) foi desenvolvida visando melhorar os problemas relacionados com a resistência a fratura e tenacidade. Sua composição consiste em 2 fases tridimensionais interpenetradas: uma fase de alumina (óxido de alumínio) e uma fase vítrea (à base de óxido de lantânio), sendo sua confecção baseada em alumina porosa que, posteriormente, é infiltrada por vidro. A resistência à tensão para o núcleo de cerâmica In-Ceram é 3 a 4 vezes melhor quando comparado à outras cerâmicas dentais. Com relação à adaptação marginal das restaurações obtidas a partir deste sistema tem-se até 24 µm de desadaptação para as coroas unitárias e 58 µm para as PPFs. Este sistema apresenta três variáveis, de acordo com o seu principal componente: alumina (Al₂O₃) – In-Ceram Alumina, spinel (MgAl₂O₄) – In-Ceram Spinel e zircônia (Al₂O₃ZrO₂) – In-Ceram Zircônia. A In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Germany) apresenta em sua composição conteúdo de alumina variando entre 70 e 85% com resistência flexural de 236-600 MPa e resistência à fratura de 3, 1-4, 61 MPa/m^{1/2}. Esse sistema é indicado para coroas unitárias anteriores e posteriores, sendo o primeiro a confeccionar PPF de 3 elementos

totalmente cerâmicos para a região anterior até canino. Entretanto, é necessária uma dimensão mínima para o conector, sendo preconizada 4 mm para o sentido ocluso-gengival (OG) e 3 mm para o vestíbulo-lingual (VL). O sistema In-Ceram Zircônia é composto de cerâmica a base de alumina infiltrada por vidro, reforçada por óxido de zircônio (ZrO₂), cerca de 30-35%, o que proporciona maior resistência à flexão (421-800 MPa), à fratura (6-8 MPa/m^{1/2}) e opacidade semelhante às ligas metálicas, característica esta que contra-indica a confecção de PPF para a região anterior, onde a translucidez do material é o fator responsável pela estética. É indicado para coroa unitária posterior sobre dentes naturais ou sobre implantes posteriores e PPF posterior de três elementos, sendo necessário que o conector apresente uma dimensão mínima de 4-5 mm no sentido OG e 3-4 mm para o sentido VL. A cerâmica In-CeramSpinel contém o espinélio de magnésio como principal fase cristalina, com traços de alfa-alumina que proporciona melhora na translucidez da restauração, devido ao baixo índice de refração do aluminato de magnésio e da matriz vítrea. Apresenta resistência à flexão variando de 280 a 380 MPa, sendo indicado para restaurações coronárias parciais e coroas unitárias anteriores (GOMES et al., 2008).

3.1.3.7. Sistemas cerâmicos fresados

A usinagem é uma opção a ser utilizada como método de fabricação de restaurações cerâmicas metal free para *inlays*, *onlays*, facetas e PPF. Dentre os sistemas de fresagem disponíveis comercialmente têm-se: CEREC 1, 2 e 3 (Sirona), CELAY (VITA Zahnfabrik), Procera (Nobel Biocare), Cercon (Dentsply/Ceramco), Lava All-Ceramic System (3M/ESPE) e sistema CAD/CAM (Computer Assisted Design – Computer Assisted Manufacture) (GOMES et al., 2008).

3.1.3.8. Cerâmica à base de zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP)

Inicialmente este material foi empregado na área médica pelos ortopedistas com relevante sucesso devido as excelentes propriedades mecânicas do material e biocompatibilidade. Atualmente, tornou-se uma opção viável para a confecção de núcleos para restaurações totalmente cerâmicas e PPF, sendo que os sistemas Cercon (DeguDent) e Lava All-Ceramic System (3M/ESPE) utilizam esse tipo de cerâmica, no qual as restaurações são

confeccionadas pelo procedimento de fresagem. O óxido de ítrio é adicionado na zircônia pura com o objetivo de estabilizar a fase cúbica ou tetragonal na temperatura ambiente, gerando um material polifásico conhecido como zircônia estabilizada. A estabilização na fase tetragonal é responsável pela alta tenacidade à fratura da Y-TZ. A Y-TZP não possui fases vítreas devido à microestrutura policristalina, o que evita o fenômeno de sua degradação ou desestabilização pela saliva e consequente aumento da propagação de trincas. Apresenta resistência à flexão maior em relação aos demais sistemas cerâmicos, variando de 900 a 1200 MPa, e resistência à fratura em torno de 9-10 MPa/m^{1/2}. Devido a estas características mecânicas, os conectores podem apresentar menor área comparada com os demais materiais para núcleo totalmente cerâmico, podendo variar de 7 a 16 mm². Com o sistema Cercon (DeguDent) há a possibilidade de confeccionar coroas anteriores e posteriores e PPF de 3 a 8 elementos, sendo que em um período de avaliação de 5 anos observou-se 100% de sucesso clínico e em 1 ano foi observado 100% de sucesso para PPF posterior de 3 e 4 elementos. Já o sistema All-Ceramic System utiliza a tecnologia CAD/CAM para a confecção de coroas unitárias anteriores e posteriores e PPF de 3 a 4 elementos e, segundo o fabricante, em 3 anos de estudo nenhuma fratura ocorreu em 150 PPF (GOMES et al., 2008).

3.2. Cimentação e Cimentos Odontológicos

O cimento é definido como uma substância que une duas superfícies. Na odontologia, o cimento presta-se não somente como um agente de cimentação, mas também, como isolante térmico, elétrico e químico para o dente em questão (RIBEIRO et al., 2007).

