

**Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais
Faculdade de Odontologia**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO
DE UMA CERÂMICA DE ZIRCÔNIA
SUBMETIDA A DIVERSOS
TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

Hellen Ker Bretas Werner

**Belo Horizonte
2009**

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Hellen Ker Bretas Werner

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO
DE UMA CERÂMICA DE ZIRCÔNIA
SUBMETIDA A DIVERSOS TRATAMENTOS
DE SUPERFÍCIE**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínicas Odontológicas – ênfase Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen
Co-orientador: Prof. Guilherme Senna Figueiredo Azevedo

Belo Horizonte

2009

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Werner, Hellen Ker Bretas

W393a Avaliação da resistência de união de uma cerâmica de zircônia submetida a diversos tratamentos de superfície / Hellen Ker Bretas Werner. Belo Horizonte, 2009.

83f. : il.

Orientador: Wellington Corrêa Jansen

Co-orientador: Guilherme Senna Figueiredo Azevedo

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Zircônio. 2. Abrasão dental por ar. 3. Resistência à tração. 4. Cimentos de resina. I. Jansen, Wellington Corrêa. II. Azevedo, Guilherme Senna Figueiredo. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314.28

FOLHA DE APROVAÇÃO

Dedicatória

Dedico aos meus pais, Oberon e Marina, a realização deste trabalho. Vocês, por mim, tudo fizeram. Hoje, venho agradecer de modo especial, o que me deram de mais importante: a certeza de ser muito amada e a satisfação de saber que se sentem, por essa vitória, ainda mais felizes do que eu!

Agradecimentos

A Deus agradeço todos os dias, e hoje em especial, por me dar mais do que jamais sonhei...

Ao meu marido Henrique, agradeço todo o amor, incentivo, auxílio e enorme dedicação. Partilho com você os créditos desta e de muitas outras realizações de minha vida.

Agradeço muito por ter a melhor das famílias! Minhas lindas avós Elza e Irary, meus adorados irmãos Oberon, Eric e Thaís, Karina (minha cunhada-irmã) e às maiores alegrias de minha vida: Bruna e Júlia (as sobrinhas mais lindas que alguém sonharia ter!...)

Um agradecimento seria muito pouco a oferecer ao meu orientador, Dr. Wellington Corrêa Jansen. Portanto, te oferto o grande respeito que sinto e a certeza de que você será, sempre, das pessoas que me servirão de inspiração para ser melhor do que sou.

Ilustres Professores, Dr. Paulo Isaías Seraidarian e Dr. Marcos Dias Lanza. Obrigada por partilharem conosco tanto conhecimento, dedicação e, sobretudo, zelo e amor pela prática da boa odontologia. Apenas os vocacionados conseguem fazê-lo.

Guilherme Senna Figueiredo Azevedo, obrigada, de novo!

Aos novos e grandes amigos, Marcel e Luís Gustavo, vocês foram motivo a mais de alegria, a cada encontro durante nosso curso. Que esses encontros sejam sempre freqüentes.

Queridas amigas e companheiras de sonhos e viagens: Andréia e Maria Cláudia. Certamente, muito mais faremos juntas... é só o começo!

“Meninas da PUC”: Silvânia, Angélica, Marli, Lú, Mariângela, Andreza, Cida, e todas mais... só tem gente boa! Obrigada!

Ao professor Dr. Martinho Campolina meu muito obrigado pela importante contribuição na análise estatística.

Agradeço a empresa Ivoclar/Vivadent que, por intermédio da representante Grazielle generosamente cedeu o sistema de cimentação utilizado neste estudo.

Ao Prof. Dr. Perrin Smith Neto pela abertura do seu laboratório para realização dos ensaios

A querida e admirável Juliana Alves Assis, agradeço todo interesse e grande auxílio neste e em muito outros momentos. Um beijo!

Meu muito obrigada, aos meus amigos e parceiros de trabalho e vida: Dr. Luiz Cláudio Leopoldino, Iolanda, Beth, Alcione, Patrícia e Letícia.

Aos bibliotecários da PUC Minas que prestam auxílio primoroso, muito obrigado!

Muito agradeço à Dra. Cristina Victer. Desde que a conheço, minha vida só faz melhorar!

À todos os meus amigos especial agradecimento!

“Há pensamentos que são orações. Há momentos nos quais, seja qual for a posição do corpo, a alma está de joelhos...”

Victor Hugo

RESUMO

Atualmente, as restaurações em cerâmica pura podem ser utilizadas para reabilitar dentes unitários e mesmo próteses parciais fixas em qualquer região da cavidade bucal. Isto se deu graças ao desenvolvimento de cerâmicas policristalinas de alta resistência, utilizadas como opção para as infra-estruturas metálicas. Os trabalhos livres de metal proporcionam estética natural, biocompatibilidade, sem prejuízo nas propriedades mecânicas. Dentre as cerâmicas de alta resistência, recebe destaque a cerâmica de zircônia. De propriedades físicas similares às do aço inoxidável um dos pontos críticos para se trabalhar esta cerâmica e aproveitar o máximo de suas propriedades é realizar restaurações cimentadas adesivamente. A literatura já nos assegurou que a longevidade em longo prazo para as restaurações cerâmicas, há demanda por instituir união adesiva aos diversos substratos dentais. Unir adesivamente trabalhos em zircônia requer tratamento prévio de sua superfície que é dura e inerte. Este trabalho avaliou a resistência à tração de cilindros de cerâmica Ceramill ZI® unidos entre si através do cimento resinoso de presa química Multilink®. Previamente à cimentação, os espécimes cerâmicos receberam tratamentos de superfície à base de abrasão por jateamento de partículas de óxido de Alumínio de 50 µm e óxido de Alumínio modificado por sílica, processo conhecido como silicatização. A efetividade da aplicação de silano Monobond S® e do Metal/Zirconia Primer® sobre a resistência de união desta cerâmica também foi avaliada. Formaram-se 7 grupos experimentais: Grupo 1: sem tratamento (Controle), Grupo 2: jateados com óxido de Alumínio de 50 µm, Grupo 3: Jateamento + Metal/Zirconia Primer®, Grupo 4: jateamento + Monobond S®, Grupo 5: silicatização com Rocatec® (3M/ESPE), Grupo 6: Rocatec® + Metal/Zirconia Primer e Grupo 7: Rocatec® + Monobond S®. O teste de tração foi realizado em máquina de ensaio universal EMIC DL 500 com 1 kN e velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. Os resultados foram submetidos a análise de variância ANOVA e teste de Tukey. Os valores médios com os respectivos desvios padrão em MPA para os grupos foram: Grupo 1- 2.27, Grupo 2 - 4.48, Grupo 3 - 8.06, Grupo 4 - 8.32, Grupo 5= 9.15, Grupo 6 - 10.56 e Grupo 7 - 10.70. Estes resultados mostraram que, dos dois métodos de tratamento de superfície baseados em jateamento de partículas, o método da silicatização apresentou valores de resistência à tração significativamente superiores aos do método de jateamento, com partículas de óxido de Alumínio. O primer metálico utilizado no estudo proveu aumento significativo de resistência de união apenas para os grupos jateados com óxido de Alumínio de 50 µm. À partir da análise dos resultados concluiu-se que dos métodos de tratamento de superfície utilizados neste estudo para a Ceramill ZI® o método mais eficaz foi o da silicatização e o agente silano não influenciou significativamente.

Palavras-chave: Zircônia. Tratamento de superfície. Primer metálico.

