

Maria Edileyne Guimarães Mendonça

CIMENTOS CONVENCIONAIS E ADESIVOS  
NA CIMENTAÇÃO FINAL EM PRÓTESE FIXA

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade Ciências da Saúde

Porto, 2016



Maria Edileyne Guimarães Mendonça

CIMENTOS CONVENCIONAIS E ADESIVOS  
NA CIMENTAÇÃO FINAL EM PRÓTESE FIXA

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade Ciências da Saúde

Porto, 2016

Maria Edileyne Guimarães Mendonça

CIMENTOS CONVENCIONAIS E ADESIVOS  
NA CIMENTAÇÃO FINAL EM PRÓTESE FIXA

“Trabalho apresentado à Universidade  
Fernando Pessoa como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de  
Mestrado em Medicina Dentária”

---

Maria Edileyne Guimarães Mendonça

## **Resumo**

Maria Edileyne Guimaraes Mendonça

### Cimentos convencionais e adesivos na cimentação final em prótese fixa

Os cimentos dentários na função de preencher a interface entre a superfície dentária e superfície interna da prótese nos coloca frente a uma diversidade de substratos e técnicas. O presente trabalho visou rever conceitos associados aos cimentos dentários, a evolução destes materiais junto aos diferentes sistemas cerâmicos e suas limitações no seu universo bem como a estratégia da sua aplicação em superfícies resistentes ou não ao ácido condicionante. Para alcançar a resposta de qual o melhor método na escolha de um material para cimentação de próteses fixas, este trabalho também apresenta uma comparação entre os cimentos dentários convencionais e resinosos.

Este trabalho consiste numa revisão bibliográfica de forma a pesquisar de forma geral os cimentos de uso na medicina dentária. Foi realizada uma pesquisa, em abril de 2016, nas bases de dados da PubMed e B-on e em obras de caráter científico com o intuito de recolher informações sobre o assunto em um intervalo temporal de 10 anos. Os critérios escolhidos foram casos clínicos, revisão de literatura e estudos in vitro, segundo o seu rigor científico e interesse para o tema.

O resultado sobre os testes de resistência utilizados nos estudos, os testes de aderência do cimento ao dente podem variar amplamente. O tratamento de superfícies e a evolução tecnológica podem ser eficazes na escolha desses materiais, bem como a comparação dos tipos de falhas que ocorrem na interface adesivas. A conclusão que se obteve é que os materiais raramente são comparados com um padrão e muitas vezes as condições experimentais variam.

## **Abstract**

Maria Edileyne Guimarães Mendonça

### Conventional adhesives and cements the final cementation in fixed prosthesis

Dental cements when filling the interface between the tooth surface and the inner surface of the prosthesis placed in front of a variety of substrates and techniques. This study aimed to review concepts associated with dental cement, properties of various materials, which advantages and limitations present in your universe and compared with the strategy of its application in hard surfaces or not the condition acid. To achieve the best response which method to choose a material for cementation of fixed prostheses, this work also shows a comparison between conventional resinous dental cements.

This work consists of a literature review in order to find in general the cement use in dentistry. A survey was conducted in April 2016 in the databases PubMed and B-on and scientific works in order to collect information on the subject in a time interval of 10 years. The chosen criteria were clinical cases, literature review and in vitro studies, according to their scientific rigor and interest to the theme.

The result of strength tests used in the studies, the tooth cement bond test may vary widely. The surface treatment and technological evolution can be effective in choosing these materials, as well as a comparison of the types of failures that occur in the adhesive interface.

It can be concluded that the materials are seldom compared with a standard and experimental conditions often vary.

## **Dedicatória**

“Dedico este trabalho aos meus amigos irmãos Higina Abreu e Dr. Lopes Sow pelo apoio constante que sempre me dão. Agradeço lhes por me receberem junto a sua família.

À Prof. Doutora Sandra Gavinha pelas orientações e a todos os docentes e funcionários da Faculdade de Medicina Dentária Fernando Pessoa que contribuíram para este retorno acadêmico em Portugal.

Aos meus amigos Urias P. Vaz, Fernanda Moretti, Cleusa Dimário, Suzeli Trindade, Célia Martins, Luciana Santos, Lia da Conceição, Bruna Espírito Santo, Dulce Espírito Santo, Regina Cabral, aos amados primos e os queridos sobrinhos Caetano Mendonça e Daniel Ibraim Sow e a todos os clientes que deixei no Brasil que torceram e me incentivaram a este novo caminho. São os meus amigos que hoje constituem minha família ...”

## ÍNDICE

Índice de Figuras .....	iii
Índice de Tabelas .....	iv
Índice de Abreviaturas .....	v
I. INTRODUÇÃO .....	1
II. DESENVOLVIMENTO .....	4
1. Materiais e Métodos .....	4
2. Conceito e evolução.....	4
2.1. Cerâmicas dentárias .....	5
2.2. Metallo-cerâmicas.....	7
2.3. Classificação.....	8
2.3.1. Porcelana feldspática ou convencional.....	8
2.3.2. Porcelana aluminizada a 50% .....	9
2.3.3. Porcelana aluminizada a 97% .....	9
2.3.4. Cerâmicas a base de zircônia.....	10
2.3.5. Cerâmicas à base de leucita .....	11
2.3.6. Cerâmicas de dissilicato de lítio .....	12
2.4. Agentes para cimentação final.....	12
2.4.1. Cimento de fosfato de zinco .....	12
2.4.2. Cimento de ionómero de vidro .....	14

2.4.3. Cimento de ionómero de vidro modificado .....	16
2.5. Cimentos resinosos .....	18
2.5.1. Cimentos resinosos auto polimerizáveis .....	20
2.5.2. Cimentos resinosos fotopolimerizáveis .....	21
2.5.3. Cimentos resinosos de dupla ativação .....	22
2.5.4. Cimentos resinosos autoadesivos .....	23
2.6. Comparação entre os cimentos convencionais e resinosos .....	25
2.7. Tratamento das superfícies dentárias.....	27
2.8. Tratamento das superfícies ácido sensíveis – Vitrocerâmicas .....	29
2.9. Preparo da superfície ácidas resistentes.....	30
2.9.1. Superfícies metálicas .....	30
2.9.2. Superfícies cerâmicas .....	31
2.9.3. Silanização.....	32
2.9.4. Silicatização.....	33
2.9.5. Laser .....	35
2.10. Testes de união ou resistência .....	38
III. DISCUSSÃO .....	47
IV. CONCLUSÃO .....	52
V. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	54

## Índice de Figuras

Figura 1. Preparação e alternativas para o revestimento triboquímico de sílica. (Shakure Todo., 2014) .....	35
Figura 2. Representação esquemática de configuração e preparo da amostra em TBS. (Hikita, 2007). .....	41
Figura 3. Representação de teste de cisalhamento. (Caneppele, 2010).....	42

## **Índice de Tabelas**

Tabela 1. Classificação dos tipos de cerâmica de acordo com a sensibilidade ao ácido fluorídrico.....	38
-------------------------------------------------------------------------------------------------------	----

## Índice de Abreviaturas

4-MET – 4-Metacriloxietil Trimelítico

10-MDP – 10-Metacriloxietil Dihidrogenio-Fosfato

Bis-GMA – Bisfenol Glicidil Dimetacrilato

CAD/CAM – computer-aided design/computer-aided manufacturing

CRdual - Cimento resinoso dual

CRqmc - Cimento resinoso químico

CRfoto - Cimento resino fotopolimerizável

CIV - Cimento de Ionómero de Vidro

CIVm - Cimento de Ionómero de Vidro modificado

Cznf - Cimento de fosfato de zinco

Er,Cr:YSGG - érbio-crômio-ítrio-escândio-gálio-granada

HEMA - 2-Hidroxietil Metacrilato

Nd: YAG - Neodímio-Ítrio-Alumínio-Granada

TBS - Teste padrão de micro tração

TEGDMA – Trietilenoglicol Dimetacrilato

UEDMA – Uretano Dimetacrilato

## I. INTRODUÇÃO

O sucesso de restaurações indiretas, sejam elas restaurações parciais, coroas unitárias ou retentores de próteses parciais fixas, dependem 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 (Burke, Fleming et al., 2002).

A tecnologia adesiva evoluiu rapidamente desde a sua introdução no mercado há mais de 50 anos. O maior desafio dos cimentos dentários consiste em providenciar uma união com igual eficácia aos tecidos e ou substratos duros de diferentes naturezas e composições. Os agentes cimentantes devem proporcionar retenção e resistência à restauração e ao remanescente dentário e assim promover selamento marginal e favorecer a longevidade dos trabalhos protéticos. Um agente cimentante pode ser considerado ideal se ele apresenta características como insolubilidade no meio bucal, isolante térmico, elétrico e mecânico, biocompatibilidade, alta resistência à compressão e à tração, adesão às estruturas dentárias e aos materiais restauradores, entre outras característica (Heintze, 2007).

Cimentos à base de água como fosfato de zinco e ionómero de vidro apresentaram desempenho satisfatório associados com metal, metalo-cerâmica única ou múltipla com adequados preparos retentivos e adaptação marginal adequada (Heintze, 2010). Os cimentos de polimerização atuais cobrem quase todas as áreas de cimentos à base de água e, além de que eles são indicados principalmente para as restaurações não retentivas. Eles são capazes de vedar o dente ao formar uma camada híbrida. A esta capacidade adesiva da polimerização de cimentos promove a conservação de tecidos dentais (Edelhoff and Ozcan, 2007).

A adesão ao esmalte tem sido demonstrada desde há muito como mais estável e durável. Contudo, a adesão à dentina é de longe mais intrigável e aparenta ser obtida apenas quando se seguem orientações de procedimentos mais complexos e que requerem maior

tempo de aplicação (Manso et al., 2012). Consequentemente, os cimentos da atualidade são frequentemente conotados como sendo tecnicamente sensíveis, sendo que uma simples falha no procedimento de aplicação clínica é penalizada sob a forma de rápida degradação da interface adesiva, aparecimento precoce de deteriorações marginais nas próteses fixas, fraturas e deslocamentos. Como consequência há elevada procura de produtos de simples utilização e tecnicamente menos sensíveis, a impulsionar os fabricantes no desenvolvimento de novos produtos em curtos espaços temporais (Van Meerbeek, Yoshihara et al., 2011). Esta busca resultou no desenvolvimento de um novo tipo de cimento resinoso: o cimento autoadesivo. Este material foi projetado com intenção de superar algumas limitações dos cimentos convencionais (cimentos de fosfato de zinco, poliacrilato, e ionómero de vidro) e dos cimentos resinosos, bem como reunir em um único produto características favoráveis de diferentes cimentos. A técnica adesiva sensibilidade simplificada nos sistemas auto-adesivos eliminou a fase de pré-tratamento dentário (Namoratto et al., 2013).

Assim, os sistemas cimentantes dentários utilizados nos atos clínicos restauradores indiretos são diferentemente classificados quanto a sua composição, cura, sensibilidade e substrato a ser utilizado. Este tipo de conduta tem gerado uma diversidade complexa e confusa que dificultam a atuação na prática clínica quanto à seleção e aplicação dos diversos sistemas existentes no mercado.

Os cimentos da atualidade baseiam-se nas abordagens de condicionamento total (*total etch*), autocondicionantes (*self etch*), sistemas auto-adesivos (*self-adhesive*), a diferir significativamente quanto a superfície do substrato a sua sensibilidade ou não aos condicionadores ácidos e presença de sílica.

Relativamente à sensibilidade técnica, esta estratégia de cimentação adesiva em passo único aparenta ser mais promissora em termos clínicos não só por apresentar-se com menos uma fase técnica (a remoção com água do agente ácido que desmineraliza os tecidos), a reduzir o tempo clínico, mas também por reduzir significativamente a

probabilidade de cometer erros durante a sua utilização (Silva e Souza Carneiro et al., 2010).

Se o desempenho clínico restaurador ao longo do tempo é altamente afetado por micro e nano-infiltrações de fluidos e bactérias da cavidade oral através da interface adesiva, os ensaios acerca destes fenômenos devem ser clinicamente mais relevantes para melhor prever o desempenho clínico das cimentações. Assim, torna-se fundamental o conhecimento por parte dos clínicos de vários fatores, como o tipo de cimentos e suas diferentes apresentações disponíveis, a sua composição e a relação destes com substratos a aderir e possíveis interações químicas, uma vez que estas podem ter influência nas características de manipulação e aplicabilidade clínica (Carvalho, Manso et al. 2012). É assim essencial distinguir a análise dos resultados dos estudos clínicos que avaliam o desempenho *in vivo* e dos ensaios realizados *in vitro* (Van Meerbeek, Peumans et al. 2010; Heintze, Thunpithayakul et al., 2011).

Neste sentido é importante efetuar uma revisão da literatura a fim de abordar a temática. O presente trabalho tem como propósito rever a evolução como os cimentos dentários junto com os diferentes sistemas cerâmicos, categorizar as diversas classificações para melhor entendimento, observar as limitações que apresentam no seu universo e compará-los com os cimentos tradicionais. Através de obras de caráter científico com o intuito de recolher informações sobre o assunto em um intervalo temporal de 10 anos tive como objetivo aprender a escolher o cimento que melhor se adaptaria as mais diversas situações clínicas que nós médico dentista temos no dia a dia da clínica e satisfazer o nosso maior objetivo que é a satisfação do doente. Os critérios escolhidos foram casos clínicos, revisão de literatura e estudos *in vitro*.

Como resultado parece que o conhecimento sobre a qualidade de cimentação e características das diferentes classes de materiais para unir a superfície de dentária nos ajuda a atingir o efeito do trabalho a longo do tempo e nos prepara para o momento de receber novas tecnologias de materiais de cimentação para melhorar o sucesso clínico.

## II. DESENVOLVIMENTO

### 1. Materiais e Métodos

Este trabalho consiste numa revisão bibliográfica de forma a pesquisar de forma geral os cimentos de uso na medicina dentária. Foi realizada uma pesquisa, em abril de 2016, nas bases de dados da PubMed e B-on e em obras de carácter científico com o intuito de recolher informações sobre o assunto em um intervalo temporal de 10 anos. Os critérios escolhidos foram casos clínicos, revisão de literatura e estudos *in vitro*. Foram excluídos os cimentos resinosos para fixação de pilares intermediários implantares ou espigões e cimentos com finalidade endodôntica e ortodôntica. As palavras chaves foram as seguintes: "*Phosphates/therapeutic AND "Glass Ionomer Cements/therapeutic use", "Resin Cements" AND "Dentin-Bonding Agents", "Phosphates" AND "Dental Cements" OR "Dental Bonding", "Adhesive cement" AND "Dental Cements" AND "Shear Strength"*". Os artigos foram selecionados segundo o seu rigor científico e interesse para o tema, de entre aqueles que foi possível ter acesso.

Os dados da literatura sobre os cimentos dentários, bem como testes de aderência do cimento ao dente, podem variar amplamente. O problema na correlação dos dados é que os materiais raramente são comparados com um padrão e muitas vezes as condições experimentais variam. Critérios de inclusão e exclusão reduziram a uma revisão com 50 artigos publicados.