O sucesso de restaurações indiretas, sejam elas restaurações parciais, coroas unitárias ou retentores de próteses parciais fixas, depende do diagnóstico e planejamento corretos, desenho adequado dos preparos, bom desempenho profissional e amplo conhecimento clínico, além da escolha do agente cimentante conveniente e da técnica de cimentação correta. Os cimentos dentários, quando utilizados para cimentar restaurações indiretas, têm o propósito de selar a fenda existente entre o dente e a restauração correspondente, e aumentar a sua fixação no dente preparado. Os agentes cimentantes devem preencher a interface entre o dente preparado (suporte) e a restauração, conferindo retenção, resistência à restauração e ao remanescente dentário, promovendo vedamento marginal e favorecendo a longevidade dos trabalhos protéticos. Portanto, um agente cimentante ideal deveria ter resistência mecânica e ser insolúvel aos fluidos orais (RIBEIRO et al., 2007).

O agente de cimentação de prótese fixa ideal deve apresentar biocompatibilidade, prevenir microinfiltração, ter força suficiente para resistir a forças funcionais durante a longevidade da restauração, possuir baixa solubilidade e não possuir sorção de água, ter adesividade, radiopacidade, estética, fácil manipulação e baixo custo. Visto que nenhum agente de cimentação usado em Odontologia consegue preencher estes requisitos, a busca por um agente ideal de cimentação tem sido objetivo de diversas pesquisas (BOHN et al., 2009).

Os diferentes agentes de cimentação que se encontram disponíveis para uso clínico são divididos em cinco classes principais: cimentos de fosfato de zinco, cimentos de policarboxilato, cimentos de ionômero de vidro, cimentos ionômero de vidro resino-modificados e cimentos resinosos (SOUZA, FILHO, BEATRICE, 2011).

3.2.1 Preparo da Superfície Interna das Restaurações

Diferentes tratamentos de superfície podem ser utilizados previamente à cimentação do trabalho protético, como: o condicionamento da superfície da restauração com ácido hidrofluorídrico, rugosidade micromecânica induzida por brocas, jateamento com óxido de alumínio, jateamento com óxido de sílica, adesivos dentinários ou a combinação desses fatores. Adiante serão descritos os tratamentos de superfície para cada material restaurador indireto (ÖZCAN, KERKDIJK, VALANDRO, 2008).

3.2.1.1. Superfícies de Porcelana

O tratamento destas superfícies está na dependência do tipo específico de porcelana que for aplicada na superfície interna da peça protética, especificamente o conteúdo de sílica. Nos materiais com alto conteúdo de sílica, como as porcelanas feldspáticas ou as de dissilicato de lítio, o tratamento com jateamento, aplicação de ácido fluorídrico a 10% (tempo variável de acordo com o material) seguido da aplicação do silano (no mínimo 3 minutos) é capaz de produzir bons resultados (RIBEIRO et al., 2007).

Já para os sistemas cerâmicos com baixo teor de sílica, o condicionamento com ácido fluorídrico não é indicado, sendo usual a cimentação destes trabalhos com cimentos convencionais, como o fosfato de zinco ou o ionômero de vidro. Para adequada adesão aos

cimentos resinosos, seria necessário realizar um aumento do conteúdo de sílica na camada superficial do material, através de sistemas como Rocatec e Silicoater (RIBEIRO et al., 2007).

3.2.2. Fosfato de Zinco (Cimento Convencional)

Resistiram isolados, por mais de cem anos, como materiais de eleição para cimentações definitivas em prótese. Conquistaram, por sua praticidade, outras áreas de aplicação: do forramento de cavidades a cimentação de bandas ortodônticas. Adquiriram desta forma status padrão para comparação com outros agentes cimentantes que surgiram (PAVANELLI et al., 1997).

É obtido através de uma reação ácido-base iniciada através da mistura do pó (composto por 90% de óxido de zinco e 10% de óxido de magnésio) com o líquido, que consiste aproximadamente de 67% de ácido fosfórico tamponado com alumínio e zinco. Fixa as restaurações indiretas às estruturas dentárias por meio de retenção mecânica através das irregularidades da superfície dentária e da fundição (RIBEIRO et al., 2007).

Algumas das limitações do cimento de fosfato de zinco são: a sua falta de adesão à estrutura dentária, a alta solubilidade, além da possibilidade de causar irritação pulpar e sensibilidade pós-operatória devido ao seu pH ácido. Este cimento pode ser empregado na cimentação de próteses unitárias ou parciais fixas com metal, retentores intra-radulares e restaurações cerâmicas do Sistema In-Ceram, Empress2 e Procera (RIBEIRO et al., 2007).

Tradicionalmente, o cimento de fosfato de zinco tem sido utilizado para a cimentação de próteses fixas devido ao fato de apresentar baixo custo em relação aos outros cimentos e ao sucesso clínico obtido. Sabe-se, no entanto, que o cimento de fosfato de zinco apresenta desvantagens já bem documentadas como a sua acidez e alta solubilidade, que fazem aumentar a possibilidade de ocorrer infiltração marginal (BOHN et al., 2009)

3.2.3 Cimento Ionômero de Vidro (Cimento Convencional)

Na procura por novos agentes cimentantes, um passo importante foi dado por Smith, ao descobrir o cimento de policarboxilato (CPC), cuja novidade era apresentar um ácido poliacrílico no seu líquido. O início da década de 1970 foi marcado pelo aparecimento dos cimentos de ionômero de vidro (CIVs), descobertos por Wilson & Kent, no Laboratório de Química do Governo, em Londres. Esses cimentos eram basicamente Alumínio-Silicatos-Poli-Ácidos (ASPA). Surgiram de pesquisas que procuravam combinar as boas qualidades do

ácido poliacrílico dos CPCs, com as qualidades da porção vítrea do pó dos cimentos de silicato. Os primeiros resultados foram promissores e incentivaram os pesquisadores da época ao desenvolvimento de novas formulações, aprimorando suas propriedades. O CIV "ASPA" tinha qualidades estéticas pobres e tempo de presa muito longo. Isto o tornava inconveniente para cimentação, porque sua resistência inicial ao ataque de líquidos era baixa. Essa desvantagem, contudo, tem diminuído com novas formulações e também com cuidados de técnica que preconizam isolamento adequado e proteção do material, durante e após os atos operatórios. Assim, a primeira versão específica para cimentação só surgiu em 1977 (PAVANELLI et al., 1997).