ABSTRACT

Currently, the all-ceramic restorations can be used to rehabilitate a single tooth and fixed partial dentures even in any region of the oral cavity. This was accomplished through the development of polycrystalline ceramics of high strength, used as an option for the metallic infrastructure. The work free of metal provide natural aesthetics, biocompatibility, without prejudice to the mechanical properties. Among the ceramics of high strength, is highlighted to zirconia ceramic. Physical properties similar to stainless steel of the critical points to work this pottery and make the most of their properties is carried out adhesively cemented restorations. The literature has assured us that longevity in the long term for ceramic restorations, there is demand for union institute adhesive to various dental substrates. Join adesivamenta work on zirconia requires pretreatment of its surface is hard and inert. This study evaluated the tensile strength of ceramic cylinders Ceramill ZI ® bound together by resin cement pre-chemical Multilink ®. Prior to cementation, the specimens were ceramic surface treatments based on abrasion blast oxide particles of 50 micron aluminum oxide and aluminum-modified silica, known as silica. The effectiveness of the application of silane Monobond S ® and Metal / Zirconia Primer ® on the bond strength of this ceramic was also evaluated. Formed 7 groups: Group 1: no treatment (control), Group 2: sandblasted with aluminum oxide 50 micron, Group 3: Blast + Metal / Zirconia Primer ®, Group 4: blasting Monobond S + ®, Group 5 : silica with Rocatec ® (3M/ESPE), Group 6: Rocatec ® + Metal / Zirconia Primer and Group 7: Rocatec Monobond ® + S ®. The tensile test was performed in a universal testing machine EMIC DL 500 with 1 kN and the loading speed of 0.5 mm / min. The results were analyzed using ANOVA and Tukey test. Mean values with their standard deviations for MPA groups were: Group 1 - 2.27, Group 2 - 4.48, Group 3 - 8.06, Group 4 - 8.32, Group 5 = 9.15, Group 6 - Group 7 and 10:56 - 10.70. These results showed that the two methods of surface treatment based on blast of particles, the silica method showed values of tensile strength significantly higher than the method of blasting with particles of aluminum oxide. The primers for metals used in the study provided a significant increase in bond strength only for groups blasted with aluminum oxide 50 micron. From an analysis of the results concluded that the methods of surface treatment used in this study for Ceramill ZI ® the most effective method was the silica and silane agent had no significant effect.

Keywords: Zircônia. Surface treatment. Metal primer.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIMBOLOS

ANOVA – análise de variância

DP – desvio padrão

mm – milímetro

mm/min – milímetro por minuto

µm - micrometro

MPa – Mega Pascal

n – número de amostras

N – Newton

p – nível de significância

kN – kilo Newton

(M) – monoclinica

(T) – tetragonal

(C) – cúbica

Y₂O₃ – óxido de Yttrium

CeO₂ – óxido de Cerium

ZrO₂ – óxido de Zircônio

% - percentagem

Al₂O₃ – óxido de Alumínio

HfO₂ – óxido de Hafnium

et al. – e colaboradores

bisGMA – bisfenol A glicidil metacrilato

® - marca registrada

± - mais ou menos

MEV – microscopia eletrônica de varredura

HF – ácido hidro Fluorídrico

MEV – Policristal de Zircônia Tetragonal Estabilizada por Ítrio

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--------------------------------|----|
| Figuras de número 1 a 6..... | 49 |
| Figuras de número 7 a 11..... | 50 |
| Figuras de número 12 a 17..... | 51 |
| Figuras de número 18 a 21..... | 52 |
| Figuras de número 22 a 24..... | 53 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Relação dos materiais utilizados com suas respectivas composições e fabricante..... | 42 |
| Tabela 2 – Valores individuais dos espécimes de cada Grupo em MPa..... | 54 |
| Tabela 3 – Estatística descritiva dos dados..... | 55 |
| Tabela 4 – Teste Anova a um critério..... | 56 |
| Tabela 5 – Media e desvio padrão dos valores de resistência de união em MPa segundo os grupos, teste de comparação de médias de Tukey..... | 57 |
| Artigo | |
| Tabela 1 – Media e desvio padrão dos valores de resistência de união em MPa segundo os grupos, teste de comparação de médias de Tukey..... | 78 |

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| 1 . Introdução..... | 12 |
| 2. Revisão da literatura..... | 17 |
| 3. Considerações sobre a zircônia..... | 39 |
| 4. Objetivos..... | 41 |
| 4.1 Objetivo Geral..... | 41 |
| 4.2 Objetivos específicos..... | 41 |
| 5. Material e métodos..... | 42 |
| 6. Resultados..... | 54 |
| 7. Discussão..... | 58 |
| 8. Conclusões..... | 66 |
| 9. Referências | 67 |
| 10. Artigo..... | 71 |

1. Introdução

A predileção dos profissionais de odontologia e de seus exigentes clientes por utilizar cerâmicas em trabalhos protéticos advém de fatores como o reconhecido sucesso clínico de longo prazo, a estética superior demonstrando ausência de sorção de corantes com brilho duradouro, a reprodução de características naturais dos dentes, além de biocompatibilidade com os tecidos bucais. Estes, dentre outros fatores, fazem das cerâmicas os melhores materiais para se reporem dentes perdidos e reabilitarem-se sorrisos. Nos dias atuais, deseja-se não somente utilizar cerâmicas, mas também que as mesmas sejam livres de metal. Tal fato se tornou possível graças à adição de materiais cerâmicos de estrutura cristalina aos usuais vidros cerâmicos. Acrescente-se a isso que a busca pela ampliação de aplicações clínicas dessas cerâmicas puras resultou na criação de cerâmicas puramente cristalinas para a aplicação em dentes posteriores, como infraestrutura de próteses parciais fixas, intermediários cerâmicos para implantes, dentre muitas outras aplicações.

Dentre as cerâmicas utilizadas para infraestrutura de próteses livres de metal, dá-se destaque à cerâmica de zircônia. Trata-se de um material cerâmico de alta performance e grande destaque graças a propriedades tais como: altos valores de resistência; tenacidade de fratura e dureza; resistência ao desgaste e bom comportamento à fricção; isolamento elétrico; baixa condutividade térmica; resistência à corrosão frente à maioria dos ácidos e alcalóides; módulo de elasticidade semelhante ao do aço; e coeficiente de expansão térmica semelhante ao ferro. Além disso, o tamanho pequeno dos cristais possibilita um excelente acabamento de superfície e capacidade de manter uma borda (término) em ângulo agudo (DELLA BONA, 2009).

A zircônia se apresenta como um material existente em três configurações cristalográficas, a saber: monoclinica (M), tetragonal (T) e cúbica (C). Consegue-se estabilizar as fases da zircônia através da adição de óxidos estabilizantes. Os mais comumente utilizados são os óxidos de Yttrium (Y_2O_3) e o de Cerium (CeO_2). Quando utilizada para propósitos biomédicos, essa cerâmica deverá se apresentar com cristais na fase tetragonal, a temperatura e pressão ambientes. Trata-se da

zircônia tetragonal metaestável parcialmente estabilizada (PSZ), ou seja, que ainda possui energia residual suficiente para reconduzir seus cristais ao estado monoclinico (DELLA BONA, 2009).

A cerâmica Ceramill ZI[®] (AmannGirrbach, Pforzheim, Alemanha) é uma cerâmica que possui em sua constituição óxido de Zircônio (ZrO_2) na concentração de 95 a 99 %, óxido de Yttrium (Y_2O_3) em 4,5 a 5,4 %, além de outros óxidos, como o de Alumínio (Al_2O_3), de Hafnium (HfO_2), dentre outros.