### 2. Conceito e evolução

O agente de cimentação deve ajudar a evitar que as restaurações se desloquem. Existe uma relação inversa entre as propriedades adesivas do agente de cimentação e retenção macro mecânica. Quanto mais baixa for a retenção macro mecânica, maiores serão as propriedades adesivas para compensar o baixo grau de retenção (Braga, Cesar et al., 2002, Ferracane, Lohbauer et al., 2016). Outros fatores podem atuar como co-variáveis

no desalojamento de uma restauração como: resistência à flexão, que quanto maior a resistência à flexão menor o risco de desalojamento, contração (encolhimento), absorção de água e expansão que de forma mínima pode aumentar a retenção (Ferracane, Lohbauer et al., 2016).

A porcelana das restaurações era inicialmente cimentada com cimentos de fosfato de zinco e ou de ionómero de vidro, mas estes cimentos apresentavam problemas como deslocamento, infiltração marginal e problemas estéticos. Essa situação aliada ao amplo desenvolvimento das resinas compostas e dos sistemas adesivos, criou a oportunidade de produzir cimentos, com características semelhantes à resina composta, mas com maior fluidez de forma a escoar durante a cimentação (Badini et al., 2008, Namoratto, O et al., 2013).

## **2.1. Cerâmicas dentárias**

São compostas de elementos metálicos (Al, Ca, Li, Mg, K, Na, Zr, Ti) e não metálicos (O, Si, B, F). A combinação destes elementos pelos fabricantes resulta em duas fases distintas: fase vítrea ou amorfa e fase cristalina ou mineral. A fase vítrea confere propriedades de transmissão de luz, o que possibilita a reprodução de características óticas de translucidez em vários níveis. A fase cristalina é responsável pela resistência, pois funciona como uma barreira a impedir a propagação de trincas. O percentual cristalino bem como o tipo de cristal presente na microestrutura influenciam diretamente na translucidez e opacidade da cerâmica, sendo a fluorescência e opalescência garantidas pela inserção de óxidos metálicos na composição da cerâmica (Kelly, 2008).

A primeira mistura de feldspato e quartzo para a fabricação de cerâmicas usadas em restaurações dentárias ocorreu no início do século XVIII. Isso ocorreu pelo fato de a cerâmica feldspática, a única existente na época, apresentar características desejáveis como substituta dos dentes naturais (Gomes, Assunção et al., 2008). Contudo estas cerâmicas apresentavam baixa resistência à fratura e rapidamente foram substituídas por coroas metalo-cerâmicas. No final do século XIX surgiram as próteses parciais fixas em

cerâmica, denominadas de coroas de Jacket, que passaram a ser amplamente utilizadas, desde que foi patenteada e desenvolvida a técnica da folha de platina (Gomes, Assunção et al., 2008, Ribeiro, Lopes et al., 2007).

A cerâmica odontológica é composta por uma cadeia básica de sílica-oxigênio ( $\text{SiO}_2$ ) como matriz formadora à qual são adicionados vários elementos modificadores como óxido de potássio ( $\text{K}_2\text{O}$ ), óxido de sódio ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) e óxido de boro ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ), além de pigmentos, que reproduzem a cor dos dentes. Obtida por meio da fusão destes óxidos em alta temperatura, constituem uma estrutura complexa, com núcleos cristalinos não incorporados à matriz vítrea a formar um arcabouço de reforço mais resistentes que os vidros comuns (Kina, 2005).

As cerâmicas dentárias podem ser agrupadas em dois grandes grupos consoante a sua composição química: óxido de cerâmica e vitrocerâmica. O que diferencia estes dois grupos é o fato de o grupo dos óxidos de cerâmica terem menos de 15 % de sílica e terem pouca ou nenhuma fase vítrea. A nível clínico esta diferença de composição faz com que não sofram qualquer alteração com o ataque do ácido hidrófluorídrico, sendo apelidadas de cerâmicas ácido-resistentes. Apenas as vitrocerâmicas sofrem alterações com o ataque do ácido e são chamadas de ácido sensíveis. Nas vitrocerâmicas incluem-se as cerâmicas de feldspato, as com base de leucita e as de dissilicato de lítio (Bona, Pecho et al., 2015, Malheiros, Fialho et al., 2013).

De acordo com Horn (*cit. in* Kina 2005), as porcelanas podem ser divididas, didaticamente, de acordo com sua composição em feldspática ou convencional, aluminizada a 50%, aluminizada a 97% e infiltrada de vidro e vidro ceramizado.

A cerâmicas utilizadas na medicina dentária podem ser divididas em dois grandes grupos: as cerâmicas ricas em sílica e as cerâmicas pobres em sílica. Os estabelecimentos de adesão entre esses materiais e as resinas segue estratégia distintas e é regulado basicamente por três fatores; composição, organização interna da cerâmica,

composição do material resinoso e tipo de superfície realizado e pode agir isolada ou sinergicamente (Kim, Woo et al., 2015).

## 2.2. Metallo-cerâmicas

A cerâmica é até hoje o material dentário com maior capacidade de reproduzir os dentes naturais graças às suas propriedades físicas e óticas. No entanto, a sua resistência só é obtida quando esta é suportada por uma estrutura. As coroas metallo-cerâmicas são constituídas por uma infraestrutura de metal, revestida por cerâmica. Esta infraestrutura é opaca, o que dificulta a imitação do dente natural em características como a translucidez. No entanto são utilizados pois apresentam previsibilidade, longevidade e eficiência comprovada em mais de 50 anos de aplicação.

Apesar da melhorias dos materiais cerâmicos, a eficácia das restaurações de cerâmica pura não é semelhantes à eficácia das restaurações metallo- cerâmicas, e nem garante um sucesso estético previsível, pois existem vários outros fatores envolvidos, dentre eles o preparo do dente, adaptação marginal, interação com os tecidos moles, o processo de moldagem, seleção adequada de material, escolha do ceramista e seguir um protocolo de cimentação adequada (Denovan, *cit. in* Namoratto., 2008).

As cerâmicas utilizadas para a confecção de restaurações metallo-cerâmicas possuem translucidez semelhante aos dentes, são resistentes à compressão, apresentam baixa temperatura de fusão, o que diminui o potencial de distorção do *coping* metálico, não corroem e são resistentes aos fluidos orais. No entanto, apresentam baixa resistência à flexão e elevada dureza, a qual poderá provocar abrasão dos dentes opostos (Gomes, Assunção et al., 2008). A fim de melhorar a associação das porcelanas aos metais, foi necessário incorporar maior concentração de leucita às porcelanas feldspáticas para aumentar o coeficiente de expansão térmica semelhante ao das ligas fundidas e minimizar o estresse térmico residual (Gomes, Assunção et al., 2008).

Os dentes anteriores superiores, são do ponto de vista estético, o desafio que faz as metalo-cerâmicas serem substituídas por coroas de cerâmica pura, a fazer deste material um elemento chave da reabilitação. Apesar de todas as vantagens estéticas, as coroas metalo-cerâmicas continuam a ser a escolha preferida para o sector posterior da arcada inferior (Santos, 2006).

## **2.3. Classificação**

### **2.3.1. Porcelana feldspática ou convencional**

A porcelana feldspática é definida como um vidro, composta por feldspato de potássio ( $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ) 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 ( $KAlSi_2O_6$  ou  $K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$ ).

De acordo com Kina, (2005) as porcelanas feldspáticas apresentam como principais vantagens não precisarem de equipamentos especiais, poderem ser utilizadas em camadas finas e apresentarem estética excelente, porque dispõem de vários pós de cerâmica. Como principais desvantagens, apresenta a altíssima friabilidade, desgaste dos dentes antagonistas e precisarem de pigmentos corantes de baixa temperatura para alteração da cor extrínseca.

As vitrocerâmicas ou sistemas totalmente cerâmicos surgiram com o intuito de eliminar estas infraestruturas metálicas na tentativa de promover uma melhor distribuição da reflexão da luz. Estes sistemas podem ser fabricados em uma única camada (por exemplo, cerâmicas à base de dissilicato de lítio ou de leucita) e posteriormente pintados para permitir as características de cor ou recobertas por cerâmica de cobertura (feldspáticas). Ainda que sejam menos resistentes, estas cerâmicas são as mais utilizadas devido a possibilidade de serem estratificadas, normalmente sobre troquel

refratário, lamina de platina ou ainda utilizada com um *coping* metálico (Kim, Woo et al., 2015, Malheiros, Fialho et al., 2013, Nguyen, Ruse et al., 2014).

### **2.3.2. Porcelana aluminizada a 50%**

A porcelana aluminizada tem sua composição similar a porcelana feldspática, porem com adição de oxido de alumínio ou alumina ao pó cerâmico. Este pó evita a propagação de trincas na cerâmica e eleva a resistência mecânica. Podem ser estratificadas, assim como a anterior, ou fresadas pelo sistema CAD- CAM.

Em uma primeira tentativa, Mc Lean e Hughs desenvolveram uma cerâmica com melhor resistência à flexão contendo 50% de oxido de alumina e obteve-se 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. É um sistema ácido- sensível (Hegembarth, 1996 *cit. in* Kina 2005).

### **2.3.3. Porcelana aluminizada a 97%**

Este tipo de porcelana possui um altíssimo teor de oxido de alumínio. Normalmente, e utilizada para confecção de *copings* cerâmicos, uma vez que foi desenvolvida para ter resistências similar a coroas metalo-cerâmicas, com uma boa adaptação marginal. A denominação “infiltrada de vidro” decorre de que por cima do *coping* poroso, de porcelana com 97% de alumina, produz-se a queima de um pó de lantânio e boro, vidro, que se infiltra no *coping* alumínio (Gomes, Assunção et al., 2008).

Este sistema, apresentado pela companhia Vita (Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha) recebe o nome comercial de In-Ceram® Alumina. Este sistema apresenta uma resistência à flexão quatro vezes mais alta que uma cerâmica aluminizada a 50%, muito

embora acarrete em diminuição significativa da translucidez com consequente perda das qualidades ópticas da cerâmica. Desta forma, este material não deve ser usado como cobertura, mas devido a sua resistência, ser aplicado como substituto das subestruturas metálicas. Esta situação permite a construção de coroas totais em próteses fixas de três elementos, livres de metal. Outro sistema, o In-Ceram® Spinell, que agrega além do óxido de alumínio o óxido de magnésio o que lhe confere o dobro de translucidez do In-Ceram. Entretanto, o ganho em padrões estéticos tem seu preço, com a perda de resistência na ordem de 20%, limita suas indicações para coroas unitárias anteriores, facetas laminadas, *inlays* e *onlays* (Kina, 2005). O In-Ceram® Alumina é um sistema em que o condicionamento com ácido fluorídrico não tem eficácia e mesmo o agente de união silano não proporciona adesão considerável nas cerâmicas de baixo conteúdo de sílica e os cimentos de resina (Manso, Silva et al., 2011, Santos, Driessen et al., 2012).

#### **2.3.4. Cerâmicas a base de Zircônia**

Outra variação do sistema, foi o In-Ceram® Zircônia, uma mistura de aproximadamente 69% de óxido de alumina ( $Al_2O_3$ ) com 31% de óxido de zircônio ( $ZrO_2$ ), que resulta em um aumento significativo da resistência à flexão a conferir um dos maiores valores de tenacidade entre os materiais cerâmicos. Nomeado como o "aço cerâmico", tem grande resistência à fadiga, além de excelentes propriedades de desgaste e de biocompatibilidade (Bona, Pecho et al., 2015). Uma considerável melhoria nas condições de resistência mecânica, conduz a ser um sistema sensivelmente opaco. Suas indicações mais precisas limitaram-se, portanto, para regiões posteriores, tanto para coroas unitárias como para prótese fixas de três elementos (Bueno, Arrais et al., 2011).

Outro material baseado em alta concentração de óxido de alumínio é o Procera® (Nobel Biocare), desenvolvido por Matts Andersson (Kina, 2005). Este sistema, que tem como um dos seus diferenciais o processo industrial computadorizado, utiliza a tecnologia CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Assisted Machining), foi desenvolvido para criação de subestruturas de próteses cerâmicas. Utilizou-se para tal óxido de alumínio altamente purificado e densamente sinterizado por mais de 99,5% de

alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ). Este material é compreendido como a cerâmica de maior resistência entre as cerâmicas dentárias. Este sistema está indicado para utilização tanto nas regiões posterior como anterior, na confecção de coroas unitárias, facetas laminadas e próteses parciais fixas, e como diferencial importante na confecção de *abutments* personalizados para implantes (Gomes, Assunção et al., 2008). Este sistema ampliam as alternativas em relação as infraestruturas protéticas metálicas e são atualmente consideradas como a melhor opção para infraestruturas de próteses parciais fixas livres de metal de maior extensão e de coroas unitárias (Guerra, Neves et al., 2007).

### 2.3.5. Cerâmicas à base de leucita

A fase cristalina destas cerâmicas, a leucita ( $\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.4\text{SiO}_2$ ), é um componente adicionado numa percentagem de 17 a 25% em relação à proporção de feldspato. Apresenta alto coeficiente de contração e expansão térmica, o que possibilitou a compatibilidade com os coeficientes das ligas metálicas e aplicação sobre as estruturas metálicas nos sistemas metalo-cerâmicos (Guerra et al., 2007). Esta cerâmica reforçada por cristais de leucita, previne a propagação de micro fraturas internas à matriz vítrea. Com o nome comercial de IPS Empress®, este sistema emprega a técnica tradicional da cera perdida, onde pastilhas cerâmicas do produto são injetadas sobre pressão e calor em fornos especiais de injeção. Em geral, este sistema não trabalha na confecção de infraestrutura, embora um *coping* do produto possa ser realizado para posterior estratificação cerâmica. A leucita é um mineral com elevado coeficiente de expansão térmica que funciona como reforço a permitir maior resistência flexural ao material cerâmico o que permite a utilização em coroas puras de mesmo material. Este sistema também conhecido como sistema vitrocerâmicos de leucita reforçados e podem ser sinterizado, prensado a quente ou CAD-CAM (Christensen and Ploeger, 2010, Manso, Silva et al., 2011).

### **2.3.6. Cerâmicas de dissilicato de lítio**

Devido às limitações de utilização à baixa resistência à flexão do sistema IPS Empress®, a Ivoclar Vivadent lançou cerâmicas com melhores requisitos mecânicos. Assim, um novo ingrediente: cristais de dissilicato de lítio ( $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$ ) foram empregados e originou-se a linha Empress® II. Nesta cerâmica, os cristais de dissilicato de lítio ficam dispersos em uma matriz vítrea de forma interlaçada a impedir a propagação de trincas em seu interior. É indicada para a confecção de coroas unitárias, facetas laminadas, inlays, onlays e próteses fixas de três elementos, que permitem repor dentes até o 2º pré-molar. Sua estrutura é sensível ao condicionamento ácido e silanização (Guess, Schultheis et al., 2011, Kina, 2005).

A utilização de cerâmica vítrea (ex. dissilicato de lítio ou de leucite) tem utilização limitada a restaurações anteriores de dimensão reduzida devido ao seu elevado risco de fratura. O dissilicato de lítio pode ser fabricado tanto por técnicas de pressão como por fresagem, este material, apresenta sempre uma estética elevada (Naumova, Valta et al., 2015).