O cimento é resultado de uma reação ácido-base decorrente da mistura (aglutinação) da porção líquida, composta de copolímeros do ácido polialcenólico, com o pó, que contém partículas vítreas de fluorosilicato de alumínio. Possui adesão às estruturas dentárias pela formação de ligações iônicas na interface dente-cimento, como resultado da quelação dos grupos carboxila do ácido com os íons cálcio e/ou fosfato na apatita de esmalte e dentina. Possui baixa solubilidade, melhor compatibilidade biológica e libera flúor. Contudo, um controle efetivo durante sua presa inicial é bastante necessário, pois, se exposto a umidade e saliva durante sua presa inicial, o mesmo pode apresentar alta solubilidade e degradação marginal (RIBEIRO et al., 2007).

O cimento de ionômero de vidro convencional está indicado para a cimentação final de retentores intraradiculares, coroas e próteses parciais fixas com metal e sem metal tipo Procera, In-Ceram, Empress2 (RIBEIRO et al., 2007).

3.2.4. Cimento Ionômero de Vidro Modificado por Resina

Na década de 80, uma nova geração de CIV foi desenvolvida e introduzida no mercado odontológico, os chamados CIV modificados por resina. São materiais que contém componentes do CIV convencionais, com uma pequena quantidade de resina e fotoiniciadores, exibindo, assim, propriedades físicas intermediárias dos dois produtos. Este grupo de materiais foi desenvolvido para melhorar o desempenho clínico dos cimentos de ionômero de vidro pela incorporação de uma matriz resinosa na sua composição. A adição de ácido poliacrílico e de hidroximetilmetacrilato (HEMA) proporciona-lhe uma porção resinosa com características de adesivo hidrofílico, ativado pela luz, e outra ionomérica, que sofre reação química tipo ácido-base (RIBEIRO et al., 2007).

Devido às propriedades dos CIV híbridos, muito se tem estudado sobre a capacidade de selamento marginal deste produto, pois a maior causa de falhas das restaurações é, ainda hoje, a ocorrência de microinfiltrações que atinge progressivamente as margens, provocando alteração de cor, recorrência de cárie e inflamação pulpar, comprometendo, dessa forma, a integridade e a longevidade da restauração (MARANHÃO e KLAUTAUE, 2008).

A microinfiltração de restaurações com o cimento de ionômero de vidro tem sido preocupações de vários autores. Silva et al. (2000) e Myaki et al. (2000) avaliaram a microinfiltração marginal em diferentes tipos de cimentos de ionômero de vidro (convencional e híbridos) e constataram que os dois materiais não foram capazes de impedir totalmente a infiltração marginal na interface dente-restauração. Gupta et al. (2002) relatam que a inclusão de componentes resinosos nos cimentos ionoméricos proporcionou um aumento da adesão destes materiais à estrutura dental, diminuindo desta forma a microinfiltração marginal (MARANHÃO e KLAUTAUE, 2008).

3.2.5. Cimentos Resinosos

Existe atualmente uma grande variedade de cimentos resinosos disponíveis no mercado, que podem ser utilizados na fixação de brackets, na cimentação de próteses adesivas e na cimentação de restaurações de cerâmica indiretas. A polimerização pode ser pela indução peróxido-amina ou por fotoativação. Vários sistemas utilizam os dois mecanismos e são chamados de dupla polimerização ou duais. Este tipo de cimento é pouco solúvel aos fluidos bucais. No entanto, como todo material resinoso, este cimento pode causar irritação ao tecido pulpar (ANUSAVICE, 1998).

A composição da maioria dos cimentos resinosos é semelhante à de resinas compostas para restauração (matriz resinosa com cargas inorgânicas tratadas com silano). Entretanto, diferem dos mesmos, sobretudo, pelo menor conteúdo de excipiente e pela viscosidade. Os monômeros com grupos funcionais que têm sido usados para induzir adesão à dentina são incorporados a estes cimentos. Eles incluem os sistemas organofosfonatos, hidroximetilmetacrilato, e do 4-metacrilil trimetílico anidrido (4- META) (ANUSAVICE, 1998).

As restaurações indiretas em resina composta e porcelana podem ser atualmente aderidas à substância dentária de modo simples e duradouro, utilizando os sistemas adesivos universais e um cimento à base de resina (PADILHA et al., 2003).

As principais vantagens destes cimentos são: adesão às estruturas metálicas, resinosas e de porcelana, solubilidade muito baixa, grande resistência a tensões e possibilidade de seleção da cor do agente cimentante. A estabilidade de cor dos cimentos resinosos é outro fator importante e, por esta razão, muitos profissionais preferem o uso dos sistemas de cimentação fotopolimerizáveis para facetas laminadas e coroas puras em dentes anteriores, pois esses apresentam maior estabilidade de cor. No entanto, apresentam alto custo, técnica de manipulação crítica, necessidade de isolamento absoluto durante a cimentação e dificuldade de remoção dos excessos, principalmente nas áreas proximais (RIBEIRO et al., 2007).

Os cimentos resinosos fotoativados têm como desvantagem a deficiência de polimerização em peças protéticas espessas e opacas, não permitindo a formação de cimento mecanicamente resistente e com boa adesão. Já os cimentos quimicamente ativados não apresentam controle sobre o tempo de trabalho e a polimerização. Assim, os agentes cimentantes mais utilizados são aqueles que apresentam presa dual ou de dupla cura, pois apresentam: uma resina com alta fluidez, bom percentual de carga, controle no tempo de trabalho e polimerização, bom escoamento, fina película de cimentação, variedades de cores e opacidades e segurança de polimerização em áreas de difícil acesso à luz halógena (RIBEIRO et al., 2007).