Pesquisas têm revelado que as cerâmicas de zircônia possuem propriedades mecânicas tão favoráveis, que permitem a utilização de cimentação convencional através de cimento fosfato de zinco ou ionômero de vidro modificado por resinas (BLATZ *et al.* 2003). Cabe destacar, contudo, que o sucesso clínico de longo prazo com a utilização dessas cerâmicas advém da adequada união adesiva aos substratos dentais (OZCAN e VALLITTU, 2003). A união das restaurações protéticas aos substratos dentais permite a dissipação dos estresses gerados pela função, fazendo com que dente e restauração funcionem como um sistema integrado, graças a uma adesão apropriada (DELLA BONA, 2009). As cerâmicas de óxido de zircônia têm mostrado possuir ótima resistência, além de resistirem às cargas de fratura; porém seu sucesso clínico de longa duração requer adequada retenção ao agente cimentante (ATSU *et al.*, 2006; OYAGUE *et al.*, 2009).

Estudos de fractografia revelaram que a maioria das falhas com restaurações cerâmicas tem início na linha de cimento ou superfícies internas das mesmas. Além disso, que as cerâmicas, uma vez cimentadas adesivamente, demonstram indução dos estresses incidentes em sua superfície de forma mais direta aos tecidos de suporte do que quando são unidas através de cimentação convencional, o que denota fortalecimento para ambos, material restaurador e dente (BINDL *et al.*, 2006). O índice de falhas em cerâmicas de alta resistência está na ordem de 2.3% a 8%, sendo que a integridade do agente cimentante à superfície cerâmica torna-se regra para a longevidade das restaurações. Nesse caso, assume-se, aqui, o ponto de vista de Valandro *et al.* (2006), para os quais as falhas observadas na superfície do cimento indicam a necessidade de métodos de condicionamento adequados para a resistência nessa área crítica.

Entende-se que a aplicação de cimentos resinosos traz vantagens como selamento marginal, aumento da retenção e da resistência à fratura das restaurações (DERAND E DÉRAND *et al.*, 2005; ATSU *et al.*, 2006); além disso, o sucesso clínico das restaurações parciais fixas em cerâmica requer estabelecimento de união adesiva que seja forte e estável (MATINLINNA *et al.*, 2006).

A cimentação das cerâmicas de alto conteúdo cristalino como a de zircônia não possui a previsibilidade da cimentação de cerâmicas à base de sílica. Estas têm, como tratamento de superfície, condicionamento com ácidos e aplicação de agente bifuncional de união – o silano. Esse procedimento promove na cerâmica não só a rugosidade de superfície necessária para o entrelaçamento micromecânico e a adequada limpeza superficial, como provê também, através do silano, a base de seu processo de união química aos cimentos resinosos. O sistema cerâmico de zircônia não se beneficia do tratamento com ácidos e necessita de métodos diferentes para tratar sua superfície, de forma que esta se torne efetiva para a união adesiva (MATINLINNA *et al.*, 2006; DELLA BONA, 2009).

De acordo com Atsu *et al.* (2006), para se obter união adesiva entre agente cimentante e cerâmica, é necessário, antes, tratar a superfície da mesma. A abrasão por jateamento de partículas tem demonstrado ser passo fundamental para se condicionar a superfície de cerâmicas de alta resistência, alcançando união durável às mesmas (AMARAL *et al.*, 2006; DELLA BONA *et al.*, 2007). A esse respeito, note-se que o jateamento com partículas de óxido de Alumínio não apenas promove a limpeza do substrato, ao remover a camada superficial contaminada e perdida (VALANDRO *et al.*, 2006), como também promove aceitável grau de rugosidade às cerâmicas policristalinas, amplia a área de superfície pelo aumento da área total de contato e da energia de superfície, o que resulta em maior ângulo de contato e melhor molhamento (AMARAL *et al.*, 2006; OYAGUE *et al.*, 2009). Após o jateamento, o tratamento de superfície se completa com aplicação de silano ao substrato cerâmico.

Outro modo eficaz para se tratar a superfície das cerâmicas de alta resistência consiste também no processo de abrasão por jateamento de partículas. Nesse caso, as partículas de óxido de Alumínio (Al_2O_3) recebem silano para efetivar seu posterior revestimento com sílica. A aplicação perpendicular dessas partículas,

em alta velocidade imprimida por ar comprimido ou outros gases via aparelho microjateador, produz uma alteração triboquímica com penetração de até 15 µm no substrato cerâmico (3M/ESPE), o que torna esse substrato impregnado superficialmente por sílica e capaz de se unir quimicamente a resinas por intermédio do silano, aumentando, assim, os valores de resistência de união. Tal processo é conhecido como silicatização e foi inicialmente desenvolvido para melhorar a resistência de união a metais (DELLA BONA *et al.*, 2007). Devido à dificuldade de se aderirem resinas às cerâmicas de alta resistência como a de zircônia, muitos estudos têm sido realizados com a aplicação do método da silicatização e validado sua utilização (KUMBULOGLU e LASSILA, 2006; OYAGUE *et al.*, 2009).

Tem-se concluído que, ao criar rugosidade na superfície do substrato, promove-se aumento na resistência de união adesiva, uma vez que o polímero (resina composta) escoia através da superfície cerâmica e também para dentro das irregularidades formadas pelo jateamento (MATINLINNA *et al.*, 2006). Esse processo ainda diminui a tensão superficial, permitindo ótimo molhamento pelo silano. A indústria de materiais desenvolveu silanos para aplicação após abrasão por jateamento e complementar o tratamento de superfície de metais e cerâmicas que não possuem conteúdo vítreo. Trata-se dos *primers* metálicos que, além de fáceis de aplicar, dispensam aparatos caros ou complicados. Foram inicialmente desenvolvidos para reparo em próteses metalo-cerâmicas fraturadas, em que o metal se mostrava exposto. Subseqüentemente esses *primers* também foram indicados para condicionar cerâmicas de alta resistência, como a de zircônia (OZCAN, 2008).

O Metal/Zircônia Primer[®] (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Liechttenstein) é um dos *primers* recomendados como reagente de junção para promover união química para as ligas metálicas preciosas, as ligas metálicas não preciosas e as cerâmicas puras fabricadas de óxido de Alumínio e zircônia. Sua formulação é baseada em solução orgânica contendo acrilato do ácido fosfônico e agentes metacrilatos de ligação cruzada (Ivoclar/Vivadent – perfil técnico).

Diante da utilização sempre crescente das cerâmicas de alto conteúdo cristalino, justificada pela procura por trabalhos estéticos, de alta confiabilidade clínica, e reconhecendo o fato já comprovado por estudos prévios de que as

propriedades superiores da cerâmica de zircônia são ainda realçadas quando a mesma é unida adesivamente ao substrato dental, defende-se a necessidade bem como a relevância de novas pesquisas. Estas devem procurar determinar técnicas eficazes de união adesiva no longo prazo para esse biomaterial cerâmico, uma vez que o tratamento de superfície realizado através de abrasão por jateamento de superfície já faz parte do trabalho cotidiano dos dentistas. Considerados os aspectos acima arrolados, toma-se como objetivo central deste trabalho avaliar o somatório dos resultados de diferentes técnicas de jateamento e aplicação de agente de união desenvolvido para metais e zircônia.