## **2.4. Agentes para cimentação final**

### **2.4.1. Cimento de fosfato de zinco**

O cimento de fosfato de zinco (Cznf) é um cimento largamente utilizado para cimentação final em prótese fixa e resulta de uma reação ácido-base entre o pó (composto por 90% de óxido de zinco e 10% óxido magnésio), com o líquido (composto por 67% ácido fosfórico tamponado com alumínio e zinco). É dos cimentos mais utilizados para cimentação final devido ao baixo custo, facilidade de manipulação e boas características mecânicas. Apresenta além disso pequena espessura de película, devido ao seu bom escoamento o que favorece o correto assentamento da prótese e

limita de certa forma a infiltração bacteriana (Ribeiro et al., 2007). O Cznf não possui adesividade e consegue alcançar suas propriedades físicas máximas em 24 horas.

É o cimento mais tradicional usado na medicina dentária e é usado com sucesso para reter restaurações fundidas desde 1879 (Johnson, Lepe et al., 2009).

Adequado para a retenção de coroas metálicas, Cznf possui propriedades de retenção meramente de natureza mecânica. Ele é quebradiço, tem uma solubilidade relativamente elevada na boca, não aderem à estrutura dental e consegue alcançar suas propriedades físicas máximas em 24 horas (Bohn, Andrioli et al., 2009). Eles têm alta resistência à compressão e são também uma substância potencialmente cáustica, na polpa vital, devido ao seu baixo pH (Bohn, Andrioli et al., 2009, Raghunath Reddy, Subba Reddy et al., 2010).

O pó do Cznf reage com o líquido e uma considerável quantidade de calor é gerado (reação exotérmica). Quando a mistura está completa o cimento atinge um pH de 3.5 e assim colocado nos dentes preparados com uma "consistência húmida" e não reage totalmente com o pó. O restante do líquido ácido (ácido fosfórico não reagido com um pH baixo  $\pm 1,5$ ) entra em contato com a preparação e provoca uma dissolução imediata do *smear layer* e os plugues de esfregaço. Uma vez que a cimentação possa causar uma quantidade considerável de pressão hidráulica, o volume líquido que não reagiu é pressionado nos túbulos dentinários e a depender da espessura restante da dentina, pode causar maior ou menor irritação da polpa. Portanto, a polpa tem de lidar não só com calor, mas também com a baixa acidez. Quanto maior for a espessura da dentina remanescente, mais benéfica a ação do tamponamento do fluido nos túbulos dentinários e menor o efeito do ácido. (Pameijer, 2012).

As propriedades globais Cznf fizeram com que se mantivesse em voga na cimentação de coroas metalo-cerâmicas durante grande parte do século XX. O sucesso histórico do cimento de fosfato de zinco pode resultar de propriedades ainda pouco pesquisadas, como a atividade antimicrobiana (White et al. *cit. in* Namorrato, L., 2013). No entanto,

com o aparecimento das coroas de cerâmica pura as suas propriedades tornaram-se insuficientes e estão a ser substituídos por cimentos modificados por resina, compómeros e cimentos de resinosos. Na realidade o Cznf é ainda referido por muitos médicos dentistas como o “padrão de ouro” de todos os restantes cimentos, apesar de vários estudos laboratoriais confirmarem que têm piores propriedades (baixa dureza, solubilidade e falta de adesão)

Manso, Silva et al. (2011) afirmou haver desvantagens bem documentadas em relação a este cimento. Algumas dessas desvantagens são: possuir um baixo valor de pH, reduzida biocompatibilidade, elevada solubilidade em boca o que aumenta a microinfiltração e promove uma retenção inferior.

Exemplos comerciais de Cznf: Hy-Bond zinc phosphate (Shofu), Zinc phosphate (Bosworth).

#### **2.4.2. Cimento de ionómero de vidro**

O cimento de ionómero de vidro (CIV) foi desenvolvido e patenteado nos finais dos anos 60 por Alan Wilson e sua equipa no laboratório de química de Londres. Com finalidade de substituir os cimentos de silicato (Baig& Fleming, 2015; Sidhu, 2011). A aplicabilidade deste cimento está na utilização para restaurações por cáries ou desgaste, para forrar as cavidades, como selantes de fissura, ou até mesmo como cimentos (Hook, Owen et al., 2014).

O CIV deriva de ácidos orgânicos e uma componente vítrea e é um cimento que sofre uma reação ácido-base durante a sua polimerização. O ácido é geralmente um polímero aquoso e o vidro é usualmente o fluoroaluminossilicato. A maior diferença entre as várias marcas de CIV são os aditivos usados no seu fabrico, que lhe conferem diferentes propriedades químicas e mecânicas (Sidhu, 2011).

Os CIVs estão disponíveis em várias tonalidades, biocompatíveis (com baixo teor de libertação de monómeros livres) e aderem ao esmalte e dentina, o que faz com que necessitem de pouca preparação dentária antes da sua aplicação, baixa contração na reação de presa, elevada estabilidade dimensional, selamento marginal efetivo e libertação de íon de flúor com capacidade anticariogénica. No entanto, é um cimento muito sensível à umidade antes de tomar presa, durante este processo, pode sofrer expansão o que o torna desaconselhado na cimentação de coroas de cerâmica pura (Hook, Owen et al., 2014).

Alguns estudos, demonstram que o uso de CIV não resulta num aumento da força de retenção quando comparado com o Cznf apesar das características relatadas de união do CIV à estrutura dentária. A reação de presa dos CIVs convencionais ocorre em três estágios: deslocamento de íons, formação da matriz de hidrogel e a fase de gel de polissais. A fase de deslocamento de íons ocorre durante a aglutinação do pó e líquido, onde a fase aquosa dos ácidos umedece e dissolve a camada externa das partículas de vidro do pó inicialmente pelo ataque do íon hidrogênio às partículas de vidro, libera os íons de alumínio e cálcio que migram para a fase aquosa do cimento. O cálcio reage e forma-se uma matriz de gel e o cimento endurece. O alumínio liberado proporciona a maturação da matriz (Corrêa and Ogasawara, 2006).

Adere à estrutura dentária remanescente através da formação de ligas iónicas na interface dente-cimento devido a reação dos grupos carboxilo do ácido com o cálcio e/ou fosfato do esmalte e dentina. Alguns autores defendem que como proteção pulpar, aquando da utilização do CIV para cimentação final poderá ser benéfico não remover a totalidade da *smear layer* para que esta possa funcionar como barreira à passagem de compostos ácidos do cimento pelos túbulos dentinários. A sua indicação geralmente é para cimentação final de retentores intra-radiculares, coroas e próteses parciais fixas com metal e sem metal de sistemas como Procera, In-Ceram, Empress 2, Spinell e Zircónio (Ribeiro et al., 2007).

Estes materiais podem ser apresentados em forma de pó-líquido ou acondicionados em cápsulas. A proporção correta pó-líquido é essencial para que a mistura final apresente propriedades adequadas. A pouca incorporação de pó resultará numa mistura fluida, aumento da solubilidade e menor resistência à abrasão. Por outro lado, uma proporção exagerada de pó diminui o tempo de presa e de trabalho e ainda diminui a adesividade. Portanto o encapsulamento dos ionómeros é vantajoso pois oferece uma perfeita proporção pó-líquido (Bottino et al., 2002).

Exemplos comerciais de CIV: Ketac-Cem (3M ESPE), Fuji I (GC America), Meron AC (VOCO), Riva Luting (SDI), CX-Plus (Shofu).

### **2.4.3. Cimento de ionómero de vidro modificado**

A presa dos CIV modificados por resina dá-se por meio da reação ácido-base, característica dos cimentos convencionais e pela polimerização do monómero resinoso que se inicia por ativação pela luz. A reação de fotopolimerização determina a formação de uma matriz polimérica, a qual protege a reação ácido-base de uma possível contaminação inicial pela umidade (Corrêa and Ogasawara, 2006).

Este tipo de cimentos surgiu com o intuito de melhorar o desempenho clínico do CIV convencional, através da adição de resina. A adição de ácido poliacrílico e de hidroximetilmetacrilato (HEA) proporciona-lhe uma porção resinosa com características de adesivo hidrofílico, ativado pela luz e outra ionomérica, que sofre reação química tipo ácido-base. A sua principal característica é a facilidade de manipulação e utilização, a espessura de fina película, a resistência à tensão superior ao Cznf e mesmo em relação ao CIV. Tem indicação para coroas e próteses parciais e fixas do sistema Empress 2, In-ceram e Procera. São contraindicadas para restaurações totalmente cerâmicas do tipo feldspática pois a expansão tardia do cimento poderá causar fraturas nestas cerâmicas (Anusavise, Bottino cit.in Namoratto, L., 2013).

A maior vantagem deste tipo de cimento é a facilidade de manipulação e uso, além de sua adequada espessura de película, a possuir resistência tensional diametral e compressiva superiores ao fosfato de zinco e alguns ionómeros convencionais. O seu uso está indicado para coroas e próteses parciais fixas em cerômeros Targis/Vectris ou cerâmica Empress 2, In-Ceram em geral e Procera. Contudo, sua utilização para cimentação de restaurações totalmente cerâmicas do tipo Feldspática é desaconselhada, pois sua expansão tardia poderia causar fraturas nas mesmas (Anusavise, Bottino cit.in Namoratto, L., 2013).

Exemplos comerciais de CIV modificado: RelyX Luting Plus (3M ESPE), Fuji Plus (GC America), FujiCEM (GC America).

Raghunath Reddy, Subba Reddy et al. (2010) planejaram um estudo *in vitro* com três cimentos, a saber: fosfato de zinco, ionómero de vidro e cimento de poliacrilato para testar a retenção de coroas de aço inoxidável em molares decíduos extraídos. O objetivo maior era além de se obter resultados quanto a eficácia de três cimentos a de também comparar o seu estudo a outros de mesmo assunto. Foi utilizada uma máquina universal de Instron para medição, trinta coroas de aço inoxidável pré-formadas e trinta molares primários humanos extraídos, que foram divididos em três grupos de 10 dentes em cada grupo. Em seguida, os dentes foram armazenados em saliva artificial e incubou-se a 37°C durante 24 horas. A carga foi aplicada sobre a coroa e foi gradualmente aumentada até que a coroa mostrou deslocamento, e, em seguida, as leituras foram registradas e analisados para significado estatístico. A área de superfície da coroa foi medida pelo método gráfico e a força foi expressa em termos de  $\text{kg}/\text{cm}^2$  (carga dividida pela área). Os resultados foram: que forças retentivas Cznf e CIV foram maiores que a de cimento à base de poliacrilato, que houve diferença insignificante ( $0,59 \text{ kg}/\text{cm}^2$ ) de força de retenção entre o Cznf ( $21,28 \text{ kg}/\text{cm}^2$  e CIV ( $20,69 \text{ kg}/\text{cm}^2$ ) e isto pode ser devido à umidade inicial de polimerização, que os CIVs podem ser recomendados para cimentação de coroas de aço inoxidável por causa de suas vantagens biológicas e a força de retenção semelhante à Cznf ,que o CIV têm a capacidade de se relacionar ao esmalte e metais básicos e que fluoreto são libertados na início da formação do cimentos e são

atóxico à polpa vital. Os autores depois da exposição dos seus resultados, apresentam outros estudos semelhantes com identificação completa da metodologia e os resultados obtidos por cada um deles. Na terceira fase há montagem de cinco tabelas onde os resultados do teste de Wilcoxon Mann-Whitney 'U' são apresentados com a finalidade de ilustrar os valores obtidos e obter as respostas em relação as diferenças de retenção mecânica de cada cimento nos diferentes estudos. Na primeira identifica os valores das forças retentivas de cada dente ( $\text{kg/cm}^2$ ), na segunda os valores médios globais para cada cimento e finalmente na tabela 3,4 e5 a comparação entre grupos de dois de cimentos.

## 2.5. Cimentos resinosos

Os cimentos de resinosos (CRs) à semelhança do que acontece nos cimentos convencionais variam razoavelmente quanto a sua composição, sendo o que tem Bis-Gma e UEDMA na matriz em combinação com outros monómeros de mais baixo peso molecular como TEGDMA que são indicados para cerâmicas vítreas. Grupos funcionais hidrofílicos como HEMA e 4-META por vezes são adicionados aos CRs para permitir adesão as superfícies ácido-resistentes, fornecem viscosidade adequada para cimentação e permitem que seja feita polimerização dual ou química (Anusavace, Padilha, Goescit *cit. in* Namoratto et al., 2013).

Segundo Lambrechts et al *cit. in* Badini et al., 2008), os CRs são resinas compostas em que a fase orgânica é a base de Bis-Gma ou UEDMA) e a fase inorgânica possui menor quantidade de carga o que leva ao aumento da fluidez necessária à cimentação.

Os monómeros com grupos funcionais (*primers* de ativação) que têm sido usados para induzir adesão à dentina são incorporados a estes cimentos. Eles incluem os sistemas organofosfonatos, hidroximetilmetacrilato e 4-metacrietiltrimetílico anidrido (4-META) (Anusavace, Padilha *cit.in* Namoratto et al., 2013).

Os CRs são considerados a melhor escolha para cimentar restaurações livres de metal, baseado em vários estudos laboratoriais e clínicos de acordo com resistência a fratura e selamento (Burke al., *cit. in* Bohn 2009). Resistência à tração, resistência à fratura e resiliência de CRs são iguais ou maiores que outros agentes de cimentação; a solubilidade é baixa e as características estéticas são boas, com possibilidade de escolha de cor. No entanto, os agentes de cimentação resinosos não liberam flúor, e sua espessura de filme é relativamente alta, seu módulo de elasticidade é alto, possui elevada sensibilidade técnica e um custo mais alto que os cimentos convencionais (Rosenstiel; Land; Crispin; Zhen; White; Mount *cit. in* Bohn, 2009).

O procedimento de união entre cerâmica e estrutura dental é extremamente importante para a longevidade das restaurações livres de metal. As cerâmicas reforçadas com alto conteúdo de cristais, como a In-Ceram Alumina®, podem ser cimentadas pela técnica convencional como os cimentos de fosfato de zinco ou de ionómero de vidro. Contudo, a fixação adesiva é o procedimento de eleição para este tipo de material (Bandeira et al., 2010).

A polimerização adequada é crucial para determinar a longevidade da vida das restaurações de cerâmica. Polimerização incompleta do cimento resinoso pode levar à instabilidade cor, toxicidade de monómero residual, diminuição da resistência de união, e sensibilidade pós-operatória, e aumenta o risco de infiltração e cáries (Cho, Lopez et al., 2015).

O cimento resinoso deve ter baixa solubilidade como também baixa absorção de água. O fenômeno da absorção de água tem um importante efeito sobre as propriedades dos cimentos resinosos após longos períodos de tempo. A absorção diminui significativamente a resistência à flexão, bem como o módulo de elasticidade que pode ser crítica para áreas espessas de cimento. Evidências científicas mostram que a água absorvida funciona como um plastificante e, por conseguinte, pode criar áreas sem suporte abaixo à restauração e, conseqüentemente, aumentar a chance de fratura da restauração durante a mastigação. A absorção também pode causar expansão

higroscópica do cimento, mas as consequências dessa expansão a longo tempo permanecem desconhecidas (Manso, Silva et al., 2011).