3.2.6. Cimentos Resinosos Auto-condicionantes e Auto-adesivos

Recentemente foram disponibilizados no comércio odontológico os cimentos resinosos duais auto-condicionantes, justificando, portanto, a realização de novas avaliações comparativas entre esses materiais e os cimentos resinosos de ativação dual já existentes (GUEDES et al., 2008).

Adicionalmente aos sistemas adesivos que utilizam o condicionamento ácido total, os sistemas auto-condicionantes são usados com o propósito de eliminar os passos de enxágüe/secagem e facilitar o procedimento adesivo. Os cimentos auto-adesivos, por sua vez surgiram no mercado exibindo características de um protocolo simples de aplicação e foram propostos como uma alternativa para os sistemas atualmente utilizados para cimentação (SOUZA, FILHO e BEATRICE, 2011).

Os cimentos auto-adesivos foram introduzidos em 2002 como um novo subgrupo de cimentos resinosos (ex: RelyX Unicem®, 3M ESPE; St.Paul, MN, USA) e ganharam popularidade rapidamente, com mais de uma dezena de marcas disponíveis no mercado. Têm sido indicados para união com vários substratos como esmalte, dentina, amálgama, metal, e

porcelana. Adicionalmente estes cimentos têm sido indicados para serem usados para cimentação de restaurações a base de zircônia (SOUZA, FILHO e BEATRICE, 2011).

O cimento auto-adesivo RelyX Unicem® (3M-ESPE) foi o primeiro produto introduzido no mercado, apresentando um processo de aplicação simplificado como alternativa para os sistemas utilizados até então para cimentação de cerâmicas convencionais bem como de restaurações metálicas. Estes cimentos são agentes de cimentação auto-condicionantes, que não produzem camada híbrida visível. São materiais híbridos que combinam características dos compósitos restauradores, adesivos auto-condicionantes e, em alguns casos, agentes de cimentação (SOUZA, FILHO e BEATRICE, 2011).

Estes materiais foram projetados com intenção de superar algumas limitações dos cimentos convencionais (cimentos de fosfato de zinco, policaboxilato, e ionômero de vidro) e dos cimentos resinosos, bem como reunir em um único produto características favoráveis de diferentes cimentos (SOUZA, FILHO e BEATRICE, 2011).

3.3. ZIRCÔNIA

3.3.1. Óxidos de zircônio

O óxido de zircônio (ou zircônia = Zr_2O) apresenta determinadas propriedades de interesse, tais com refratariedade e de condução iônica, para diversas aplicações tecnológicas (FILGUEIRAS et al., 2004).

Zircônia (ZrO_2) não ocorre na natureza como óxido puro e é encontrado na badeleíta e na zirconita ($ZrSiO_4$). Dos dois minérios, a zirconita é a mais abundante, porém menos pura e

necessita de quantidade significativa de processamento para obter zircônia (AZEVEDO et al., 2008).

A zircônia é uma cerâmica polimorfa que possui três estruturas cristalinas: monoclínica, cúbica e tetragonal. A zircônia pura tem a estrutura monoclínica na temperatura ambiente e é estável até $1.170^{\circ}C$. Entre esta temperatura e $2.370^{\circ}C$, ela se transforma em zircônia tetragonal, e, acima de $2.370^{\circ}C$, em zircônia cúbica. Após o processamento, durante o resfriamento, a tetragonal se transforma em monoclínica a uma temperatura de $970^{\circ}C$, 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 (AZEVEDO et al., 2008).

A fim de produzir componentes de zircônia, é preciso bloquear o material completamente na forma cúbica utilizando aditivos ou agentes estabilizantes. A adição de quantidades variáveis de estabilizadores cúbicos como CaO, MgO e Y₂O₃ permite a formação de zircônias parcialmente estabilizadas que, combinadas com variações de processos, podem resultar em cerâmicas que demonstrem propriedades excepcionais tais como: alta resistência química e mecânica, boa refratibilidade e boa condutora de íons de oxigênio (AZEVEDO et al, 2008).

O processo de obtenção de zircônia parcialmente estabilizada mais utilizado e também o mais descrito na literatura é o 3Y-TZP. Policristais de zircônia tetragonal estabilizados por ítria (3 mol%) resultam em um material cerâmico de elevada tenacidade e dureza, usado em sistemas como o LAVA (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, EUA), Cercon (Dentsply, York, Pennsylvania, EUA), Procera (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) e Yz Ceram (VITA Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha) (ANDREIUOLO, 2011).

O In-Ceram® Zirconia utiliza a céria como agente estabilizador da zircônia, porém pouco se sabe sobre a influência que a céria exerce sobre as propriedades da zircônia. É comprovado que o sistema Ce-ZrO₂ possui propriedades químicas e mecânicas superiores aos sistemas que incorporam MgO e CaO e que parece não apresentar envelhecimento (ANDREIUOLO et al., 2011).

O tamanho de grão também desempenha papel fundamental nas propriedades mecânicas do material. Um tamanho de grão crítico existe para se obter uma estrutura tetragonal metaestável a temperatura ambiente. O tamanho de grão deve ser inferior a 0,8 µm. Grãos maiores que 0,8 µm promovem a transformação de fase espontânea, ao passo que, quando a estrutura for formada por grãos extremamente finos (~0,2 µm), a transformação tetragonal-monoclinica pode ser inibida. Resumindo, apesar de o material ser o mesmo, a forma como este é processado influi diretamente em sua microestrutura e, conseqüentemente, em suas propriedades e desempenho. Percebe-se então a importância de se optar por sistemas cerâmicos respaldados em empresas sérias e em estudos científicos idôneos (ANDREIUOLO et al., 2011).

3.3.2. Tenacificação da Zircônia

O processo de alteração dimensional que consome energia da trinca e pode impedir sua propagação é chamado de “tenacificação por transformação”. Aliado a isto, o aumento

volumétrico gera estresses compressivos, que atuam como obstáculos a serem superados pelas forças de tração da trinca (GUAZZATO, 2004).