2. Revisão da literatura

Kern e Wegner (1998) realizaram estudo para avaliar métodos alternativos de união à cerâmica zircônia parcialmente estabilizada por Ítrio. O estudo abordou também a durabilidade adesiva de longo prazo, atestada através de armazenamento em água e termo ciclagem das amostras. Duas hipóteses foram levantadas pelos autores e baseadas em estudo prévio com cerâmica a base de alumina. Primeira hipótese: ao utilizar cimentos que contenham monômeros éster fosfatados, basta aplicar jateamento com óxido de Alumínio para se conseguir uma adesão estável à cerâmica YPSZ. A segunda hipótese: sendo o cimento à base de Bis-GMA, o tratamento de superfície baseado em jateamento com óxido de Alumínio não seria suficiente para alcançar união estável, sendo necessário tratamento por silicatização. O teste de resistência à tração foi realizado em dois momentos distintos: após 03 dias de armazenamento em água (A) e após 150 dias com termociclagem (B). Os resultados de resistência à tração foram: Grupo jateado e cimentado com o cimento resinoso dual Twinlook®: A - 14.2 ± 2.6 MPa e B - 0.0 ± 0.0 MPa. Grupo que recebeu jateamento, silanização e cimento Twinlook®: A - 13.9 ± 2.3 MPa e para B - 0.0 ± 0.0 MPa. O terceiro grupo foi silicatizado, recebeu silano e cimento Twinlook®: A - 29.0 ± 4.6 MPa e B - 12.7 ± 1.4 MPa. Quanto aos espécimes acrilizados: A - 37.9 ± 4.2 MPa e B - 0.0 ± 0.0 MPa. O quinto grupo cerâmico foi jateado e cimentado com Panavia®: A - 49.7 ± 8.1 MPa e B - 41.5 ± 6.5 MPa. O sexto grupo foi jateado e cimentado com Panavia 21®: A - $46. \pm 7.4$ MPa e B - 37.9 ± 5.6 MPa. O último grupo recebeu jateamento e o cimento resinoso modificado por poliácidos Dyract Cem®: A - 31.6 ± 3.4 MPa e B - 4.1 ± 1.2 MPa. Os resultados do estudo mostraram que uma adesão estável só foi conseguida através da aplicação de jateamento com óxido de Alumínio de 100 μ m e da utilização de cimentos contendo monômeros fosfatados. A silicatização seguida de silanização e aplicação de cimento resinoso à base de Bis-GMA, conquistaram altos valores iniciais de resistência de união, mas os espécimes não se mantiveram hidroliticamente estáveis.

Diaz-Arnold, et al. (1999) realizaram uma revisão sobre agentes utilizados para cimentação de próteses. Os autores enfatizam que o sucesso clínico de longo prazo para tratamento com próteses fixas é dependente, em parte, da utilização de cimentação adesiva. Os autores citam cinco agentes de cimentação rotineiramente aplicados, sendo eles o cimento fosfato de zinco, o de policarboxilato e o cimento de ionômero de vidro, além dos cimentos resinosos e os de ionômero de vidro modificados por resina. Não há um cimento ideal para ser utilizado em todo tipo de restauração. Os autores enfatizam que o preparo cavitário é fator primordial para estabelecer formas de resistência e retenção e que, o cimento odontológico deve ser usado para criar uma barreira contra a infiltração microbiana, selando a interface entre dente e restauração e mantendo-os juntos por alguma forma de união de superfícies. Esta união pode ser mecânica, química ou a combinação de ambas.

Os pesquisadores Wegner e Kern, no ano de 2000, realizaram estudo com objetivo de avaliar a durabilidade a longo prazo da resistência de união do cimento resinoso à cerâmica de zircônia parcialmente estabilizada com Yttrium. Nessa oportunidade, os referidos pesquisadores caracterizaram também, através do MEV, o modo de falha dos espécimes. Para tal, os seguintes tratamentos de superfície cerâmicos foram implementados: jateamento, silicatização, e acrilização. Cimentos com diferentes composições químicas e reações de presa foram utilizados para aderir a cerâmica de zircônia a cilindros de resina composta. O teste de resistência à tração foi executado após três dias e após dois anos de armazenamento em água com termo ciclagem. Relaciona-se à seguir os valores médios de resistência à tração e utilizando (A) para 3 dias de armazenagem em água e (B) para 2 anos e termo ciclagem. O primeiro grupo recebeu jateamento e cimento dual Twinlook®. Os valores obtidos foram (A) - 14 MPa e (B) - 0.0 MPa. O segundo grupo foi jateado, silanizado e cimentado com Twinlook®. Seus valores foram (A) - 14 MPa e (B) 0.0 MPa. O terceiro grupo foi silicatizado com Rocatec® e recebeu silano. Os valores obtidos foram (A) - 28 MPa e (B) - 16 MPa. No quarto grupo a cerâmica foi acrilizada e cimentada com Twinlook®. Seus valores foram (A) - 37 MPa e (B) - 0.0 MPa. O quinto grupo recebeu jateamento e o cimento Panavia EX. Seus valores (A) - 49 MPa e (B) - 40 MPa. O sexto grupo recebeu jateamento, e Panavia 21 e obteve os valores (A) - 46 MPa e (B) - 44 MPa. O sétimo e último grupo foi jateado e cimentado com Dyract Cem®, sendo os valores (A) - 32 MPa e (B) - 3 MPa. Uma resistência

durável apenas foi conseguida quando o substrato cerâmico foi jateado com partículas de óxido de Alumínio e os cimentos foram Panavia EX e Panavia 21, ambos continham monômero éster fosfatado MDP em sua formulação.

Ainda neste ano, Dérand e Dérand, avaliaram a resistência adesiva ao cisalhamento de alguns cimentos resinosos ao sistema cerâmico de óxido de Zircônia Denzir® (Dentronic), que recebeu diferentes tratamentos de superfície. Após cada tratamento de superfície, todos os espécimes cerâmicos receberam silano Espe-Sil® (3M/ESPE). Os cimentos Panavia 21® (Kuraray), Twinlook® (Kulzer) e Superbond C&B® (Sun Medical) foram os utilizados. Todos são de presa química e foram utilizados no experimento para cimentar a blocos de resina composta Charisma® (Kulzer). Todos, exceto o grupo cujo tratamento de superfície foi a asperização com broca, foram testados em condições secas. Daremos o número (1) para nos referir ao grupo tratado com Rocatec®, (2) para grupo jateado com óxido de Alumínio de 250 µm, (3) para grupo jateado com óxido de Alumínio de 50 µm, (4) para grupo jateado com óxido de Alumínio de 50 µm e tratado com HF a 38% por 12 minutos, e grupo (5) para os espécimes asperizados com broca. Os valores médios de resistência as cisalhamento serão apresentado em ordem decrescente de valores. Relatamos a seguir os resultados do teste de cisalhamento, em condições secas, para o cimento Superbond®: Grupos 5: média de 20.1 MPa; Grupo 4 média de 19.9 MPa; Grupo 2 média de 17.7 MPa; Grupo 3 média de 17.7 MPa. Para o cimento Panavia® os valores em ordem decrescente foram: Grupo 2 média de 7.3 MPa; Grupo 5 média de 6.9 MPa; Grupo 3 média de 5.9 MPa; e Grupo 4 média de 5.3 MPa. O cimento Twinlook® apresentou os seguintes valores: Grupo 4 média de 3.6 MPa; Grupo 5 média de 3.5 MPa; Grupo 3 média de 2.8 MPa e Grupo 2 Média de 2.3 MPa. Os espécimes do grupo 1 tratados com Rocatec® e silano obtiveram os seguintes valores: Panavia 21® média de 8.9 MPa; Twinlook® média de 8.9 MPa e Superbond® média de 19.5 MPa. Os espécimes asperizados com broca, grupo 5, permaneceram imersos em água por 1 dia, 1 semana e 2 meses. Seus resultados foram para o cimento Panavia® com 1 dia 7 MPa, com 1 semana 10 MPa e com 2 meses 8 MPa. Cimento Twinlook®: 1 dia 3.5 MPa, 1 semana 4 MPa e 2 meses 3.8 MPa. Para finalizar temos o cimento Superbond® com 1 dia 20.5 MPa, 1 semana 23 MPa e 2 meses 27 MPa. Os dados de resultados do estudo mostraram que a resistência de união foi baixa tanto para Panavia 21®, quanto para Twinlook®, com