Os CRs podem ser divididos em três grupos de acordo com o método de ativação: CR auto-polimerizáveis (químicos), CR fotopolimerizáveis e CRs de dupla polimerização ou duais, que envolvem a cura dupla: química e física (Braga, Cesar et al., 2002, Ferracane, Stansbury et al., 2011). Com o desenvolvimento subsequente, no entanto, um novo grupo de cimentos com características auto-adesivas estão sendo oferecidos. Cada vez mais aumenta a variedade de mecanismos de cura e ligação (Manso, Silva et al., 2011).

### **2.5.1. Cimentos Resinosos Auto Polimerizáveis**

Desde os anos 1970, cimentos de resina foram formuladas à base de resina dimetacrilato química como sistemas de duas pastas, que são fáceis de misturar e curar. Sua ligação à estrutura dental baseia-se na utilização de Sistemas de condicionamento total (*total etch*) ou Sistemas autocondicionantes (*self etch*). A composição é geralmente uma mistura de monómeros dimetacrilato, partículas inorgânicas (60% a 70% em peso) e iniciador. Sílica ou de alto peso molecular também podem ser adicionados para modificar as propriedades reológicas e alcançar características ideais. Os exemplos de suas aplicações clínicas incluem coroas à base de metal e pontes, zircônia e alumina (Manso, Silva et al., 2011).

Nos CRs a polimerização química é mais lenta, que acontece através de peróxido de benzoíla e aminas promotoras da reação e ocorre mesmo nas porções mais profundas onde a luz pode não alcançar. O cimento continua a ganhar resistência por certo tempo devido à polimerização por ativação química (Della Bona and Anusavice, 2002, Vanderlei, Passos et al., 2013). No entanto, incompatibilidade química tem sido observadas no pH baixo desses cimentos. Isto foi principalmente devido ao fato de que os adesivos de pH baixo, com a suas características hidrofílicas se comportam como membranas permeáveis que enfraquecem a aderência com o cimento.(Vanderlei, Passos

et al., 2013). Pesquisas sugeriram que o cimento químico ou de auto-cura não é suficiente para atingir o máximo endurecimento (Pereira *cit.in* Manso 2011).

Exemplos comerciais de CR qmc: C&B Cement (Bisco), Twinlook (Heraeus Kulzer).

### **2.5.2. Cimentos Resinosos Fotopolimerizáveis**

Os cimentos fotoativados dentro dos CRs é o menos indicado na rotina clínica. Tem sua indicação específica e limitadas em restaurações estéticas, quer de resina composta ou de porcelana. Para que a cura desses cimentos seja completa, a restauração indireta deve possuir, no máximo, 2 milímetros de profundidade, caso contrário, a luz não passará através da restauração e assim em consequência, a sub-polimerização do material (Badini, 2008).

A faixa de potência de luz adequada para a polimerização dos cimentos fotoativados, deve ser de 600 a 800 mW/cm<sup>2</sup>, valores menores impedem uma polimerização efetiva e pode resultar menor resistência à tração e maior absorção de água, com possível redução de desempenho clínico em longo prazo. O ideal é polimerizar com aparelhos alta potência que podem chegar a 1000 mW/cm<sup>2</sup>. Dessa forma há maior probabilidade de alcançar a intensidade favorável de polimerização do cimento (Higashi et al., 2007). A polimerização deficiente seja por tempo ou por deficiência da fonte de luz podem levar a transtornos pulpares sérios pela baixa convergência dos monómeros da composição.

A pasta *try-in* pastas acompanham cimentos de resina para permitir que tanto dentista e paciente para avaliar a forma correspondente e tom de restauração para garantir que a expectativa estética pode ser alcançada. O uso destas pastas foi fundamental para estimar o resultado final das sombras e com a opacidade dos cimentos, especialmente em laminados cerâmicos finos se tratarem de se translúcidas ou descolorações dentárias (Xing, Jiang et al., 2010). No entanto, Balderamos *cit.n* Xin,Jing et al.(2010) observou

que houve diferenças de cor significativas entre cimentos resinosos e correspondente as pastas *try-in*.

Exemplos comerciais de CRfoto: Variolink veneer (Ivoclar Vivadent), RelyX veneer (3M ESPE), NX3 Nexus (Kerr), Clearfil Esthetic Cement (Kuraray).

### **2.5.3. Cimentos resinosos de dupla ativação**

Os CR de cura dupla são assim chamados por permitem a passagem da luz para conversão do cimento, mesmo que a luz não atravesse totalmente, a polimerização é garantida pela reação química. São indicados também por determinarem melhores propriedades mecânicas. Além disso, são cimentos que possuem um tempo de trabalho maior quando comparados aos de polimerização química e possuem a propriedade de relaxar o estresse da contração de polimerização, graças ao fato da polimerização permanecer ainda em atividade durante um período de até 24 horas. Estes cimentos são ideais para porcelanas uma vez que compensam a baixa resistência à deflexão destas, a distribuir de forma eficaz os esforços da porcelana para o dente (Prakki, A. ct.in Badini., 2008).

Relativamente à polimerização os cimentos mais utilizados são os cimentos de polimerização dual pois são os que reúnem características como alta fluidez, boa percentagem de carga, controlo no tempo de trabalho e polimerização, bom escoamento, película fina de cimento, variedade de cores e opacidade e ainda maior segurança de polimerização em áreas de difícil acesso à luz halógena (Ribeiro et al., 2007).

A luz de ativação direta e a versão de baixa viscosidade eram importantes para proporcionar maior grau de conversão para os cimentos de resina de dupla polimerização. Vinte e quatro horas após o assentamento da restauração indireta é apropriado para os ajustes finais oclusais, acabamento e polimento, que são capazes de

gerar estresse para a camada de cimento resinoso (Di Francescantonio, Aguiar et al., 2013).

Em restaurações superiores aos 3,0 mm ou se tiver inclusão de estrutura cerâmica opaca, devem ser escolhidos os cimentos de ativação química devido à fraca exposição à luz (Filho, Souza, *cit. in* Silva 2013).

É essencial uma alta conversão do monómero dos cimentos e formação de uma rede de polímero reticulado. Estudos demonstraram a importância de uma alta conversão de materiais resinosos, a fim de alcançar melhores propriedades mecânicas, uma vez que a presença de uma quantidade elevada de monômeros de metacrilato residuais compromete a dureza, a abrasão e a resistência à ruptura. Além disso, a baixa conversão pode aumentar a sorção e a solubilidade, interferir na estabilidade da cor e a perda de massa do cimento de resina (Di Francescantonio, Aguiar et al., 2013).

Exemplos comerciais de CR dual: RelyX ARC (3M ESPE), Calibra (DENTSPLY), DUO-LINK (Bisco), Panavia F2.0(Kuraray), Duo Cement Plus (Coltène/Whaledent).

#### **2.5.4. Cimentos resinosos auto-adesivos Dual Cement Ivoclar Vivadent**

Os cimentos auto-adesivos foram introduzidos em 2002 como um novo subgrupo de CRs (ex.: RelyX Unicem, 3M, 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, têm sido indicados para serem utilizados para cimentação de restauração à base de zircônia. Estes materiais foram projetados com intenção de superar algumas limitações dos cimentos convencionais (cimento de fosfato de zinco, policaboxilato e ionômero de vidro) e dos cimentos resinosos, bem como reunir em único produto características favoráveis de diferentes cimentos (Radovic, I et al. *cit. in* Namoratto., 2013).

A sensibilidade da técnica adesiva foi também resolvida pela simples aplicação do cimento em um único passo, a eliminar a aplicação prévia de um agente adesivo ou outro pré-tratamento ao dente. De acordo com informações dos fabricantes de tais materiais, como a *smear layer* não é removida, nenhuma sensibilidade pós-operatória é esperada. Adicionalmente, são observadas moderada a baixa resposta inflamatória pulpar e liberação de íons fluoretos. Dentre as propriedades dos cimentos auto-adesivos pode se citar boa estética, propriedades mecânicas adequadas, estabilidade dimensional e adesão micromecânica semelhante aos CRs (Ferracane, Stansbury et al., 2011).

Cimentos autoadesivo desenvolvidos recentemente apontam para uma simplificação da cimentação adesiva. Estes cimentos são utilizados para todas as superfícies de restaurações indiretas e para o substrato dentário. Específicos cimentos auto-adesivos com monômeros ácidos, como RelyX Unicem (3M ESPE), apresentam resultados promissores em estudos de laboratório e clínicos, bom desempenho de ligação do presente cimento foi observada com zircônia e demonstrou-se que a força de ligação inicial é geralmente reduzida pelo envelhecimento no meio úmido da boca. No entanto, a aplicação de silano leva a uma estabilização da resistência de união e em testes de envelhecimento (Gokkaya, Stawarczyk et al., 2013).

Cimento autoadesivo é suficientemente forte para promover a hibridação com a estrutura do dente. Enquanto ainda fluido, os grupos ácidos do monômero dissolvem o smear layer, o que permite a penetração do cimento no interior dos túbulos dentinários, a proporcionar assim uma boa camada híbrida e boa aderência. Ocorre a retenção micromecânica e interação química entre o ácido e grupos hidroxiapatita. O cimento autoadesivo mostrou interação química com íons cálcio derivados de hidroxiapatita. As forças de ligação deste cimento com o esmalte são inferiores as forças encontradas nos cimentos adesivos convencionais (Manso, Silva et al., 2011).

## 2.6. Comparação entre os cimentos convencionais e resinosos

Uma forma viável de comparação é através das citações das vantagens e desvantagens. Embora pareça uma tarefa fácil as vantagens ontem oferecidas pelos cimentos convencionais mudaram ao longo do tempo e tornaram-se desvantagens em relação aos novos conceitos e tecnologias dos cimentos atuais.

O intuito de aprender a aplicar os vários e diferentes tipos de CRs bem como e seu protocolo de cimentação e compará-los com cimentos convencionais, Badini (2008) realizou um estudo evolutivo através de uma revisão de literatura. Citou em ordem crescente de datas, autores e estudiosos que descreveram vários parâmetros em relação aos cimentos, como por exemplo, o que estavam a utilizar para cimentar as próteses, suas observações, quais as necessidades que tinham em relação a união das peças protéticas. Estudos semelhantes foram feitos por Ribeiro et al. (2007), Bandeira (2010), Kina (2015) e Guerra, Neves et al. (2007).

As principais vantagens dos CRs 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 CRs 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, apresenta alto custo, técnica de manipulação crítica, necessidade de isolamento absoluto durante a cimentação e dificuldade de remoção dos excessos, principalmente nas áreas proximais (Vieira, Miranda et al cit.in Ribeiro et al., 2007).

Os CRs fotoativados têm como desvantagem a deficiência de polimerização em peças protéticas espessas e opacas, a não permitir 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 (Garófalo et al., *cit. in* Namoratto et al., 2013).

De acordo com Christhensen (*cit. in* Badini et al., 2008) a cimentação adesiva é o tipo de eleição em restaurações de porcelana, devido à biocompatibilidade, à resistência mecânica, à fácil manipulação, a baixa solubilidade, estética superior, a insolubilidade a fluidos orais, a capacidade de fixar próteses fixas sejam elas unitárias, núcleos ou adesivas e bons resultados nos casos de coroas clínicas curtas ou preparos muito expulsivos.

Além disso, quando comparado ao CIVs ou aos Cznf, os materiais resinosos fornecem valores de resistência de fratura superior a fadiga quando usados para unir coroas cerâmicas livres de metal, inlays e onlays ao dente preparado (Bueno, Arrais et al., 2011).

As técnicas de cimentação são muito variadas e dificuldades são encontradas em avaliar de maneira conclusiva os diferentes protocolos. Além disso, é clinicamente importante o fato que a criação de um ambiente seco por meio do uso de um lençol de borracha é impossível, ou possível com considerável dificuldade, se as margens do preparo estiverem localizadas subgingivalmente. Assim, vários autores atualmente preferem utilizar a cimentação convencional com o Cznf ou CIV (Gomes, Assunção et al., 2008). A espessura da camada de cimento é de particular importância. A falha no posicionamento correto da peça pode gerar um assentamento incorreto com consequente aumento da espessura de película de cimento e um ajuste oclusal mais agressivo. A espessura do filme de cimento é dependente de vários parâmetros, tais como a viscosidade, o tamanho da partícula da carga, condições ambientais (temperatura e umidade) e interações físico-químicas entre os agentes de cimentação e as superfícies do substrato (molhabilidade superficial ou energia superficial. (Cho, Lopez et al., 2015). Uma espessura de 0,1mm é desejável para acomodar os laminados de forma adequada e evitar possíveis infiltração, acúmulo de placa bacteriana e cárie associados. Por outro lado, a camada de cimento grosso pode absorver mais água e saliva, e, conseqüentemente, comprometer a resistência de união do cimento resinoso na interface laminado e dente (Cho, Lopez et al., 2015, Saker, El-Fallal et al., 2014).

Segundo Christensen (*cit. in* Badini et al., 2008), a principal desvantagem dos CRs, tem a ver com a contração de polimerização que pode levar ao rompimento entre dente e restauração a permitir a infiltração de fluídos orais, bactérias e outras substâncias que podem levar a sensibilidade pós-operatória.

A técnica de cimentação convencional no que diz respeito ao tratamento de superfície do dente e da restauração requer um tratamento mais simples que o da cimentação adesiva, exige menos passos no procedimento e apresenta por isso menor sensibilidade da técnica (Holderegger, Sailer et al., 2008, Pisani-Proenca, Erhardt et al., 2006).

Exemplos comerciais de CR auto-adesivo: RelyX Unicem (3M ESPE), MaxCem Elite Kerr, Multilink (Ivoclar Vivadent), SmartCem2 (DENTSPLY), G-CEM (GC America).

## **2.7. Tratamento das superfícies dentárias**

Hikita et al. (2007) afirmam que há poucos estudos que dizem a respeito quanto a força de ligação do dente à restauração com a utilização de diferentes compósitos de cimentação categorizados por seu sistema adesivo. Para todos os tipos de restaurações indiretas o preparo do dente que irá recebê-la é de fundamental importância em uma cimentação seja ela adesiva ou não. As diferentes composições e a presença de ácidos, monómeros adesivos podem ser descritas como:

**Sistemas de condicionamento total (*total etch*):** preparo da superfície do dente com ácido fosfórico seguido dos agentes primer e de união. As vantagens de uma melhor ligação ao esmalte com desvantagem de taxas de sensibilidade pós-operatória. Exemplos comerciais: Variolink II, (Ivoclar Vivadent), RelyX Veneer (3M Espe), Duo-Link (Bisco).

**Sistemas autocondicionantes (*self etch*):** o dente é condicionado por uma solução que contém ácido e agente primer combinados. Vantagens em relação a menor sensibilidade

pós-operatória e como desvantagem a diminuição das forças de união. Exemplos comerciais: Multilink Automix (Ivoclar Vivadent), Panavia F 2 (Kuraray);

**Sistemas auto-adesivos (*self adhesive*):** a superfície do dente não recebe pré-tratamento porque o ácido, agente primer e agente de união estão na composição do cimento resinoso ou do ionómero de vidro modificado. Como vantagem há uma redução no tempo de trabalho e melhor acesso às difíceis áreas na cavidade oral e como desvantagem há a diminuição da força de união. Os exemplos comerciais incluem: FujiCem (Fuji), RelyX Luting (CIVs modificados).