Na zirconia parcialmente estabilizada, a fase tetragonal é estável a temperatura ambiente, no entanto, sob um estado de tensão, poderá ocorrer a transformação tetragonal-monoclinica acompanhada do aumento de volume em cerca de 4,5% (ANDREIUOLO et al., 2011).

Foi observado que precipitados tetragonais metaestáveis finamente dispersos poderiam se transformar em fase monoclinica, pelo avanço de uma trinca no material. Desta forma, a região tensionada sofreria transformação de fase T-M e haveria expansão, comprimindo a trinca e se opondo a sua propagação. Um aumento na resistência também é obtido, já que a energia associada a propagação da trinca é dissipada na transformação de fase T-M e no sobrepujamento das forças compressivas geradas pela expansão volumétrica (ANDREIUOLO et al., 2011).

3.3.3. O Envelhecimento da Zircônia

A estabilidade dimensional em longo prazo das cerâmicas depende do crescimento subcrítico de trincas e do mecanismo de corrosão sob tensão causado pela água. A saliva do meio bucal tende a reagir com o vidro do In-Ceram, resultando na deterioração da estrutura vítrea e no aumento da propagação de trincas. Subestruturas livres de vidro não exibem tal fenômeno, mas estão sujeitas a envelhecerem na presença de água. Até a presente data não existe aceitação de um determinado mecanismo para explicar o fenômeno, e sim apenas suposições. No entanto, independente do mecanismo, está bem descrito que o envelhecimento ocorre através de uma lenta transformação de fase tetragonal-monoclinica de grãos mais superficiais em contato com a água, ou fluido corporal. Isto gera rugosidade superficial e formação de microtrincas, abrindo possibilidade para a água penetrar nas camadas subsuperficiais e gerar trincas maiores, causando consequente perda de resistência mecânica (ANDREIUOLO et al., 2011).

3.4. Cimentação de Zircônia

Para as cerâmicas feldspáticas, o condicionamento da superfície com ácido hidrofluorídrico e o jateamento da superfície com óxido de alumínio são meios eficazes na promoção de união mecânica ao agente cimentante resinoso e a silanização é um método que

proporciona a união química entre a fase inorgânica da cerâmica e a fase orgânica do material resinoso aplicado sobre a superfície cerâmica condicionada (GOMES et al., 2008).

Entretanto, as cerâmicas que apresentam como componente principal os óxidos de alumínio e zircônio (InCeram, Procera, Cercon, Lava), o condicionamento com ácido fluorídrico e jateamento com partículas de óxido de alumínio não se mostra eficiente, devido a ausência da fase vítrea e redução do conteúdo de sílica. Essas coroas podem ser cimentadas definitivamente pela maneira convencional utilizando cimento de fosfato de zinco ou cimento de ionômero de vidro ou adesivamente com resina composta autopolimerizável. Entretanto, o fosfato de zinco apresenta uma translucidez menor que o cimento de ionômero de vidro, o que influencia nas características ópticas das restaurações totalmente cerâmicas (GOMES et al., 2008).

Estudos sobre a resistência da cerâmica de zircônia ao cisalhamento tem mostrado que os cimentos resinosos que apresentam um monômero de fosfato adesivo (MPA) fornece valores significativos de forças de união. A aplicação de um MPA que tenha ligação para os silanos por si só, ou associado com o revestimento de sílica na peça protética, parece aumentar ainda mais a resistência ao cisalhamento entre a zircônia e o cimento resinoso (NOTHDURFT, MOTTER e POSPIECH, 2009).

A ligação resinosa entre o dente e o material protético é defendida para a melhoria da retenção, adaptação marginal, resistência à fratura e resistência de união. A obtenção da adesão entre uma agente cimentante e a superfície de cerâmica requer uma pré tratamento de superfície (URAL et al., 2010).

As cimentações adesivas de cerâmicas ácido-resistentes é no entanto sujeita a geometria do preparo das coroas, que quando apresentam menos que o ideal podem estar relacionadas ao insucesso das restaurações (NTALA et al., 2010).

3.4.1. Tratamento da Superfície de Zircônia para Cimentação Resinosa

Um estudo do efeito do tratamento de superfície de restaurações de cerâmica pura infiltradas por vidro do sistema In-Ceram Zircônia® foi realizado e avaliou que a hipótese do sistema de silicatização (SC- Cojet®,3M-ESPE) produz valores maiores de resistência adesiva do que os demais tratamentos de superfícies utilizados (DELLA BONA et al., 2007).

Vários estudos têm demonstrado que uso de cimento resinoso para a cimentação das cerâmicas ácido-resistentes, principalmente a zircônia não é durável e nem estável. Os resultados mais favoráveis para uso de cimento a base de resina nesse tipo de cerâmica foram

os de tratamento químico da superfície por meio de revestimento de sílica e posterior silanização. Ainda assim, mesmo após a utilização deste método, a resistência de união não foi durável após o envelhecimento térmico (ÖZCAN, KERKDIJK e VALANDRO, 2008).

O revestimento “tribochemical” (químico) de sílica usando o CoJet™ (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) no consultório do dentista é uma método amplamente utilizado para preparação inicial das cerâmicas ou ligas de metal para sua reparação e cimentação. Este sistema de silicatização é assim chamado porque a energia necessária, para isto ocorrer, é transferida para o material de substrato na forma de energia cinética, o que gera calor por atrito. No entanto, ocorre silicatização macroscopicamente sem qualquer mudança na temperatura (HEIKKINEM et al., 2009).

O sistema CoJet™ é baseado em microjatos de ar com sílica modificada por trióxido de alumínio. O resultado é que o sistema fornece à cerâmicas ácidos-resistentes uma nova superfície rica em sílica, propensa para as reações de silanização (Monômeros de silanos reagem espontaneamente com a sílica e o vidro) e posteriormente uma adesão adequada adesão aos cimentos resinosos. No entanto pouca atenção tem sido dada a este tratamento quanto a longevidade da resistência aos cisalhamento do sistema de união dessas próteses (HEIKKINEM et al., 2009).