valores médios de 9 MPa. Superbond C&B[®] foi o único que apresentou valores adequados para aplicação clínica, com média de 20 MPa. Entretanto, não existe padronização de valores de resistência adesiva para restaurações *inlay*. Assim sendo, não é possível excluir os cimentos Panavia 21[®] e Twinlook[®] em cimentações de restaurações *inlay*.

Em 2003, os autores Ozcan e Vallittu, avaliaram três tratamentos de superfície diferentes, a saber, ácido hidro Fluorídrico (HF), jateamento com óxido de alumínio de 110 µm e silicatização seguida de silanização e a sua influência sob a resistência de união ao cisalhamento de seis cerâmicas de diferentes constituições. As cerâmicas avaliadas foram: Finesse[®] (Ceramco) [chamaremos de FIN]. FIN é uma cerâmica à base de vidro reforçado com leucita. In-Ceram[®] (VITA) [chamaremos de IN-AL] que se trata de uma cerâmica à base de alumina infiltrada por vidro. Zirkonia Blank for Celay[®] (VITA) [chamaremos de INC-ZR] que é uma cerâmica à base de zircônia infiltrada por vidro. IPS Empress 2[®] (Ivoclar) [EMPII], que é à base de dissilicato de lítio. Procera AllCeram[®] (Nobel Biocare) [PRO] à base de alumina e Experimental alumina (Technical University) [EAL], que é uma cerâmica experimental à base de alumina. Para a primeira parte do estudo sobre tratamentos de superfície, todas as cerâmicas foram tratadas com ácido hidro Fluorídrico 9.5% por 90 segundos exceto a IPS Empress 2[®], que recebeu ácido hidro Fluorídrico a 5% por 20 segundos. Após o condicionamento ácido as cerâmicas receberam silano Monobond S[®] (IvoclarVivadent). O segundo método de tratamento de superfície avaliado foi o jateamento com óxido de alumínio de 110 µm seguido da aplicação do silano Espe Sil[®] (3M/ESPE). O último tratamento de superfície foi com o Rocatec[®] (3M/ESPE) seguido da aplicação de silano Espe Sil[®] (3M/ESPE). Para a cimentação as cerâmicas receberam adesivo resinoso Heliobond[®] (Vivadent) e o cimento resinoso Variolink[®] II (IvoclarVivadent), que foi aplicado à cerâmica formando um cilindro. Os espécimes foram avaliados em condições secas e após termo-ciclagem. Trataremos por A o teste a seco e por B o teste realizado com ciclagem térmica. Relacionamos a seguir os resultados obtidos para o tratamento com ácido hidro Fluorídrico: FIN, A= 30 MPa e B= 14 MPa; INC-AL, A= 9 MPa e B= 1 MPa; INC-ZR, A= 9 MPa e B= 1.5 MPa; EMPII, A= 26 MPa e B= 25 MPa; PRO, A= 5 MPa e B=0 MPa e EAL, A= 18.5 MPa e B= 5 MPa. Os valores do teste de cisalhamento após jateamento foram os seguintes: FIN, A= 39 MPa e B= 10 MPa;

INC-AL, A= 20 MPa e B= 7.5 MPa; INC-ZR, A= 16 MPa e B= 5 MPa; EMPH, A= 20 MPa e B= 4.5 MPa; PRO, A= 6 MPa e B= 2.5 MPa; EAL, A=12.5 MPa e B= 4.5 MPa. Por fim, o tratamento com Rocatec[®] e silano obteve os valores: FIN, A= 35 MPa e B= 10 MPa; INC-AL, A= 21 MPa e B= 15 MPa; INC-ZR, A= 17 MPa e B= 9 MPa; EMPH, A= 30 MPa e B= 9 MPa; PRO, A= 8.5 MPa e B= 4 MPa e EAL, A=16.5 MPa e B= 8.5 MPa. Os maiores valores de resistência ao cisalhamento foram encontrados nas cerâmicas vítreas FIN e EMPH tratadas com ácido hidro Fluorídrico, para todos os tratamentos de superfície. Seus valores variaram entre 20.1 e 38.8 MPa. Os menores valores foram os apresentados por PRO em todos os três tipos de tratamento de superfície, sendo que os valores médios fora de 5.3 a 8.5 MPa. A análise estatística de ANOVA mostrou que as condições de armazenamento afetaram significativamente a resistência ao cisalhamento dos espécimes cerâmicos. O estudo demonstrou como conclusão que o método de tratamento de superfície varia conforme o tipo cerâmico. O tratamento com ácido hidro Fluorídrico é muito efetivo para cerâmicas de conteúdo vítreo. O jateamento com óxido de alumínio provê altos valores de resistência para as cerâmicas de alumina e aumentam ainda mais com a silicatização.

Blatz, Sadan e Kern (2003) revisaram a literatura sobre o tema resistência de união entre resinas e cerâmicas. Afirmaram que uma resistência de união forte e durável provê alta retenção, melhora a adaptação marginal, previne microinfiltração, além de aumentar a resistência do material restaurador e do próprio dente. A resistência de união das cerâmicas tradicionais à base de sílica já está bem consolidada e é de execução e sucesso previsíveis. No entanto, não se tem a mesma segurança para se unir ao substrato dental cerâmicas de alto conteúdo cristalino. A composição e as propriedades físicas das cerâmicas à base de alumina e zircônia difere muito das cerâmicas feldspáticas, requerendo alternativas adesivas para se conquistar uma união estável. Uma união forte se dá através de entrelaçamento micromecânico e união química na superfície cerâmica, conquistada através da rugosidade e limpeza proporcionadas com tratamento de superfície. Os agentes silânicos de união quando aplicados à superfície da cerâmica pré-tratada provêm ligações químicas do tipo covalente e de hidrogênio, o que se mostra suficiente quando o substrato cerâmico é à base de sílica. Próteses fixas cerâmicas em zircônia de cobertura total podem dispensar a cimentação adesiva embora, seja

uma vantagem sua aplicação especialmente em coroas curtas e situações de retenção comprometida. Os estudos têm mostrado que os cimentos mais eficientes para unir quimicamente próteses realizadas com materiais policristalinos são os que possuem monômeros éster fosfatados como o MDP. Segundo os autores, o grande aumento na utilização de cerâmicas de alta resistência demanda pesquisas e controles clínicos para que maiores recomendações sejam fornecida para a cimentação destes materiais.