A dentina é um substrato hidrofílico e cimentos adesivos são hidrofóbicos. Portanto, o vínculo deve ser estabelecido por etapas, por meio de decação e através da aplicação de um agente de ligação hidrófobo. Além disso, durante o pré-tratamento da dentina, o ambiente bucal deve ser livre de umidade, a fim de se obter uma boa ligação. Para estes procedimentos tecnicamente sensíveis novos cimentos no mercado denominados auto-adesivos foram lançados e onde a adesividade à dentina ocorre sem pré-tratamento. Além disso contém na sua parte inorgânica agentes MDP (Metacriloiloxidecil-dihidrogeno-fosfato), onde se espera a ligação com uma vasta gama de cerâmicas ou materiais restauradores metálicos (Holderegger, Sailer et al., 2008).

A limpeza da superfície dentária após o preparo é um procedimento comum que tem como objetivo remover detritos macro ou microscópicos aglomerados às paredes dentárias, e deve por isso ser sempre realizado logo após o final do preparo e imediatamente antes da cimentação (Mondelli *cit. in* Ribeiro et al., 2007).

A principal diferença ao compararmos o CIV tradicional com o CIV modificado por resina está no preparo da superfície dentária. O CIV apenas necessita de remoção do *smearlayer* através do pré-tratamento com uma solução de ácido poliacrílico pois é autoadesivo. O uso de CIV modificado por resina precisa de um procedimento de condicionamento ácido antes da sua colocação (Johnson, Lepe et al., 2009).

A superfície do dente à qual se quer promover a união precisa ser preparada através de condicionamento ácido no esmalte quer seja por um sistema de condicionamento total ou com um sistema auto-condicionante (Ferracane, Lohbauer et al., 2016, Ferracane, Stansbury et al., 2011, Hikita, Van Meerbeek et al., 2007).

Com finalidade de redução de falhas, sistemas universais de CRs aparecem no mercado e visam poupar tempo de consulta e simplificar o procedimento de condicionamento ácido das superfícies dentárias. Esta técnica é mais prática, sendo capaz de se ligar a estrutura do dente com restaurações indiretas cerâmicas, resinosas e metálicas (Kim et al., 2015).

## **2.8. Tratamento das superfícies ácido sensíveis – Vitrocerâmica**

A resistência adesiva que este método de cimentação vai fornecer à cerâmica está relacionada com as técnicas de tratamento superficial que se realizem e que por sua vez depende do tipo de porcelana que se está a trabalhar (Özcan, Vallittu *cit. in* Aras, León 2009).

O tratamento da superfície das restaurações para cimentação com cimento convencional é menos complexo, consiste basicamente no jateamento interno e rugosidades induzidas por broca enquanto que na cimentação com o cimento resinoso o protocolo de tratamento da superfície das restaurações é mais pormenorizado, exige maior cuidado por parte do operador e exige o conhecimento das propriedades adesivas dos materiais (Varjão et al *cit. in* Ribeiro et al., 2007).

Para utilizar os cimentos de resina em prótese fixa é importante ter presente que a superfície interna da cerâmica (superfície isenta de impurezas) utilizada deve ser sensível a tratamentos de superfície, com o objetivo de difundir retenções micromecânicas e de permitir a união química entre a cerâmica e o cimento resinoso (Bona, Pecho et al., 2015).

Para uma maior eficácia da cimentação adesiva, vários autores defendem que de fato é necessário que se façam tratamentos prévios na superfície das cerâmicas, sejam eles métodos mecânicos (asperização com brocas e microjateamento com óxido de alumínio), químicos (condicionamento com ácido fluorídrico, aplicação de silano) ou uma mistura de ambos, métodos mecânico-químicos (Campos, Telles et al., 2005).

O condicionamento com ácido fluorídrico pode reduzir a resistência da cerâmica a depender da extensão de remoção da fase cristalina, além de exigir grande cautela durante manuseio deste tipo de ácido por ser um material altamente tóxico (Peixoto, 2013).

As cerâmicas infiltradas por vidro como (sistema *in-ceram*) não devem ser condicionadas pelo ácido fluorídrico pois esta causa degradação da matriz vítrea da mesma (Freitas et al., 2005).

## **2.9. Preparo da superfície interna das restaurações ácidas resistentes**

### **2.9.1. Superfícies metálicas**

Genericamente as superfícies metálicas das restaurações devem ser jateadas com óxido alumínio. No caso de se tratar de metais nobres é frequente um tipo de tratamento com deposição de iões de estanho, para provocar o processo de oxidação da superfície enquanto que nos metais não-nobres, o processo de oxidação ocorre naturalmente. No que diz respeito a cimentação adesiva de superfícies metálicas com cimentos de resina, é favorável que o cimento tenha na sua composição monómeros adesivos que facilitam a união com os óxidos dos metais, com o cálcio de dente e ao grupo hidroxila da dentina Tais como 4-META ou 10MDP presentes em cimentos como por exemplo o Panavia F® (Kuraray). O autor relata a necessidade de resposta em relação a durabilidade deste tipo de adesão (Malheiros, Fialho et al., 2013, Ribeiro, Lopes et al., 2007).

### **2.9.2. Superfícies cerâmicas**

A cimentação adesiva em restaurações em alumina em até 50% exige condicionamentos ácido de ambos os substratos dentais (esmalte e dentina) e a superfície interior de cerâmica, isto para que haja adesão adequada e estável de cerâmica para cimentar. No entanto, o desempenho clínico de restaurações em alumina vidro infiltradas (97%) é prejudicada pela adesão insatisfatória deste material para cimentos de resina, uma vez que os métodos de condicionamento convencionais utilizados para o tratamento da superfície interna da coroa provaram ser ineficazes ou insuficientes, uma vez que são incapazes de produzir uma decapagem eficaz da superfície cerâmica. O condicionamento ácido de cerâmicas a base de leucita e dissilicato de lítio está bem descrita na literatura e valores de alta resistência de união à compósitos de resina pode ser conseguida após a superfície do condicionamento com ácido fluorídrico, seguida da aplicação de um agente de acoplamento de silano. (De Paula Eduardo, Bello-Silva et al., 2012)

Cerâmica com alto teor cristalino (alumínio e/ou óxidos de zircônio), também chamado de cerâmica resistente ao ácido, demonstraram melhor desempenho clínico do que feldspato, leucita e cerâmica a base de dissilicato de lítio, conhecida como cerâmicas ácido-sensíveis. No entanto, um aumento na resistência mecânica, aumenta o conteúdo cristalino e diminui o teor de vidro e resulta em uma cerâmica resistente aos ácidos (Gokkaya, Stawarczyk et al., 2013, Malheiros, Fialho et al., 2013).

A topografia das superfícies internas das cerâmicas ácido resistentes, sofre alterações através da criação de microporosidades e rugosidades, a permitir o aumento da área superficial disponível para a adesão, a favorecer o embricamento mecânico para retenção do agente de união (silano) e um melhor molhamento pelo aumento da energia de superfície. Dentre os métodos disponíveis, encontram-se o jateamento com óxido de alumínio; silicatização; laser (não é efetivo para criar rugosidade, mas é capaz de aumentar a força adesiva) e outras soluções ácidas que não sejam o ácido fluorídrico. O

cimento por si só não é capaz de manter uma força de adesão estável na superfície plana da zircônia (Nothdurft, Motter et al., 2009).

O desafio de condicionar cerâmicas ácido-resistentes permanece. Ao que tudo indica os resultados são mais favoráveis e promissores à zircônia do que à alumina. Isto nos leva a pensar também que devido a diferenças estruturais é mais provável que o protocolo de cimentação varie em decorrência do tipo de cerâmica usada. Outra tendência é que seja utilizada uma associação de métodos dentro do protocolo de cimentação para alcançar objetivo da adesão. Malheiros, Filho et al., 2013

### **2.9.3. Silanização**

A função do silano é garantir a adesão química dos componentes inorgânicos da cerâmica à parte orgânica do cimento de resina. O silício deste monômero está ligado a radicais orgânicos reativos e a grupos monovalentes hidrolisáveis, sendo que os radicais orgânicos reativos ligam-se quimicamente às moléculas de resina (como Bis-Gma e TEGMA) que estão presentes no adesivo e no cimento resinoso (Peixoto et al., 2013).

O agente de silano aumenta a energia superficial do substrato, melhora a capacidade de umedecimento do cimento de resina e promove uma ligação química entre os grupos metacrilato orgânicos da resina e o inorgânico de sílica presente na cerâmica. O aquecimento do silano pode acelerar a reação de catalisação entre as superfícies inorgânicas da cerâmica. Este tratamento térmico do silano viabiliza um aumento da força de união entre a cerâmica e o cimento resinoso (Gokkaya, Stawarczyk et al., 2013, Peixoto F., 2013).

A adesão química do silano à cerâmica depende da presença de sílica na superfície, não sendo muito comum na composição de cerâmicas de alumina (Soares et al., 2005). No entanto, é possível depositar uma camada de sílica através da abrasão por partículas

modificadas por sílica na superfície das cerâmicas (silicatização), o que potencializa a retenção micromecânica (Hikita, Van Meerbeek et al., 2007).

Com o objetivo de testar a resistência ao cisalhamento de um cimento autoadesivo e de um de resina convencional com ligação à zircônia após a aplicação de diferentes tipos de silanos com / sem envelhecimento, Gokkaya, Stawarczyk et al. (2013) utilizaram trezentos e sessenta espécimes de zircônia e foram randomizados em 10 grupos (n =36). Cinco grupos foram designados para o cimento de resina autoadesiva RelyX-Unicem (RXU) e cinco grupos para o cimento resinoso convencional Panavia 21 (PAN). Os grupos foram ainda atribuídos aos pré-tratamentos com os seguintes silanos: (Monobond-S (M), da liga Primer (AP), Clearfil (C), Experimental Universal Primer) e um sem silano (grupo controle). Doze amostras de cada um dos cimentos foram testadas depois de armazenamento em água por 24 horas (resistência ao cisalhamento inicial). As restantes 24 amostras foram envelhecidas (1.500 ciclos, termociclagem). A resistência ao cisalhamento foi medida. Os dados foram analisados com ANOVA, seguido por testes post-hoc Scheffé. Os resultados obtidos foram que, a força de ligação inicial de RXU foi aumentada pela aplicação dos diferentes silanos; que os silanos tinham menos influência sobre a força de ligação inicial do PAN; que o envelhecimento reduziu a resistência de união de RXU significativamente em combinação com dois dos silanos; que o envelhecimento levou à uma redução significativa dos valores de resistência de união de PAN com a AP primers e conclui-se que a resistência de união do cimento resinoso autoadesivo foi positivamente influenciada pelo pré-tratamento da superfície da zircônia com diferentes silanos. O envelhecimento levou a uma diminuição da resistência de força de ambos os tipos de cimentos, independentemente dos silanos utilizados.

#### **2.9.4. Silicatização**

O jateamento com partículas de alumina é capaz de produzir micro-rugosidades para o embricamento micro-mecânico com o cimento. Ainda, por meio da abrasão de partículas modificadas por sílica (ex: sistema Rocatec e Cojet) é possível depositar uma

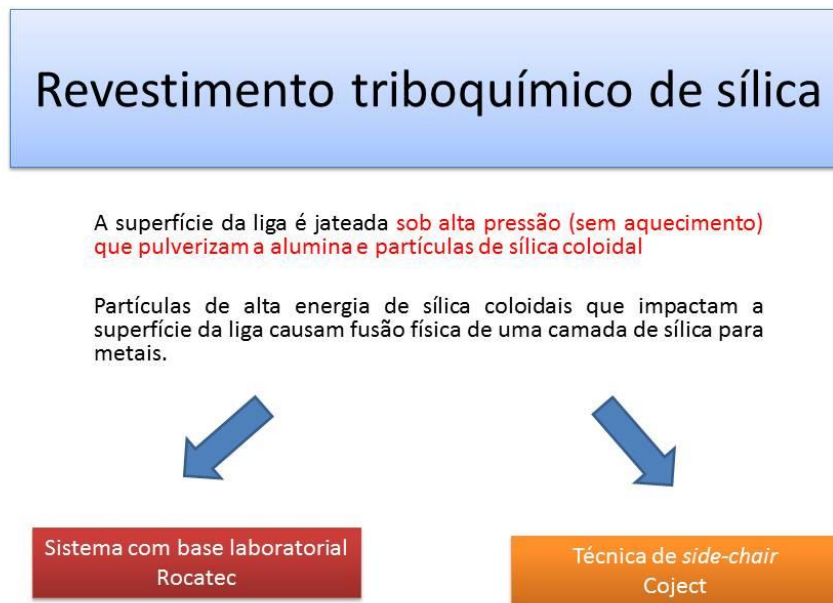
camada de sílica na superfície das cerâmicas (efeito triboquímico). O resultado é uma superfície coberta com uma fina camada de sílica, que além de proporcionar uma potencial retenção micromecânica também promove sítios para adesão química por meio da aplicação de agentes de união como o silano. O tratamento químico com cimentos adesivos ou primers específicos a base de monómeros bifuncionais (ex: MDP) também é indicado (Palacios, Johnson et al., 2006a, Yang, Barloi et al., 2010).

Para as cerâmicas ácido-resistentes, um processo de revestimento de sílica tem sido sugerido para maximizar a ligação à resina (De Paula Eduardo, Bello-Silva et al., 2012).

Os sistemas de revestimento de sílica (Rocatec e Cojet, 3M-ESPE) criam uma camada de sílica na superfície cerâmica devido ao impacto de alta velocidade de superfície das partículas de alumina. Relatou-se que as partículas suspensas no ar podem penetrar até 15 mm a substratos metálicos e cerâmicos. Este efeito triboquímico dos sistemas de revestimento de sílica pode ser explicado por dois mecanismos de ligação; uma ligação química de sílica-silano pode ocorrer com cerâmicas ácido-resistente se um revestimento de sílica da superfície da cerâmica é usado (Bona, Pecho et al., 2015, Gomes, Assunção et al., 2008).

Bandeira et al. (2010) fez estudo e publicou uma tabela com ordem cronológica e o que diversos autores preconizavam em relação ao tratamento de superfícies de cerâmicas ácido-sensíveis e ácido-resistentes. O estudo fez uma revisão de literatura com doze artigos, datados de 1994 a 2007. No artigo chegaram as seguintes conclusões: que o sistema Rocatec® de deposição superficial de sílica é o que melhor promove a resistência adesiva aos agentes cimentantes e isto só ocorre com o sistema In-Ceram® e cimentos a base de Bis-Gma, que jateamento com oxido de alumínio deve ser eleito com cautela, uma vez que nem este método, nem a asperização com pontas diamantadas modificam a estrutura da In-Ceram Zircónia e In-Ceram Alumina® (Vita), que ainda persistem contradições e dúvidas quanto à efetividade das técnicas utilizadas para o condicionamento da superfície das diferentes cerâmicas reforçadas por vidro previamente aos procedimentos de cimentação adesiva, que a deposição superficial de

sílica parecem ser os métodos mais eficazes para a obtenção de melhores valores de resistência adesiva entre cerâmica reforçada e cimento resinoso, que deve haver associação dessas técnicas com diferentes tipos de CRs e que os cimentos a base de monómeros-fosfato tem despontado como a melhor alternativa.