Existem ainda vários cimentos com base em , por exemplo, modernos compósitos de resina organofosforados, que ao contrário de produtos e métodos já relatados, não requerem necessariamente uma silicatização e/ou uma silanização para serem reativo e eficaz. Além disso métodos de condicionamentos alternativos para a silicatização, como a infiltração seletiva de zircônio, foram recentemente introduzidos (HEIKKINEM et al., 2009).

Afim de aumentar as rigosidades nas superfícies dessas cerâmicas ácido-resistentes, foi introduzido um método alternativo de abrasão por partículas de ar. Autores concluíram que o condicionamento correto da dentina mais a aplicação de um agente silano que possua um éster monômero de fosfato (10 MDP) em sua fórmula rendeu títulos maiores à cimentação resinosa quando feita sobre uma superfície de zircônia que tenha recebido o jateamento de óxidos de alumínio para a criação de rugosidades (KITAYAMA et al., 2010).

Uma vez que em 1960 ocorreu o desenvolvimento do laser de rubi por Maimam, os lasers se tornaram amplamente utilizados na medicina e odontologia. Os do tipo CO2 e Nd: YAG são os instrumentos geralmente mais utilizados para cirurgias intra-orais de tecido mole e aplicação em tecidos duros (URAL et al., 2010).

Poucos estudos foram realizados sobre o uso desses lasers no tratamento das superfícies das cerâmicas de zircônia. Durante o processo de indução de calor dessas

superfícies com o laser CO₂ focalizado, ocorre o aparecimento de “lágrimas conchoidais”. Acredita-se que essas lágrimas forneçam a retenção mecânica entre o cimento resinoso e a cerâmica. O laser de CO₂ é bem adequado para o tratamento de materiais cerâmicos, pois seu comprimento de onda de emissão é quase totalmente absorvido pela cerâmica (URAL et al., 2010).

As desvantagens dos lasers incluem a alteração da temperatura local durante o aquecimento e fases de arrefecimento, o que poderia criar tensões internas prejudiciais aos dentes e aos materiais dentários. O seu efeito sobre as cerâmicas de zircônia ainda não foi completamente estabelecido (URAL et al., 2010).

A superfície de zircônia é facilmente coberta com uma película de óxido passivo (ZrO₂), semelhante ao da superfície de titânio (TiO₂). Assim características químicas da superfície de zircônia são semelhantes as das superfícies de metal. Embora seja possível utilizar um primer de metal para aumentar a força de ligação entre a superfície de zircônia e o cimento resinoso, as informações disponíveis a respeito do seu efeito sobre esta ligação ainda são limitadas (YUN et al., 2010).

Para ultrapassar o problema do condicionamento da superfície de zircônia, pré-tratamentos tem sido sugeridos, incluindo: o revestimento por abrasão de partículas de sílica, PyrosilPen – Technology, usando tratamento com chama e deposição de silano, condicionamento por infiltração seletiva da superfície e utilização de cimentos com o monômero éster fosfato (MDP) (NTALA et al., 2010).

Por outro lado, os diferentes monômeros de primers de metais foram desenvolvidos para obter uma melhora na aderência química entre os cimentos resinosos e as bases de metais. Inicialmente eles foram indicados para reparação de próteses metalo-cerâmicas fraturadas com exposição do metal. Os primers de adesivo metálico formam um vínculo funcional poderosamente forte aos metais e ligas puras, por causa da sua afinidade com os óxidos de metais que existem na superfície de metal (YUN et al., 2010).

A aplicação de primers e o uso de cimentos específicos têm sido algumas das propostas para melhorar a adesão às estruturas de zircônia. Entretanto, muitas dúvidas a respeito dessas reações químicas e da longevidade dessa união ainda persistem entre os clínicos, os quais trabalham com esse tipo de material protético (GIANNINI et al., 2012).

4. DISCUSSÃO

Devido à grande variedade de cerâmicas disponíveis, com composição e propriedades distintas, e o comportamento perante os tratamentos de superfície ser dependente das suas características, é necessário o estabelecimento de um protocolo de cimentação que considere as peculiaridades do material empregado, permitindo interação efetiva entre a cerâmica e a estrutura dental (FREITAS et al., 2005).

Durante os últimos anos houve o aprimoramento das resinas compostas e materiais destinados à adesão às estruturas dentais. Verifica-se também o desenvolvimento e a busca

por excelência dos materiais para fixação, tanto para a cimentação de peças protéticas quanto de artefatos ortodônticos. Com o surgimento dos cimentos à base de resina, as limitadas propriedades mecânicas e asolubilidade relativamente alta no meio bucal apresentadas pelos cimentos tradicionais, como de olicarboxilato, de fosfato de zinco e de óxido de zinco eugenol, estão sendo amenizadas (GUEDES et al., 2008).

Dentre as cerâmicas mais utilizadas, encontram-se as reforçadas a base de alumina ou zircônia, cujas propriedades mecânicas melhoradas possibilitam a sua indicação como material para infraestrutura. Tais sistemas possuem características estruturais distintas das cerâmicas convencionais ou feldspáticas e, desta maneira, exigem abordagem diferente em relação aos métodos de tratamento superficial. Por esta razão, técnicas alternativas tem sido analisadas por meio de testes de resistência adesiva, a fim de se observar qual sistema condicionador utilizado com determinado tipo de cerâmica favorece uma desejável união micromecânica e/ou química dos substratos envolvidos. Sabe-se que uma superfície adequadamente preparada, por meio da formação de microrretensões e da aplicação do agente de união silano, possibilita maior molhabilidade dos sistemas resinosos de fixação. Entretanto, um dos grandes problemas clínicos referentes aos materiais cerâmicos a base de alumina reside na contraindicação do condicionamento ácido como tratamento superficial prévio à cimentação. Além disso, há dificuldade na escolha de um agente cimentante, dentre os vários sistemas disponíveis no mercado, que proporcione boa adesão química ao substrato dentário (ARAS e LEON, 2009).