Blatz, et al., (2004), avaliaram e compararam a resistência de união de diferentes agentes de união, adesivos, silanos e cimentos resinosos à cerâmica Procera All Zircon® (Nobel Biocare), antes e após envelhecimento artificial. A metodologia do estudo envolveu jateamento prévio de todos os corpos cerâmicos com partículas de óxido de Alumínio de 50 µm. Foram formados três grupos, sendo que o primeiro recebeu o sistema contendo MDP (Clearfil SE Bond Primer® - Kuraray) e silano (Clearfil Porcelain Bond Activator® - Kuraray). Metade dos espécimes cerâmicos deste grupo foi cimentada com Panavia F® (Kuraray), e recebeu a sigla SE-PAN e a outra metade com o cimento resinoso Rely X ARC® (3M/ESPE), recebendo a sigla SE-REL. O segundo grupo recebeu um sistema adesivo convencional (Single Bond® – 3M/ESPE) e silano (Ceramic Primer® - 3M/ESPE) e Rely X ARC® (3M/ESPE), como agente de cimentação, recebendo a sigla SB-REL. O último grupo, que foi considerado o grupo controle, recebeu apenas cimento resinoso à base de MDP (Panavia F® - Kuraray) sem qualquer sistema adesivo ou silano. A sigla utilizada para este grupo foi NO-PAN. Os testes de cisalhamento aconteceram após duas diferentes condições de envelhecimento artificial: 03 dias de armazenagem em água (A) e 180 dias de armazenagem em água com termo ciclagem (B). Os resultados foram: SE-PAN (A)= 20.22 MPa e (B)= 17.35 MPa; SE-REL (A)= 24.73 MPa e (B)= 16.78 MPa; SB-REL (A)= 17.62 MPa e (B)= 0 MPa; NO-PAN (A)= 16.42 e (B)= 10.21 MPa. Os resultados dos testes, após 03 dias de armazenamento, mostraram valores de resistência de união significativamente maiores para os espécimes dos grupos que receberam sistema adesivo e silano, grupos SE-REL (25.45 ± 3.79 MPa) e SE-PAN (20.14 ± 2.59 MPa) do que para os dois demais grupos, NO-PAN (17.36 ± 3.05 MPa) e SB-REL (15.45 ± 3.79 MPa). Os grupos SE-PAN, NO-PAN e SB-REL, não foram estatisticamente diferentes. O envelhecimento artificial reduziu significativamente a resistência de

união. Seguem os valores médios após 180 dias e termo ciclagem: SE-PAN (16.85 ± 3.72 MPa), SE-REL (15.45 ± 3.79 MPa), que se mostraram significativamente superiores aos grupos NO-PAN (9.45 ± 5.06 MPa) e SB-REL (1.08 ± 1.85 MPa). As conclusões para o estudo foram: o envelhecimento artificial afeta negativamente a resistência adesiva, e que a mistura de adesivo e silano contendo MDP deve ser recomendada para se aplicar à cerâmica Procera All Zirkon® jateada com óxido de Alumínio, utilizando cimento resinoso contendo ou não MDP.

No ano de 2005, Ernest, *et al.*, avaliaram, através de um estudo, a retentividade de nove agentes cimentantes. A seguir trazemos a descrição dos materiais. Foram utilizados quatro cimentos resinosos: o Compolute® (3M/ESPE) (CO), Superbond C&B® (Sun Medical) (CB), com o monômero 4-META em sua constituição, Panavia® F (Kuraray) (PA), com monômero MDP e Chemic® II (Sun Medical) (CH). Outro cimento avaliado foi compômero Dyract Cem Plus® (Dentsply) (DC). Ketac Cem® (3M ESPE) (K) foi o cimento de ionômero de vidro testado. O ionômero de vidro modificado por resina Rely X Luting® (3M ESPE) (RL) e, por fim, um cimento resinoso auto-adesivo chamado Rely X Unicem® (3M ESPE) (RU). Todos estes agentes de cimentação foram utilizados visando avaliar a efetividade de suas resistências de união, quando utilizados para cimentar coroas confeccionadas com cerâmica de zircônia LAVA® (3M/ESPE). O preparo das coroas foi confeccionado com 10° de expulsividade total. As coroas de cerâmica de zircônia foram unidas a dentes naturais através dos cimentos anteriormente enumerados. Os mesmos foram aplicados com seus respectivos sistemas adesivos e receberam manipulação conforme recomendação dos fabricantes. Dois dos cimentos resinosos: Compolute® (CO) e Superbond C&B® (CB), além de serem testados sem tratamento de superfície, como os demais, também receberam silicatização com Rocatec® (3M/ESPE) (RT), seguida de silanização. Um grupo recebeu como tratamento de superfície Porcelain Liner® (Sun Medical), à base de 4-META e o cimento Superbond C&B® (Sun Medical) (PL). Todos os espécimes foram termo ciclados e testados em ensaio de tração. Os valores médios apresentados foram: CO= 1.7 MPa; CO + RT= 3.0 MPa; CB=4.8 MPa; CB + RT= 8.1 MPa; CB + PL= 5.3 MPa; PA= 4.0 MPa; DC= 3.3 MPa; CH= 4.0 MPa; RL= 4.7 MPa; K1.9 MPa e RU= 4.9 MPa. Os resultados mostraram que, apesar do cimento Superbond C&B® ter atingido os melhores valores de resistência de união quando silicatizado (8.1 MPa), este valor não se

mostrou significativamente diferente da resistência conquistada pelo mesmo cimento sem o Rocatec® (4.8 MPa). Compolute® (CO), o outro cimento resinoso cujo substrato cerâmico recebeu silicatização, também não se beneficiou com este processo (CO + RT= 3.0 MPa) [P= .05] enquanto (CO= 1.7 MPa) . Os autores do estudo concluíram que o pré-tratamento com Rocatec® (3M/ESPE) não aumentou significativamente a resistência de união das cerâmicas ao dente, e que todos os cimentos apresentaram níveis qualitativamente semelhantes de resistência adesiva.

Bottino, *et al.*, (2005) realizaram pesquisa para avaliar se o método triboquímico de silicatização aumentaria os valores de resistência de união adesiva da cerâmica In-Ceran Zirconia® (VITA Zahnfabrik) quando unida a blocos de resina composta Z-250® (3M/ESPE) via cimento dual Panavia F® (Kuraray). Para testar a efetividade da silicatização, comparando-a com o jateamento, os autores formaram os seguintes grupos de pesquisa: Grupo 1: jateamento com óxido de Alumínio de partículas de 110 µm. Grupo 2: silicatização com Rocatec® (3M ESPE) com partículas modificadas por sílica com 110 µm e o Grupo 3: que foi silicatizado com Cojet® (3M ESPE), de partículas modificadas por sílica de 30 µm. O teste de escolha dos pesquisadores foi o de microtração, realizado após armazenagem dos espécimes em água durante sete dias. Seguem os resultados obtidos: Grupo 2 (23.0 ± 6.7 MPa) e Grupo 3 (26.8 ± 7.4 MPa) mostraram valores significativamente mais altos que o Grupo 1 (15.1 ± 5.3 MPa). Os dados coletados demonstraram não ter havido diferença estatisticamente relevante entre as duas técnicas de silicatização utilizadas, uma vez que resultaram em valores similares de resistência de união. Diferentemente dos espécimes somente jateados com óxido de Alumínio. Estes apresentaram valores significativamente inferiores aos demais grupos. Todos os espécimes apresentaram ruptura na interface cimento/cerâmica, caracterizando falha adesiva. Os resultados validaram a hipótese de que a silicatização realçaria a resistência de união do Panavia F® (Kuraray) ao In-Ceran Zirconia® (VITA Zahnfabrik).