**Figura 1.** Preparação e alternativas para o revestimento triboquímico de sílica. (Shakure Todo., 2014)

O processo de silicatização foi desenvolvido e tem sido intensivamente estudado e atualmente é considerado como o método de condicionamento de escolha para o tratamento de cerâmicas ácido-resistentes (De Paula Eduardo, Bello-Silva et al., 2012).

### 2.9.5. Laser

Como uma alternativa ao método da silicatização, os lasers de alta intensidade são investigados a fim de aumentar a rugosidade da superfície de adesão por meio de encravamento micromecânico. O laser Er: YAG (2,94  $\mu\text{m}$ ) foi aprovado pela FDA

(*Food and Drug Administration*) para o tratamento dentário, em 1997, e o seu comprimento de onda permite uma remoção segura e seletiva do tecido cariado sem danificar os tecidos circundantes (De Paula Eduardo, Bello-Silva et al., 2012).

Ersu, Yuzugullu et al., (2009) realizou estudo *in vitro* com o objetivo de investigar e comparar os efeitos do laser de CO<sub>2</sub> na rugosidade superficial ao teste de cisalhamento em sistemas cerâmicos à base alumina-cerâmica infiltrada de vidro à dentina. Cento e cinquenta discos de cerâmica de In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia foram divididos em 5 grupos e foram tratados com jatos de areia, ácido do fluorídrico ou irradiados com laser de CO<sub>2</sub>. A microscopia eletrônica de varredura foi utilizada para exame qualitativo e determinada a rugosidade da superfície. Os discos foram cimentados em dentes molares humanos extraídos e as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C durante 1 semana. O teste de cisalhamento foi realizado usando uma máquina universal de ensaios a uma velocidade de 1 mm / min. Dentro das limitações do presente estudo *in vitro*, as seguintes conclusões obtidas foram de que os métodos de tratamento criaram superfícies mais ásperas do que as não tratadas, que as superfícies tratadas ficaram mais ásperas do que as superfícies de cerâmica não tratadas, que o jateamento de partículas de areia criam superfícies mais ásperas em, In-Ceram Spinell do que In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia, que irradiação com laser de CO<sub>2</sub> obteve maior resistência de união em comparação com outros tratamentos de superfície aplicados sobre, In-Ceram Spinell, que irradiação com laser de CO<sub>2</sub> e jateamento de partículas demonstrou maior resistência de união em comparação com outros tratamentos de superfície aplicados em In-Ceram e que forças de ligação não eram dependentes de rugosidade da superfície criado por métodos de tratamento de superfície.

Malheiros, Fialho et al. (2013) estudam o laser como outra opção de tratamento, e conclui que este método ainda não está bem explicado como age. Acredita-se que ele não é efetivo na criação de rugosidade, contudo é capaz de aumentar a força adesiva. Isto devido à criação de micro trincas na superfície e automaticamente micro retenções. Enfatiza-se ainda que a força adesiva não depende da rugosidade e sim de micro

retenção e acrescenta-se que o jateamento cria irregularidades na superfície sem micro retenção e por isso, nos trabalhos que simulam tempo (ciclagem térmica), geralmente ocorre diminuição da força adesiva nos grupos tratados com jateamento.

Casucci e Osório et al. (2009), ao avaliarem a efetividade de três tipos de laser: carbono, Nd:YAG (Neodymium-Yttrium, Aluminum Garnet) e Er:YAG (Erbium-Yttrium Aluminum Garnet) na cerâmica de zircônia estabilizada por ítrio, observaram que apenas o Nd:YAG não foi efetivo. O uso de uma solução ácida aquecida também vem sendo sugerido por alguns pesquisadores.

Para melhor visualização, a seguir, na Tabela 1, pode ser verificada a classificação dos tipos de cerâmicas de acordo com a sensibilidade ao ácido fluorídrico.

<b>Tipo de Cerâmica</b>	<b>Nome Comercial</b>	<b>Sensibilidade ao Ácido</b>	<b>Sistema Adesivo</b>
Feldspática	Vita VM7, VM9, Vitabloc Mark II, Trilux	Sensível	CRfoto, CRdual,
Feldspática com leucita	IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, Optec OPC, Carmaco 3	Sensível	CRfoto, CRdual,
Fluorapatita	IPS E-max ceram	Sensível	CIVm, CRfoto, CRdual
Dissilicato de lítio	IPS E-max CAD, IPS E-max Press	Sensível	CIVm, CRdual
Aluminizada infiltrada por vidro	Vita In Ceram Spinell, Vita In Ceram Alumina, Vita In Ceram Zirconia, Vita In Ceram Classical	Resistente	CIVm, CRdual
Aluminizada densamente sinterizada	Procera All Ceram Vita In Ceram Al Cubes	Resistente	CIVm, CRdual
Zircônio densamente sinterizada	Procera All Zikron	Resistente	Cznf, CIV, CIVm, CRdual,
Zircônio estabilizado por ítrio	Sistema Cercom Vita In Ceram Y2, Cubes Lava, IPS emax ZirCad	Resistente	Cznf, CIV, CIVm, CRdual,
Metalocerâmicas	Ligas nobres ou não nobres	Resistente	Cznf, CIV, CRqmc,

**Tabela 1.** Classificação dos tipos de cerâmica de acordo com a sensibilidade ao ácido fluorídrico.

## 2.10. Testes de união ou resistência

O dado da literatura sobre os cimentos dentários, bem como testes de aderência do cimento ao dente, pode variar amplamente. O problema na correlação dos dados é que os materiais raramente são comparados com um padrão e muitas vezes as condições experimentais variam (Heintze, 2007). Independentemente da alta qualidade dos cimentos atuais, faltam estudos sobre o desempenho clínico desses cimentos. Muitas vezes os pesquisadores coletam dados que não se relacionam diretamente ao potencial de desempenho clínico. Simulações devem ser aproximar ao máximo do uso in vivo o

que não constitui tarefa fácil. Muitas vezes a forma de preparo cavitário não se assemelha ao que se desgasta na clínica diária. Outro exemplo pode ser exposto em relação a apresentação do produto; o mesmo pode apresentar-se em pasta-pasta e em pó-líquido. Os clínicos podem assumir que as duas formas são equivalentes, mas faz-se necessário teste independentes em ambos os tipos (Johnson, Lepe et al., 2009).

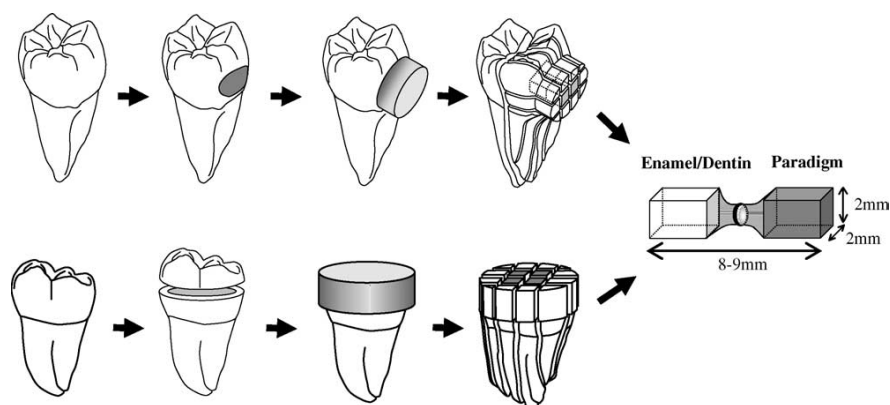
Os cimentos resinosos em meio oral, são comumente requisitados à função mastigatória que geram tensões de tração, compressão e de corte. As fraturas dos materiais geralmente estão relacionadas às tensões e deformações geradas em função das cargas aplicadas. Tais falhas podem ocorrer quando o carregamento excede a resistência que o material suporta ou por fadiga, onde as cargas não excedem a capacidade dos materiais, porém, devido a ocorrência repetida das solicitações se dá um enfraquecimento progressivo e localizado do material. A medida da resistência mecânica pode ser feita por vários métodos e técnicas experimentais. Em geral, cimentos resinosos apresentam um comportamento distinto na tração (“*tensile stresses*”) e na compressão (“*compression stresses*”) e, portanto, os ensaios para a determinação dos referidos critérios são avaliados de maneira distinta. Os ensaios mecânicos mais utilizados são o de tração direta que consiste na aplicação de uma carga de tração a um exemplar ao longo de um determinado eixo. Esse ensaio é raramente utilizado em materiais frágeis pois problemas de execução tais como, dificuldades no alinhamento e fixação da amostra, podem levar a um resultado de resistência menor do que aquela que o material realmente apresenta; compressão diametral, esse ensaio consiste em comprimir diametralmente um disco fino até sua fratura. Esta compressão induz a ocorrência de tensões de tração em uma região central do disco; ensaio de flexão de três pontos (ISO10477), é um teste realizado em um corpo de prova e visa determinar sua rigidez à flexão por meio da determinação da tensão de ruptura do material à tração na flexão; ensaio de compressão uniaxial consiste na aplicação de uma carga de compressão a um exemplar ao longo de um determinado eixo. A força deve ser aplicada uniformemente em toda a secção transversal do corpo de prova (Hecke et al., 2007).

Os exames laboratoriais mais comuns para avaliar as propriedades adesivas de um agente de cimentação são testes de resistência de união, tais como cisalhamento, tração, micro-tração ou ensaios *push-out*. Numerosos estudos sobre estes testes com agentes de cimentação foram publicados. Heintze, (2010) pesquisou em Medline (search mês novembro de 2008) com os termos de pesquisa "cimento" "resistência de união" e "dental", revelou 836 publicações; 511 destes estudos foram publicados entre 1999 e 2008. E concluiu que os testes de laboratório reproduzem e mensuram as forças de união dos cimentos, isto se projetados adequadamente e que são fáceis de serem realizados ao contrário da opinião de médicos que afirmam que estes testes de resistência de união em laboratório não refletem a situação clínica.

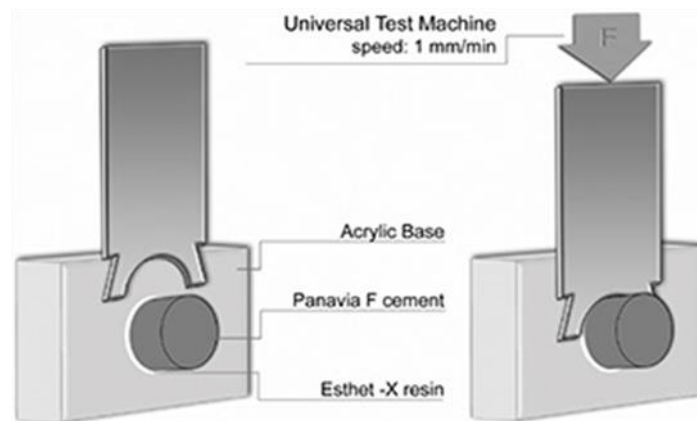
Os cimentos são descritos em termos de resistência (compressão ou flexão), módulo de elasticidade, resistência à fadiga, resistência à fratura e desgaste. Quando a linha de cimento não é exposta a forças de mastigação (por exemplo, uma coroa total), o desgaste não apresenta grande relevância. O conhecimento das propriedades físico-mecânicas dos cimentos resinosos é de fundamental importância, e pode comprometer o desempenho clínico dos cimentos e, conseqüentemente, o desempenho clínico do trabalho protético a longo prazo. Os dentes estão sujeitos a forças de compressão e de flexão impostas pelo elemento dental antagonista (Gouvêa, Magalhães Filho et al., 2008).

Hikita, Van Meebeek et al. (2007) verificaram a eficácia de ligação de cinco agentes de cimentação adesiva ao esmalte e dentina com o uso do teste padrão de micro tração (TBS). Foram utilizados 42 terceiros molares preparados com brocas diamantadas e por sobre estes aderidos blocos de resina composta. Os grupos experimentais foram classificados de acordo com a abordagem adesiva: convencionais, autocondicionantes e autocondicionantes associados a agentes de união. As amostras foram armazenadas durante 24 horas em água destilada a 37°C antes do teste. O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para determinar diferenças estatísticas emparelhadas ( $p < 0,05$ ) em TBS entre os grupos experimentais. O resultado ao teste de resistência a micro tração (TBS) no esmalte foi que Nexus 2 (Kerr) associados a agente Optbond menor que o Variolink

(Ivoclar-Vivadent), Linkmax (GC), Panavia (Kuraray) e RelyxX Unicem (3M Espe), que RelyX Unicem (23,5 MPa) apresentou TBS significativamente mais baixos do que Variolink II (49,3 MPa) e Linkmax (49,2 MPa), que nenhuma diferença significativa foi observada entre Variolink II, (49,3 MPa), Linkmax (49,2 MPa), Nexus2 (37,9 MPa), Panavia (38,8 MPa) e Scotchbond Etchant + RelyX Unicem (35,2 MPa), na observância deste último estar associado com agentes de união. Em relação à eficácia de união à dentina, todos os agentes de cimentação ligados de maneira igualmente eficaz RelyxUnicem (15,9 Mpa); Linkmax (15,4 MPa); Panavia (17,5 Mpa); Nexus 2 (22,3 MPa), exceto Variolink II (1,1 MPa), Scotchbond Etchant + RelyX Unicem (5,9 MPa). Os fatores que influenciaram negativamente na força de união foram: não polimerizar o adesivo fotoativado antes da cimentação, converter um adesivo fotoativado em cura dupla, utilizar um cimento dual com baixo potencial de polimerização, condicionar a dentina com ácido fosfórico previamente ao cimento dual, cimentar o Relyx Unicem (auto-adesivo) no esmalte sem antes condicionar o mesmo. Os cimentos testados fora igualmente efetivos tanto em esmalte como em dentina pelo menos em curto prazo de tempo.



**Figura 2.** Representação esquemática de configuração e preparo da amostra em TBS. (Hikita, 2007).



**Figura 3.** Representação de teste de cisalhamento. (Caneppele, 2010).

Variáveis como infiltração, gap marginal, o ambiente oral, a incluir a força mastigatória, influência térmica e contato com o meio oral (saliva) influenciam a duração da restauração indireta e capacidade de vedação in vivo. Microinfiltração caracteriza o selamento marginal e o gap marginal caracteriza a adaptação marginal. A profundidade de infiltração pode ser determinada com o teste de penetração com o uso de coloração de prata, ou com uma solução de fucsina. A diferença marginal depende das características da superfície e o tipo de agente de cimentação. Na literatura, existem vários métodos para avaliar a diferença marginal, a incluir a perfilometria óptica e tátil (Naumova, Valta et al., 2015).