4.1. Tratamentos sugeridos para superfície de zircônia

NOTHDURFT, MOTTER E POSPIECH (2009) mostraram que de um modo geral os cimentos contendo MPA são mais resistentes ao cisalhamento que os que não o contem, com exceção do cimento Bifix QM e AutomixMultilink. Dentre os cimentos que apresentam em sua composição MPA, o Rely X Unicem demonstrou o laço mais forte de união e o EX Panavia a ligação mais fraca. Ainda assim, sua pesquisa demonstrou que a resistência da união resinosa ao cisalhamento varia de acordo com o tratamento de superfície recebido pela zircônia.

HEIKKINEM et al. (2009) compararam a resistência de união ao cisalhamento de dois tipos de silanos (acrilato de silano e metacrilato de silano) na utilização do CoJet™ em zircônias, por meio de envelhecimento em termociclagens. Os valores de resistência ao cisalhamento dos dois agentes de silanos foram considerados mais elevados no meio seco do que quando comparados após o envelhecimento. Depois de realizado as termociclagens, os valores de resistência se tornaram muito mais baixos, sendo semelhantes aos dois silanos. No entanto, estatisticamente, antes de 8.000 ciclos o metacrilato de silano mostrou valores mais baixos que o acrilato de silano.

KITAYAMA et al. (2010) avaliaram a aplicação de dois tipos de silanos na superfície de zircônia para a cimentação resinosa, após o jateamento da peça protética com óxido de alumínio. No experimento ele usou dois tipos de silano, um contendo uma mistura de dentina primer e agente silano (Clearfil SE Bond Primer / Porcelana de Bond Activator; Kuraray Medical), e um outro único agente silano recém desenvolvido (Clearfil Primer cerâmica; Kuraray Medical). Os resultados encontrados foram que esses agentes promovem uma maior força de ligação entre a zircônia e o cimento resinoso quando ocorre o pré-tratamento da superfície interna da peça, e que o Clearfil Primer cerâmica promove uma ligação mais forte independentemente do tratamento da superfície.

URAL et al. (2010) fizeram um estudo onde comparou alguns tratamentos de superfície de zircônia tendo um grupo sem tratamento algum, um com jateamento de óxido de alumínio, um com condicionamento com ácido fluorídrico e um último com irradiação de laser de CO₂. Os valores do grupo não tratado foi comparado os demais grupos e os maiores valores de resistência ao cisalhamento foram encontrados no grupo com tratamento a laser, e o menor no grupo sem tratamento. Os outros grupos não demonstraram valores significativos quando comparados ao grupo sem tratamento.

NTALA et al. (2010) descreveram em seu trabalho que a aplicação de uma nova camada de vidro com uma fase importante de dissilicato de lítio melhora a resistência de união do substrato das cerâmicas de zircônia e o cimento resinoso. Se otimizadas, esses tipos de revestimento podem fornecer uma cimentação adesiva simples e barata para todas as próteses de zircônia. Esse revestimento interno também tem benefícios em termos de redução de danos e degradação da superfície.

YUN et al. (2010) testaram alguns cimentos resinosos para cimentação de peça de zircônia associados ao tratamento com jatos de areia e o uso de primers de metal, sendo que

em cada um dos grupos foram feitas quatro cimentações com um mesmo cimento: uma cimentação sem nenhum método de tratamento, uma com o uso do primer de metal, com o uso do jateamento de areia e uma última com a associação destes dois tratamentos. Os resultados obtidos demonstraram que a combinação das técnicas para alguns cimentos (ex: Panavia F 2.0 + Alloy primer) intensifica a união com a zircônia, porém quando comparado a outros cimentos a associação do jateamento com o primer de metal não demonstra o mesmo efeito. Devido às diferenças na composição química dos iniciadores de metal e seus mecanismos de ligação, adequadas combinações de tratamentos de superfícies com a escolha do primer de metal devem ser utilizados de acordo com cada sistema comercial de cimento resinoso.

GIANNINI et al. (2012) acharam resultados diferentes quanto a resistência de união a diferentes cimentos (Clearfil SA Cement e Panavia F 2.0). Entretanto, não foi observada diferença estatística quando os cimentos resinosos foram utilizados com ou sem primer de metal (Alloy Primer). Nenhuma interação entre os fatores foi significativa.

5. CONCLUSÃO

Por meio desta revisão de literatura pode-se concluir que:

1. Novos estudos a cerca do tratamento da superfície das cerâmicas de zircônia devem ser realizados, com o intuito de otimizar o empenho dos cimentos resinosos e de que seja estruturado um protocolo único para a cimentação de próteses com este material, a exemplo do que ocorre com a cerâmicas vítreas.

2. No momento, a seleção adequada do cimento resinoso + primer é o fator que parece ter maior influência no sucesso das coroas de cerâmicas de zircônia. Os diversos tipos de tratamento de superfície de zircônia não apresentaram aumento significativo da longevidade nos trabalhos revisados, em virtude das propriedades do meio bucal, sendo considerado relevante somente a retenção decorrente do preparo do pilar.

6. REFERÊNCIAS

1. ANDREIUOLO et al., A zircônia na Odontologia Restauradora.- Zirconia in Restorative Dentistry - **Rev. bras. odontol.**, v. 68, n. 1, p. 49-53, jan./jun. 2011.
2. ARAS W.M.F. e LEÓN B.LT..Surface treatment and adhesive cementing of glass-infiltrated Alumina ceramic: review of the literature. **Rev Odontol UNESP**. V.38, n.2, p.93-82009.