Valandro, *et al.*, (2006), realizaram um estudo sobre tratamentos de superfície para as cerâmicas de alta resistência In-Ceram Alumina® (VITA Zahnfabrik) (AL); In-Ceram Zirconia® (VITA Zahnfabrik) (ZR) e Procera® (Nobel Biocare) (PR). Os autores utilizaram como tratamento de superfície dois sistemas de abrasão por asperização: pó de óxido de Alumínio com granulação de 110 µm e o pó do sistema

Cojet® (3M/ESPE) baseado em óxido de Alumínio revestido por sílica com partículas de 30 µm. Este último é disponibilizado para execução da técnica de silicatização em consultório. Os blocos cerâmicos receberam silano Espe-Sil® (3M/ESPE) após os tratamentos de superfície e foram cimentados a blocos de resina composta através de cimento resinoso, contendo monômeros MDP (Panavia F® – Kuraray). Os blocos com o conjunto cerâmica/resina foram cortados em forma de palitos, com aproximadamente 0,8 mm, para realizar teste de microtração. Os valores obtidos com o jateamento, e o desvio padrão foram: AL= 17.3 (2.6) MPa, ZR= 15.1 (5.3) MPa e PR= 12.7 (2.6) MPa. Os valores de microtração obtidos após silicatização, e desvio padrão, foram: AL= 31.2 (4.3) MPa, ZR= 26.8 (7.4) MPa e PR= 18.5 (4.7) MPa. Os autores concluíram que a técnica de abrasão por jateamento é um pré-requisito para tratar a superfície destas cerâmicas, uma vez que, a rugosidade conseguida com o jateamento com pó de óxido de Alumínio, seguido da silanização, conquistou alta resistência adesiva e que, a resistência adesiva foi ainda realçada quando se utilizou a silicatização seguida de silanização, tornando este método de tratamento de superfície ainda mais eficaz para as cerâmicas avaliadas.

O grupo de pesquisadores liderado por Atsu, no ano de 2006, mediu a resistência de união ao cisalhamento entre o cimento resinoso Panavia F® (Kuraray) e a cerâmica de óxido de Zircônia Cercon® (Dentsply), a qual recebeu os diferentes tratamentos de superfície: Grupo controle, sem tratamento (C) aplicação de silano (Clearfil Porcelain Bond Activator® - Kuraray) representando o grupo (SIL). O Grupo (BSIL) representa os espécimes que receberam adesivo e silano (Clearfil Liner Bond 2V Primer® + Clearfil Porcelain Bond Activator®). Os espécimes silicatizados com Cojet® (3M/ESPE) (SC) e os espécimes também silicatizados como o grupo anterior e que receberam aplicação de silano Espe Sil® (3M/ESPE) SCSIL. Para finalizar a formação dos grupos de pesquisa, espécimes cerâmicos foram silicatizados com Cojet®, e receberam o adesivo Clearfil Liner Bond V2 Primer® + o silano Clearfil Porcelain Bond Activator® (SCBSIL). A hipótese dos autores foi a de que a silicatização com pó Cojet® de 30 µm (3M/ESPE) e aplicação de sistema adesivo e silano, contendo MDP, aumentaria a resistência de união de dois blocos de cerâmica de Zircônia cimentados a blocos de resina composta Z-250® (3M/ESPE) utilizando o cimento, também com monômeros MDP Panavia F® (Kuraray). Os resultados constando de valores médios e desvio padrão, são os seguintes: C= 15.7 (2.9) MPa,

SIL= 16.5 (3.4) Mpa, BSIL= 18.8 (2.8) MPa, SC= 21.6 (3.6) MPa, SCSIL= 21.9 (3.9) MPa, e SCBSIL= 22.9 (3.1) MPa. Os resultados do estudo comprovaram a hipótese levantada. Os grupos que receberam silicatização obtiveram maiores valores de resistência adesiva quando comparados aos grupos que não receberam este tratamento. O grupo com silicatização, seguida da aplicação de sistema adesivo e silano contendo MDP, e o cimento cuja formulação também possui MDP (SCBSIL), foi o grupo que obteve os melhores resultados (22.9 MPa). Embora maiores, estes valores de resistência não foram estatisticamente diferentes dos valores conquistados pelo grupo apenas silicatizado SC (21.6 MPa), sem a aplicação de adesivo e silano.

Também no ano de 2006, Kumbuloglu e Lassila avaliaram a resistência adesiva ao cisalhamento entre substratos de cerâmica de dióxido de Zircônia DCS® (Dental AG) tratados por dois diferentes métodos de abrasão por jateamento de superfície: jateamento com óxido de Alumínio de 50 µm e a silicatização com Rocatec® (3M/ESPE) de 110 µm. As cerâmicas foram unidas a cilindros confeccionados com os próprios agentes de cimentação. Ambos os cimentos utilizados possuem composições acídicas: Panavia F® (Kuraray) e Rely X Unicem® (3M/ESPE). Os testes de resistência de união foram realizados após duas diferentes condições de armazenagens em água: após uma semana (A) e o outro condicionamento foi de 24 horas com 2000 ciclos de termo ciclagem (B). Os resultados foram: para o cimento Panavia F®: Rocatec® e A= 17.5 MPa e Rocatec® e B= 18 MPa. Jateamento e A= 17 MPa, jateamento e B= 16 MPa. Para o cimento Rely X Unicem® os valores foram: Rocatec® e A= 21 MPa, Rocatec® e B= 20 MPa e jateamento e A= 18 MPa, jateamento e B= 19.5 MPa. Os autores concluíram que tanto o jateamento com óxido de Alumínio de 50µm, quanto a silicatização com sistema Rocatec® (3M/ESPE), atingiram altos valores de resistência de união sob as duas condições de armazenamento e com ambos os cimentos testados.

Palacios, *et al.* (2006), avaliaram a habilidade para cimentação de três agentes cimentantes, a saber, o cimento resinoso Panavia F 2.0® (Kuraray) (PAN) com seu adesivo ED Primer A&B®, Rely X Luting® (3M/ESPE) (RXL), que consiste em um cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Por fim o Rely X Unicem® (3M/ESPE) (RXU), que consiste em um cimento resinoso auto-adesivo. Aplicados a coroas de zircônia Procera AllZirkon® (Nobel Biocare). Para a execução

das coroas os dentes receberam preparos localizados totalmente em dentina e de 10 graus de expulsividade por parede axial. A contribuição do cimento é melhor testada com preparos de 20 graus de expulsividade. No intuito de simular condições clínicas habituais, os dentes foram cimentados provisoriamente através de cimento sem eugenol, aos respectivos cilindros utilizados para moldar os preparos e confeccionar os troquéis, necessários para a realização das coroas do sistema CAD/CAM, Procera All Zircon® (Nobel Biocare). Para a prova das estruturas cerâmicas e para proceder à cimentação, os dentes foram limpos com escova profilática e pasta de pedra pomes com água. As estruturas foram provadas e suas margens atentamente analisadas para que houvesse um padrão das mesmas. Os dentes foram mantidos fisiologicamente úmidos, as estruturas foram jateadas internamente com óxido de Alumínio de 50 µm e receberam ácido fosfórico para limpeza. A sequência para cimentação seguiu as instruções do fabricante dos respectivos cimentos. Os espécimes permaneceram imersos em água por 24 horas após a cimentação e foram termociclados. O teste realizado foi o de tração. Os valores conquistados com este teste foram: PAN= 5.1 MPa, RXL= 6.1 MPa e RXU= 5.0 MPa, sendo que estes resultados não mostraram valores significativamente diferentes para quaisquer dos três cimentos. A avaliação do modo de falha detectou que em 46 % dos espécimes o cimento permaneceu aderido principalmente à estrutura cerâmica e em 25.7 % dos espécimes o cimento permaneceu sobretudo no dente preparado. Este estudo mostrou que a utilização do cimento resinoso contendo adesivo dentinário PAN, não favoreceu, significativamente, a retenção das coroas de óxido de Zircônia tratadas com jateamento de partículas de óxido de Alumínio, cimentadas aos dentes preparados.