O conhecimento sobre a qualidade de cimentação ajuda no desenvolvimento para melhorar o sucesso clínico e por isto Naumova et al. (2014) realizou um estudo para avaliar a infiltração marginal e da fenda marginal de vários materiais após cimentação de coroas de cerâmica. Métodos: margens cervicais de molares humanos foram concebidas como chanfros circulares. Cimentação realizada com cimento de fosfato de zinco (cimento Harvard), cimento resinoso (Panavia F 2.0) e cimentos de resina autoadesivo (RelyX Unicem, BifixSE, Maxcem Elite, PermaCem2.0, G-Cem). O envelhecimento das amostras foi realizado em saliva artificial, a 37°C durante quatro semanas e termociclagem. A diferença marginal foi medida com um microscópio eletrônico de varredura e precipitação de prata na infiltração. Todos os dados foram

comparados estatisticamente. Resultados obtidos foi maior valor médio de microinfiltração de 320,2 mm (cimento Harvard), e a menor foi de 0 mm (Panavia F 2.0). O valor médio para o esmalte é 0 mm e para a dentina 270,9 mm ( $p < 0,001$ ), que era independente do material de cimentação. Conclusão foi de que a microinfiltração após a margem do preparo em dentina foram diferentes do que para o esmalte e o Cznf teve maior valor do que CRa, que não foi encontrada nenhuma correlação entre a vedação marginal e adaptação marginal, que foram encontradas diferenças significativas na infiltração entre os materiais de cimentação testadas ( $p < 0,05$ ). Independente dos materiais de cimentação, a infiltração em dentina mostrou valores significativamente mais elevados do que em esmalte.

Kitasako, Y. (*cit. in* Holderregger, Sailer 2008) afirma que as forças de deslocamento de coroas tendem a estar mais perto de cisalhamento do que para tensões de tração. Além disso, o teste de cisalhamento convencional em combinação com termociclagem é um método fácil e conveniente para a triagem inicial dos materiais. No entanto a análise do comportamento dos cimentos após um longo tempo de ciclagem térmica pode oferecer mais informações sobre o seu comportamento de degradação.

Holderregger Sailer et al. (2008), em um estudo in vitro com 160 molares avaliaram a resistência de união do cimento universal RelyX Unicem (3M ESPE) à dentina e compará-lo com três cimentos resinosos convencionais, para testar a influência do envelhecimento (ciclagem térmica) sobre a sua capacidade de ligação e para testar a influência do operador na qualidade de ligação (técnico-sensível). O mesmo teste foi realizado em dois centros diferentes. Foram divididos em 80 dentes para testes na Universidade de Zurique e 80 para os testes na Universidade de Berna, foram designados para 8 subgrupos com 10 dentes em cada. Os espécimes foram preparados com os agentes de ligação correspondentes e barras acrílicas foram cimentadas ou com RelyX Unicem, RelyX ARC, Multilink ou Panavia. Todas as amostras foram armazenadas em água durante 24 horas e metade das amostras foram submetidas a 1500 ciclos de termociclagem (5 graus C e 55 graus C). A resistência de união foi medida por meio de um teste de cisalhamento. Os resultados alcançados depois de armazenamento

de água foi que as resistências de cisalhamento foram semelhantes, que houve diferenças na resistência após teste de cisalhamento antes e depois da ciclagem térmica entre os dois grupos, ( influência do operador em relação ao cimentos Variolink e que a agitação e aplicação do primer é um fator determinante na união do cimento), que o Relyx Unicem (3M Espe) nos dois grupos obteve menores valores de resistência que o Panavia, mas isto pode ser explicado pelo fato de que o Relyx Unicem foi testado no modo auto-cura (cimentos conseguem grau ótimo de conversão somente com fotoativação adicional).

O objetivo principal de um estudo realizados por Walter, Miguez et al. (2005) foi avaliar a resistência de união de dois CRs e um CIV à dentina coronal e à dentina radicular. O teste utilizado foi de micro tração (TBS). Os cimentos resinosos utilizados foram RelyX Unicem (3M) e Panavia F (Kuraray) e o Ionómero de vidro foi FujiCEM (GC). A dentina de seis incisivos bovinos foi tratada a seguir as instruções dos fabricantes, e uma camada de espessura de 1 mm com cada material foi aplicado às superfícies coronais e radiculares. Cada dente foi curado e após 24 horas em água a 37 graus C, os dentes foram seccionados em 1 mm por 1 mm x vigas de 6 mm e testado. O significado clínico deste estudo resulta que as forças de ligação ao TBS do materiais de cimentação para dentina coronária e radicular mostrou semelhanças dentro de cada material, que a resistência de união é maior nos cimentos RelyX Unicem (3M), Panavia F (Kuraray) e Fujicem (GC) sequencialmente, que não há necessidade de tratar essas superfícies de forma diferente antes da cimentação de restaurações indiretas e que a escolha de um material de cimentação deve basear-se no tipo de preparação e restauração, bem como a necessidade de introdução de flúor. Neste mesmo estudo houve a discussão oportuna sobre o fato de que os cimentos ionoméricos podem expandir, fraturar e comprometer a integridade da restauração. A análise dos padrões de fratura com microscópico estereoscópico pode ser preciso ao mostrar o local exato da fratura, a heterogeneidade da dentina tubular radicular em relação à dentina coronal e como pode alterar a união dos cimentos em questão, da espessura do cimento utilizada *in vitro*, não ser a espessura obtida clinicamente e ainda das vantagens dos testes de micro-tração em relação aos testes convencionais.

Chan, Wilson et al. (2005) avaliaram a retenção e a discrepância de assentamento marginal da coroa total tipo Veneer cimentadas com cimento de fosfato de zinco com o uso vários ângulos de convergência na preparação cavitária. O método empregado foi o de cimentar coroas de metal fundido em 46 matrizes metálicas fabricadas com preparos em coroa total com vários ângulos de convergência que variaram de 0 graus a 70 graus e uma linha de chegada em ombro. A discrepância de assentamento foi calculada pela medição da alteração na altura da coroa antes e após a cimentação e foi para isso utilizado um microscópio óptico. A força necessária para remover as coroas dos moldes numa direção vertical foi determinada com uma máquina universal de ensaios Instron. O aumento da convergência de preparo apresentou uma grande variação na discrepância de assentamento entre espécimes e variou de 4,58 +/- 1,13-73,13 +/- 78,32 micrões. A análise Pearson revelou correlações estatisticamente significativas entre a convergência dos preparos e discrepância marginal ( $r = 0,62$ ) e retenção ( $r = -0,91$ ). Concluiu-se que a retenção das coroas e discrepância marginal são influenciadas pela convergência das formas de preparo, que a propriedade hidrodinâmica do cimento de fosfato de zinco produz um pico de pressão hidrostática no centro da superfície oclusal. Parece que existe uma espessura de cimento otimizada para fornecer propriedades de força máxima de cimento de fosfato de zinco nos testes de retenção deste estudo.

A radiopacidade de um cimento resinoso revela a presença de partículas densas sendo útil da identificação da adaptação de peças cimentadas. Com o objetivo de comparar a densidade ópticas desses produtos, Araujo, Pascali et al. (2009) utilizaram-se da imagem radiográfica digital. No final da década de 80 iniciaram-se os estudos com a abordagem da imagem radiográfica digital na radiologia odontológica com softwares capazes de fazerem análises comparativas com maior facilidade e rapidez (Ferreira *cit. in* Pasquali 2009). A digitalização de uma radiografia convencional introduz muitos elementos no processo diagnóstico, pois permite a melhora da imagem inicial através da manipulação matemática, a interferir no brilho e contraste e sua densidade. Assim, o manuseio da imagem proporciona uma melhora na percepção aos olhos humanos. Por meio desses softwares é possível determinar também os níveis de cinza de uma imagem num histograma bem como diferenças sutis de radiopacidade. Utilizou-se um

dispositivo com degraus de alumínio (penetrômetro) para comparar a radiopacidade com os cimentos de estudo (Cook 1981, Curtis et al.,1990 *cit.in* Araujo, Pascali et al., 2009).

No intuito de exemplificar An, Lee et al. (2015) em seu estudo sobre radiopacidade de cimentos contemporâneos usou radiografia digital direta em 80 discos com degraus de alumínio e preenchidos com 8 cimentos à base de resina (Bis Cem, Clearfil AS Luting, Duolink, Maxcem, Elite Multilink Speed, Panavia F2.0, RelyX Unicem Clicker, V - Link). Os discos foram radiografados com um sensor de dispositivo de acoplamento de carga e comparados com um dispositivo de alumínio com 1,5 de espessura de esmalte e dentina humana. Foram feitas duas tomadas de tensão e dois tempos de exposição, (60 kVp, 0,10 / 0,08 segundos; 70 kVp, 0,10 / 0,08 / 0,06 segundos) a 4 mA e 30 cm. A radiopacidade das amostras foram comparadas e utilizou-se o software NIH Imagem J. Um modelo de regressão linear para a cunha de alumínio foi construído, e os dados foram analisados por ANOVA e Duncan. Os resultados foram de maior radiopacidade para Maxcem Elite, seguido em ordem por Multilink Speed e V-link. A radiopacidade de Panavia, Bis Cem, Clearfil SA Luting, Duolink e RelyX Unicem Clicker tinham radiopacidade maior do que as da dentina ou alumínio, a satisfazer os critérios da Organização Internacional de Normalização. A radiopacidade variou em relação as tensões de exposição e foi maior para 70 kV.

### III. DISCUSSÃO

Há uma elevada procura de produtos de simples utilização e tecnicamente menos sensíveis. Este fato impulsiona os fabricantes no desenvolvimento de novos produtos em curtos espaços temporais, bem como reunir em um único produto características favoráveis de diferentes cimentos (Van Meerbeek, Yoshihara et al., 2011, Namoratto et al., 2013). Os novos cimentos de resina auto-adesivos podem facilitar aplicação clínica, potencializar o tempo de consulta e ainda resultar em menores custos (Ferracane et al., 2011). Indo de forma contrária Ribeiro et al. (2007) cita vários autores em sua revisão que pelo fato do cimento de fosfato de zinco apresentar baixo custo, facilidade de manipulação e boas características mecânicas e continua a ser o cimento mais tradicional usado na medicina dentária. É usado com sucesso para reter restaurações fundidas desde 1879 (Johnson, Lepe et al., 2009).

Raghunath Reddy, Subba Reddy et al., (2010) concluíram que os CIVs têm vantagens para a cimentação de coroas metálicas por causa de suas vantagens biológicas superiores e a força de retenção semelhante à do cimento de fosfato de zinco. Os CRs são considerados a melhor escolha para cimentar restaurações livres de metal, de acordo com resistência a fratura e selamento (Burke al., *cit. in* Bohn 2009). No entanto, os agentes de cimentação resinosos não liberam flúor, e sua espessura de filme e módulo de elasticidade são relativamente altos, possui elevada sensibilidade técnica e um custo mais elevado do que os cimentos convencionais (Rosenstiel; Land; Crispin; Zhen; White; Mount *cit. in* Bohn 2009). Evidências científicas mostram que a água absorvida funciona como um plastificante e, por conseguinte, pode criar áreas sem suporte abaixo à restauração e, conseqüentemente, aumentar a chance de fratura da restauração durante a mastigação. A absorção também pode causar expansão higroscópica do cimento, mas as conseqüências dessa expansão a longo tempo permanecem desconhecidas (Manso, Silva et al., 2011).

Os procedimentos de pré-tratamento das interfaces restauradoras e dentárias constituem um fator decisivo. A técnica adesiva simplificada nos sistemas auto-adesivos eliminou a

fase de pré-tratamento dentário porque o ácido, agente primer e agente de união estão na composição do cimento resinoso ou do ionómero de vidro modificado (Namoratto et al., 2013). A *smear layer* não é removida, nenhuma sensibilidade pós-operatória é esperada (Ribeiro, Lopes et al., 2007). Adicionalmente, são observadas moderada a baixa resposta inflamatória pulpar e liberação de íons fluoretos (Ferracane, Lohbauer et al., 2016, Ferracane, Stansbury et al., 2011). Em outros estudos o mesmo autor Ferracane, Stansbury et al. (2016) e Hikita, Van Meerbeek et al. (2007) afirmam que a superfície do dente pela qual se quer promover a união precisa ser preparada através de condicionamento ácido no esmalte quer seja por um sistema de condicionamento total ou com um sistema auto condicionante. O uso de CIV modificado por resina precisa de um procedimento de condicionamento ácido antes da sua colocação (Corrêa and Ogasawara, 2006). Nos auto-adesivos a dentina não necessita de pré-tratamento porque a parte inorgânica há agentes MDP, onde se espera a ligação com uma vasta gama de cerâmicas ou materiais restauradores metálicos (Holderegger, Sailer et al., 2008, Manso, Silva et al., 2011). Esta técnica é mais prática, sendo capaz de se ligar a estrutura do dente com restaurações indiretas cerâmicas, resinosas e metálicas (Kim et al., 2015).

Para uma maior eficácia da cimentação adesiva, vários autores defendem que seja necessário que se façam tratamentos prévios na superfície das cerâmicas, sejam eles métodos mecânicos, químicos ou ambos (Badini, 2008, Bona, Pecho et al., 2015, Campos, Telles et al., 2005, Casucci, Osorio et al., 2009, Eduardo Cde, Bello-Silva et al., 2012, Gomes, Assunção et al., 2008, Palacios, Johnson et al., 2006).

O condicionamento ácido de cerâmicas ácido sensíveis a base de leucita e dissilicato de lítio está bem descrita na literatura e valores de alta resistência de união à cimentos de resina pode ser conseguida após a superfície do condicionamento com ácido fluorídrico, seguida da aplicação de um agente de acoplamento de silano (Christensen and Ploeger, 2010, De Paula Eduardo, Bello-Silva et al., 2012). O aquecimento do silano pode acelerar a reação de catalisação entre as superfícies inorgânicas da cerâmica (Gokkaya, Stawarczyk et al., 2013, Peixoto F. et al., 2013).

Cerâmica com alto teor cristalino (alumínio e/ou óxidos de zircônio), também chamado de cerâmica resistente ao ácido, demonstraram melhor desempenho clínico do que cerâmicas ácido-sensíveis. (Bona, Pecho et al., 2015, Malheiros, Fialho et al., 2013). Um aumento na resistência mecânica, aumenta o conteúdo cristalino e diminui o teor de vidro e resulta em uma cerâmica resistente aos ácidos (Gokkaya, Stawarczyk et al., 2013, Kina, 2005, Malheiros, Fialho et al., 2013). O cimento por si só não é capaz de manter uma força de adesão estável na superfície plana da zircônia (Nothdurft, Motter et al., 2009). Ao que tudo indica os resultados em relação a sensibilidade cerâmica dentária são mais favoráveis e promissores à zircônia do que à alumina (Casucci, Osorio et al., 2009, Christensen and Ploeger, 2010, Lyon, Chevalier et al., 2011).

O processo de silicatização foi desenvolvido e tem sido intensivamente estudado e atualmente é considerado como o método de condicionamento de escolha para o tratamento de cerâmicas ácido-resistentes. Através da abrasão de partículas modificadas por sílica (ex: sistema Rocatec e Cojet) é possível depositar uma camada deste ion na superfície das cerâmicas (efeito triboquímico) (Bona, Pecho et al., 2015, Palacios, Johnson et al., 2006, Yang, Barloi et al., 2010). O jateamento com oxido de alumínio deve ser eleito com cautela, uma vez que nem este método, nem a asperização com pontas diamantadas modificam a estrutura a base de zircônio (In-Ceram Zircônia e In-Ceram Alumina) (Bandeira et al., 2010).