3. ANUSAVICE K.J.. **Materiais Dentários.10 ed.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan,1998.
4. AZEVEDO V.V.C. et al.. Materiais Cerâmicos utilizados para implantes. **Revista Eletrônica de Materiais e Processos** / ISSN 1809-8797 / v.3. n.1, p. 31-39 (2008).
5. BANDEIRA A.F. et al.. Tratamento superficial de cerâmicas reforçadas in-ceram previamente aos procedimentos de cimentação adesiva - **Revisão de literatura. RFO**, v. 13, n. 1, p. 80-85, janeiro/abril 2008.
6. BOHN P.V. et al.. Cimentos Usados em Prótese Fixa: uma pesquisa com especialistas em prótese de Porto Alegre CementsUsed for FixedProsthodontics: a surveywith Porto Alegre specialists. **Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre**, v. 50, n. 3, p. 5-9, set./dez., 2009.
7. CONCEIÇÃO EN et al.. Restaurações Estéticas: compósitos, cerâmicas e implantes. **ed. São Paulo: Ed. Artmed, 2005.**
8. DELLA BONA A. et al.. Effectofsurfacetreatmentsonthebondstrengthof a zirconia-reinforcedceramictocompositeresinEfeito de tratamentos de superfície sobre a resistência de união entre cerâmica reforçada por zircônia e resina composta.**Braz. oral res. vol.21** no.1 São Paulo Jan./Mar. 2007.
9. FERNANDES N.A.J. e SIMAMOTO J.P.C.. Cerâmicas Odontológicas Fernandes Neto AJ, Simamoto Jr. P C. **Univ. Fed. Uberlândia – 2006.**
10. FILGUEIRAS M.R.T. et.al.. Obtenção de eletrólito sólido do sistema zircônia-magnésia através do método de coprecipitação. **Proceedings of the 48 th Annual Meeting of the Brazilliam Ceramic Society.** 28 de junho a 1 de julho de 2004 – Curitiba PR.
11. FREITAS AP et al. Cimentação adesiva de restauraçõescerâmicas. **Salusvita, Bauru, v. 24, n. 3, p. 447-457, 2005.**
12. GIANNINI et al. Avaliação do efeito da aplicação de primers para metal e do tipo de cimento resinoso na resistência de união à zircônia. **Rev. bras. odontol.**, Rio de Janeiro, v. 69, n. 1, p. 15-20, jan./jun. 2012.
13. GOMES et al. Cerâmicas odontológicas: o estado atual - E. A. Gomes et al. / **Cerâmica54(2008) 319-325.**

14. GUAZZATO M. et al.. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. **Biomaterials** **25** (2004) **5045–5052**.
15. GUEDES LLS, MATTOS LCG, ZANI IM, PRATES LHM, CHAIN MC. Avaliação das propriedades mecânicas de cimentosresinosos convencionais e autocondicionantes. **Revista de Odontologia da UNESP**. 2008; 37(1): 85-89.
16. HEIKKINEN T.T. et al..Thermocycling Effects on Resin Bond to Silicized and Silanized Zirconia. **Journal of Adhesion Science and Technology** **23** (2009) 1043–1051.
17. HENRIQUES A.C.G., et al. Cerâmicas Odontológicas: aspectos atuais, propriedades e indicações. *Odontologia. Clín.-Científ, Recife*, 7 (4): 289-294, out/dez., 2008 www.cro-pe.org.br.
18. KINA S. Cerâmicas Dentárias.**R Dental Press Estét - v.2, n.2, p. 112-128, abr./maio/jun. 2005.**
19. KITAYAMA S. et al.. Internal coating of zirconia restoration with silica-based ceramic improves bonding of resin cement to dental zirconia ceramic. **Bio-Medical Materials and Engineering** **20** (2010) **77–87**.
20. LAZAR D.R.R. et al.. Caracterização de cerâmicas a base de alumina e zircônia para aplicações odontológicas. **Proceedings of the 48 th Annual Meeting of the Brazilliam Ceramic Society**. 28 de junho a 1 de julho de 2004 – Curitiba PR.
21. MARANHÃO K.M. e KLAUTAU E.B. Novas tendências para restaurações com materiais ionoméricos *Odontologia. Clín.-Científ, Recife*, 7 (4): 285-288, out/dez., 2008 - www.cro-pe.org.br..
22. NOTHDURFT F.P., MOTTER P.J., POSPIECH P.R.. Effect of surface treatment on the initial bond strengthof different luting cements to zirconium oxide ceramic. **Clin Oral Invest** (2009) **13:229–235**.
23. NTALA P. et al.. Development and testing of multi-phase glazes for adhesivebonding to zirconia substrates. **Journal of dentistry** **38** (2010) **773 – 781**.
24. ÖZCAN M., KERKDIJK S. e VALANDRO L.F.. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers’ instructionsof the cements only. **Clin Oral Invest** (2008) **12:279–282**.
25. PADILHA S.C. et al.. Cimentação adesiva resinosa.**INTERNATIONAL JOURNAL OF DENTISTRY, RECIFE**, 2(2): 262-265 JUL /DEZ 2003.

26. PAVENELLI C.A. et al.. Análise da espessura da película de cimentos de ionômero de vidro e fosfato de zinco empregados na cimentação de coroas totais metálicas reparados in vivo. **Rev Odontol. UNESP, São Paulo, 26(2): 401-414, 1997.**
27. RIBEIRO C.M.B. et al.. Cimentação em prótese: procedimentos convencionais e adesivos. **INTERNATIONAL JOURNAL OF DENTISTRY, RECIFE, 6(2):58-62 ABR / JUN 2007.**
28. SOUZA T.H., FILHO J.C.B.L. e BEATRICE L.C.S.. Cimentos auto-adesivos: eficácias e controvérsias Self-adhesivesresincements: efficienciesandcontroversies. **Revista Dentísticaonline – ano 10, número 21 (abr/jun 2011).**
29. URAL Ç. et al.. Determination of Resin Bond Strength to Zirconia Ceramic Surface Using Different Primers. **Acta Odontologica Scandinavica, 2011; 69: 48–53.**
30. YUN J. et al.. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. **Dental materials 26 (2010) 650–658.**