No que diz respeito a cimentação adesiva de superfícies metálicas com cimentos de resina, é favorável que o cimento tenha na sua composição monómeros adesivos que facilitam a união com os óxidos dos metais, com o cálcio de dente e ao grupo hidroxila da dentina tais como 4-META (Holderegger, Sailer et al., 2008, Malheiros, Fialho et al., 2013, Namoratto, OCM et al., 2013, Palacios, Johnson et al., 2006a, Ribeiro, Lopes et al., 2007, Yang, Barloi et al., 2010). Nos auto-adesivos a dentina não necessita de pré-tratamento porque a parte inorgânica há agentes MDP, onde se espera a ligação com uma vasta gama de cerâmicas ou materiais restauradores metálicos (Holderegger, Sailer et al., 2008, Manso, Silva et al., 2011).

Eduardo Cde, Bello-Silva et al. (2012) estudaram o laser como uma alternativa ao método da silicatização. Os lasers de alta intensidade são investigados a fim de aumentar a rugosidade da superfície de adesão por meio de encravamento micro mecânico. O laser Er: YAG permite uma remoção segura e seletiva do tecido cariado sem danificar os tecidos circundantes (Eduardo Cde, Bello-Silva et al., 2012). Casucci e Osório et al. (2009), observaram que o mesmo laser não foi efetivo na cerâmica de zircônia estabilizada por ítrio. Já Ersu, Yuzugullu et al. (2009) dentro desta opção de tratamento, e conclui que este método ainda não está bem explicado como age e acredita que ele não é efetivo na criação de rugosidade, contudo é capaz de aumentar a força adesiva. Nothdurft, Motter et al. (2009) enfatiza-se ainda que a força adesiva não depende da rugosidade e sim de micro retenção.

Os cimentos são descritos em termos de resistência (compressão ou flexão), módulo de elasticidade, resistência à fadiga, resistência à fratura e desgaste. Quando a linha de cimento não é exposta a forças de mastigação (por exemplo, uma coroa total), o desgaste não apresenta grande relevância (Gouvêa, Magalhães Filho et al., 2008). Por outro lado, a resistência à fadiga é o parâmetro mais importante já que na cavidade oral existirão forças sobre as restaurações e conseqüentemente sobre o cimento. A quantidade de deformação elástica (recuperável) permitida pelo cimento está relacionada com o *stress* causado pelas cargas externas e é expressa como módulo de elasticidade (Rosenstiel; Land; Crispin; Zhen; White; Mount *cit. in* Bohn, 2009, Hecke et al., 2007, Manso, Silva et al., 2011).

Os ensaios para a determinação dos referidos critérios são o de tração direta. (Heintze, 2010), que consiste na aplicação de uma carga de tração a um exemplar ao longo de um determinado eixo (Hecke et al., 2007). Os testes de micro-tração possuem vantagens em relação aos testes convencionais (Walter, Miguez et al., 2005) e são raramente utilizado em materiais frágeis pois problemas de execução tais como, dificuldades no alinhamento e fixação da amostra, podem levar a um resultado de resistência menor do que aquela que o material realmente apresenta (Hecke et al., 2007, Johnson, Lepe et al., 2009). Kitasako Y (*cit.in* Holderregger, S., 2008) na discussão de seu ensaio afirmou

que as forças de deslocamento de coroas tendem a estar mais perto de cisalhamento do que para tensões de tração. A faixa de potência de luz adequada para a polimerização dos cimentos fotoativados, deve ser de 600 a 800 mW/cm<sup>2</sup>, valores menores impedem uma polimerização efetiva e pode resultar menor resistência à tração e maior absorção de água, com possível redução de desempenho clínico em longo prazo (Higashi et al., 2007).

Ferracane, L. et al. (2016); Naumova et al. (2014); Holderregger, S. (2008) citaram as variáveis como infiltração, gap marginal, o ambiente oral, força mastigatória, influência térmica no contato com o meio oral (saliva) influenciam na duração da restauração indireta e capacidade de vedação in vivo e independente dos materiais de cimentação. A infiltração em dentina mostrou valores significativamente mais elevados do que em esmalte. Um menor número de passos clínicos no procedimento requer menor sensibilidade da técnica (Holderregger, Sailer et al., 2008, Pisani-Proenca, Erhardt et al., 2006).

Dentre outros fatores determinantes para o sucesso da cimentação das restaurações indiretas Chan, Wilson et al. (2005) discursou sobre a importância do assentamento marginal das coroas em relação a diversos ângulos de convergência na preparação cavitária, Araujo, Pascali et al. (2009) e An Lee et al. (2015) utilizaram-se da imagem radiográfica digital com objetivo de comparar a densidade ópticas dos cimentos, De Paula Eduardo, Bello-Silva et al. (2012) estudaram o laser como uma alternativa ao método da silicatização.

#### IV. CONCLUSÃO

O trabalho de revisão bibliográfica sobre os cimentos adesivos e convencionais em prótese fixa levaram a conclusão que:

\* Foi possível notar o progresso e aumento do tipo de restaurações indiretas e dos materiais restauradores disponíveis para a sua execução. A diversidade de materiais cria diferentes substratos sobre os quais o cimento tem que possuir a capacidade de aderir. A cerâmica tem sido um dos materiais que tem apresentado um maior desenvolvimento e, na última década, tem apresentado uma maior resistência concomitantemente com melhor estética.

\* O sucesso clínico de uma restauração indireta há que ter em consideração a adequada escolha do sistema de cimentação, no entanto, existem outros fatores igualmente determinantes. Os procedimentos de pré-tratamento das interfaces restauradoras e dentárias constituem um fator decisivo.

\* Os cimentos resinosos, apesar de apresentarem todas as vantagens referidas, exige uma técnica sensível. Após o aparecimento dos cimentos *etch and rinse*, foram criados os cimentos resinosos *self etch* com o objetivo de simplificar o procedimento de cimentação. Posteriormente, apareceram os cimentos de resina auto-adesivos que possuem uma vasta abrangência de indicações clínicas e um protocolo de aplicação simplificado. No entanto a destreza e experiência do profissional apresentam-se como sendo fundamentais para alcançar o sucesso clínico.

\* Os estudos *in vitro* não parecem corresponder pela prática clínica, mas mesmo assim faz-se necessário a realização de estudos laboratoriais, a procura por componentes que possam melhorar os pontos negativos dos cimentos dentários. Por exemplo, nos cimentos de resina auto-adesivos, o desenvolvimento de monómeros funcionais acídicos

neutros tem sido realizada para que a estabilidade hidrolítica e outras características destes cimentos sejam melhoradas a longo prazo.

\* Concluí-se que os cimentos de resina abrangem a maioria das exigências para cimentar uma grande variedade de sistemas cerâmicos, contudo nem todos os tipos de cimentos resinosos apresentam forças de adesão e durabilidade semelhantes. O desafio de condicionar cerâmicas ácido-resistentes permanece. Ao que tudo indica os resultados são mais favoráveis e promissores à zircônia do que à alumina. Isto nos leva a pensar também que devido a diferenças estruturais é mais provável que o protocolo de cimentação varie em decorrência do tipo de cerâmica usada. Outra tendência é que seja utilizada uma associação de métodos de cimentação para alcançar objetivo da adesão. Verificou-se que o desenvolvimento de um cimento universal ainda não foi conseguido, no entanto a permanente evolução dos materiais caminhará a passos largos nesse sentido.

\* O resultado sobre os testes de resistência e de aderência do cimento ao dente podem variar amplamente. O tratamento de superfícies e a evolução tecnológica podem ser eficazes na escolha desses materiais, bem como a comparação dos tipos de falhas que ocorrem na interface adesivas. A conclusão que se obteve é que os materiais raramente são comparados com um padrão e muitas vezes as condições experimentais variam.

\* Verificou-se que o desenvolvimento de um cimento universal ainda não foi conseguido, no entanto a permanente evolução dos materiais caminhará a passos largos nesse sentido.

## V. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Badini, T. G. D. e. V. (2008). Cimentação adesiva – Revisão de literatura Adhesive strengthen – Literature review. *Revista Odonto* 16(32) 105-115.

Bandeira, Alan, et al. (2010). Tratamento superficial de cerâmicas reforçadas in-ceram previamente aos procedimentos de cimentação adesiva-revisão de literatura. *Revista da Faculdade de Odontologia-UPF* 13.1.

Bohn, P. V., et al. (2009). Cimentos Usados em Prótese Fixa: uma pesquisa com especialistas em prótese de Porto Alegre Cements Used for Fixed Prosthodontics: a survey with Porto Alegre specialists. *Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre* 50(3) 5-9.

Bona, A., O. Pecho and R. Alessandretti (2015). Zirconia as a Dental Biomaterial. *Materials* 8(8) 4978-4991.

Braga, R. R., P. F. Cesar and C. C. Gonzaga (2002). Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 29(3) 257-262.

Bueno, A. L., et al. (2011). Light-activation through indirect ceramic restorations: does the overexposure compensate for the attenuation in light intensity during resin cement polymerization? *J Appl Oral Sci* 19(1) 22-27.

Burke, F. J., et al. (2002). Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* 4(1) 7-22.

Campos, L., et al. (2005). Efeito do tempo de condicionamento da superfície cerâmica sobre a resistência adesiva entre uma cerâmica de fluorapatita e um cimento resinoso Effect of the conditioning time of the ceramic surface on bond strength between a fluor. *8(3)* 71-76.

Casucci, A., et al. (2009). Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of Dentistry* 37(11) 891-897.

Cho, S. H., et al. (2015). Effect of Different Thicknesses of Pressable Ceramic Veneers on Polymerization of Light-cured and Dual-cured Resin Cements. *J Contemp Dent Pract* 16(5) 347-352.

Christensen, R. P. and B. J. Ploeger (2010). A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc* 141(11) 1317-1329.

Corrêa, L. G. P. and T. Ogasawara (2006). Estudos comparativos de alguns cimentos ionoméricos convencionais. *Matéria (Rio de Janeiro)* 11(3) 297-305.

De Paula Eduardo, C., et al. (2012). Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er,Cr:YSGG laser. *Lasers in Medical Science* 27(1) 7-14.

Della Bona, A. and K. J. Anusavice (2002). Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 15(2) 159-167.

Di Francescantonio, M., et al. (2013). Influence of viscosity and curing mode on degree of conversion of dual-cured resin cements. *Eur J Dent.* 81-85.

Edelhoff, D. and M. Ozcan (2007). To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res* 18 Suppl 3 193-204.

Eduardo Cde, P., et al. (2012). Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er,Cr:YSGG laser. *Lasers Med Sci* 27(1) 7-14.

Ferracane, J. L., U. Lohbauer and W. M. Palin (2016). The mechanical behavior of the material-tissue and material-material interface in dental reconstructions. *International Journal of Adhesion and Adhesives*.

Ferracane, J. L., J. W. Stansbury and F. J. T. Burke (2011). Oral Rehabilitation Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations.

Gokkaya, F. A., et al. (2013). Influence of silanes on the shear bond strength of resin cements to zirconia. *Quintessence Int* 44(8) 591-600.

Gomes, E. A., et al. (2008). Ceramic in dentistry: current situation. *Cerâmica* 54(331) 319-325.

Guerra, C. M. F., et al. (2007). Estágio atual das cerâmicas odontológicas. *International Journal of Dentistry* 6(3) 90-95.

Guess, P. C., et al. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am* 55(2) 333-352, ix.

Hecke, M.B., et al. (2007). Critérios de Fratura de um Cimento Resinoso Dental Biocompatível. Universidade Federal do Paraná. Disponível em: < [ <http://www.cesec.ufpr.br/bioengenharia> >. [ Consultado em 06-06-2016].

Heintze, S. D. (2007). Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent* 9 Suppl 1 77-106.

Heintze, S. D. (2010). Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater* 26(3) 193-206.

Hikita, K., et al. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 23(1) 71-80.

Holderegger, C., et al. (2008). Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater* 24(7) 944-950.

Hook, E. R., et al. (2014). Development of a novel antimicrobial-releasing glass ionomer cement functionalized with chlorhexidine hexametaphosphate nanoparticles. *J Nanobiotechnology* 123.

Johnson, G. H., et al. (2009). Retention of metal-ceramic crowns with contemporary dental cements. *J Am Dent Assoc* 140(9) 1125-1136.

Kelly, J. R. (2008). Dental ceramics: what is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc* 139 Suppl 4s-7s.

Kim, R. J.-Y., et al. (2015). Performance of universal adhesives on bonding to leucite-reinforced ceramic. *Biomaterials Research* 19(1) 1-6.

Kina, S. (2005). Cerâmicas dentárias. *Rev. Dental Press Estét.* v.2, n.2, p. 112-128.

Lyon, D., et al. (2011). Zirconia as a Biomaterial. *Comprehensive Biomaterials* 20 95-108.

Magne P., Cascione D. (2006) Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.*; 96(5): p.354-61.

Malheiros, A. S., F. P. Fialho and R. R. J. Tavares (2013). Cerâmicas ácido resistentes: a busca por cimentação resinosa adesiva ( Acid resistant ceramics : The search for resinous adhesive cementation ). *Cerâmica* 59 124-128.

Manso, A. P., et al. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 55(2) 311-332, ix.

Marocho Salazar SM., de Melo RM., Macedo LG., Valandro LF., Bottino MA. (2011) Strength of a feldspar ceramic according to the thickness and polymerization mode of the resin cement coating. *Dent Mater J*; 30(3): p.323-9

Namoratto, L. R., et al. (2013). Cimentação em cerâmicas: evolução dos procedimentos convencionais e adesivos. *Rev. Bras. Odontol.* 70(2) 142-147.

Naumova, E. A., A. Valta and K. Schaper (2015). Microleakage of Different Self-Adhesive Materials for Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *Materials* 3238-3253.

Nguyen, J. F., et al. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res* 93(1) 62-67.

Nothdurft, F. P., P. J. Motter and P. R. Pospiech (2009). Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin Oral Investig* 13(2) 229-235.

Palacios, R. P., et al. (2006). Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 96(2) 104-114

Pameijer, C. H. (2012). A Review of Luting Agents. *Int J Dent* 2012.

Peixoto F., L. M., et al. (2013). Silane heat treatment to improve cementation of ceramic dental restorations. *Cerâmica* 59(351) 460-465.

Pisani-Proenca, J., et al. (2006). Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96 412-417.

Raghunath Reddy, M. H., V. V. Subba Reddy and N. Basappa (2010). A comparative study of retentive strengths of zinc phosphate, polycarboxylate and glass ionomer cements with stainless steel crowns - an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 28(4) 245-250.

Ribeiro, C. M. B., et al. (2007). Cimentação em Prótese: Procedimentos convencionais e adesivos. *International Journal Of Dentistry* 6(2) 58-62.

Saker, S., et al. (2014). Clinical survival of anterior metal-ceramic and all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses over a period of 60 months. *Int J Prosthodont* 27(5) 422-424.

Santos, M. J., et al. (2012). In vitro shear bond strength of resin-based luting cements to dentin. *Gen Dent* 60(4) e215-220.

Vanderlei, A., et al. (2013). Durability of Adhesion between Feldspathic Ceramic and Resin Cements: Effect of Adhesive Resin, Polymerization Mode of Resin Cement, and Aging. *Journal of Prosthodontics* 22(3) 196.

Walter, R., P. A. Miguez and P. N. Pereira (2005). Microtensile bond strength of luting materials to coronal and root dentin. *J Esthet Restor Dent* 17(3) 165-171; discussion 171.

Xing, W., et al. (2010). Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *J Dent* 38 Suppl 2 e87-94.

Yang, B., A. Barloi and M. Kern (2010). Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater* 26(1) 44-50.