A avaliação dos efeitos de três métodos de tratamento de superfície baseados em abrasão por jateamento de partículas foi realizada em 2006 por Amaral, *et al.*. A metodologia do estudo foi baseada na aplicação de três tipos de tamanho de partículas do pó, o óxido de Alumínio com 110 µm para utilização em consultório (CGB), a silicatização com Rocatec® (3M/ESPE) (LSC) de partículas de 110 µm para laboratório e o método da silicatização para aplicação em consultório com 30 µm, conhecido como Cojet® (3M/ESPE) (CSC). Os pesquisadores prepararam alguns espécimes de cada grupo para avaliação ao MEV quanto à efetividade da penetração das partículas no substrato cerâmico. Concluíram, com esta análise, que

os três tamanhos de partículas utilizados não apenas penetraram na cerâmica como esta ficou abundantemente coberta por suas partículas. A cerâmica eleita para o estudo foi a In-Ceram Zirconia® (VITA Zahnfabrik) que após jateamento foi silanizada com silano à base de 3-metacriloxipropiltrimetoxi silano (Espe-Sil® - 3M/ESPE) e cimentada a blocos de resina composta através do cimento Panavia F® (Kuraray). O conjunto cerâmica/resina foi recortado em forma de palitos de aproximadamente 0,8 mm para o teste de microtração. Seguem os resultados do estudo com o In Ceram Zirconia®: CGB= 20.5 MPa, LSC= 24.6 MPa e CSC= 26.7 MPa. Os resultados obtidos demonstraram que os dois grupos silicatizados alcançaram valores de resistência adesiva maiores do que os valores alcançados pelo grupo cuja partícula de pó não continha sílica. Não houve diferença relevante entre os valores dos dois grupos silicatizados, determinando que tanto a técnica de silicatização para uso em laboratório quanto em consultório são eficazes para a cerâmica de zircônia In-Ceram Zirconia® (VITA Zahnfabrik).

Bindl, Luthy e Mormann (2006) avaliaram a resistência de estruturas cerâmicas fabricadas pelo sistema CEREC inLab® (Sirona). As análises de fractografia provam que as falhas em coroas advêm de fraturas que têm início com a formação de fendas radiais na interface de cimentação. Na cavidade bucal, o uso clínico continuado e o carregamento cíclico podem levar ao acúmulo de danos, fadiga e finalmente à fratura das coroas cerâmicas. Muitas cerâmicas de alta resistência têm sido disponibilizadas em blocos pré-fabricados para confecção de estruturas por CAD/CAM. Os autores lançaram a hipótese de que as estruturas executadas através de blocos de cerâmica YTZP com paredes de 4 mm não apresentariam diferença em sua resistência à fratura estando ou não cimentados adesivamente. As cerâmicas do estudo foram: a cerâmica a base de dissilicato de Lítio VP 2297® (Ivoclar/Vivadent) (i), In-Ceram Zirconia® (VITA Zahnfabrik) que é infiltrada por vidro (ii) e a In-Ceram YZ Cubes® (VITA Zahnfabrik) (iii), usada como controle. O teste foi executado utilizando total de 90 estruturas e o mesmo número de réplicas do dente que configurou o preparo, para receberem a cimentação. Estas réplicas, feitas em resina Tetric Ceram® (Ivoclar/Vivadent) e foram jateadas com óxido de Alumínio de 50 µm. Quinze estruturas de cada cerâmica foram cimentadas com cimento fosfato de zinco (DeTrey Zinc® – Dentsply) às réplicas. Grupo de cimentação não adesiva recebeu a letra (a). Quinze estruturas de YTZP In-Ceram

Zircônia® (VITA Zahnfabrik) (ii) e o mesmo número de In-Ceram YZ Cubes® (VITA Zahnfabrik) (iii) receberam jateamento com óxido de Alumínio de 50 µm, enquanto quinze estruturas de dissilicato de lítio (i) foram condicionados com ácido hidrofluorídrico 4.9% por 60 segundos. Após os respectivos tratamentos de superfície, as estruturas destes materiais foram silanizados com Monobond S® (Ivoclar/Vivadent), receberam adesivo Heliobond® (Ivoclar/Vivadent) e o cimento Panavia 21 TC® (Kuraray) como agente de cimentação. A cimentação adesiva recebeu a letra (b). A carga axial foi aplicada sobre a superfície oclusal através de um cilindro de 2 mm². Três amostras de cada cerâmica foram carregadas até a criação do primeiro defeito e a carga removida imediatamente, para a detecção do caminho da fratura. Os resultados respectivamente de (a) e (b) para a cerâmica (i) foram: 804 ± 195 / 1183 ± 318 MPa. Para a cerâmica (ii): 923 ± 180 / 1621 ± 165 MPa e para (iii): 697 ± 110 / 731 ± 115 MPa. A cerâmica que apresentou início de fratura com os menores valores de carregamento foi (ii) com (b) e com valores de 697 ± 110 MPa, seguida de (i) e por fim (iii). A cerâmica (ii) não apresentou diferença estatisticamente significativa para o início de fratura para seus espécimes (a) e (b). As cerâmicas de zircônia apresentaram valores de resistência à fratura final, superiores à cerâmica de dissilicato de lítio. Isto se relaciona à dureza transformacional apresentada pela presença de zircônia e sua mudança de fases tetragonal para monoclinica. Este processo provê aumento nos valores de resistência à fratura permitindo sua utilização mesmo com cimentação convencional. O estudo concluiu que seus resultados mostraram que o padrão de início de fratura para todos os espécimes, de cimentação adesiva ou não, apresentou fraturas radiais originadas na camada do cimento. Os espécimes testados com cimento fosfato de Zinco partiram-se em vários fragmentos, mostrando que tal agente de cimentação não foi forte o bastante para reforçar a cerâmica. A resistência à compressão do cimento fosfato de Zinco neste estudo foi de 121 MPa e para o cimento resinoso, 320 MPa. A resistência final à fratura foi maior para o In-Ceram YZ Cubes® (VITA Zahnfabrik) em ambas as condições de cimentação. Houve também efeito de significativo aumento de resistência à fratura final para as estruturas de zircônia. Contudo, a resistência da cerâmica de zircônia proporcionada por sua dureza transformacional é tão grande que, mesmo que a resistência à fratura seja maior para os espécimes cimentados adesivamente, não se pode contra-indicar a cimentação não adesiva.

Wolfart, et al., (2007) avaliaram a durabilidade da união de uma resina (Clearfil F2® - Kuraray) confeccionada em forma de cilindro cimentada à cerâmica de óxido de Zircônia (Cercon® - Dentsply) após aplicação de diferentes tratamentos de superfície, baseados em sistema adesivo (Heliobond® - IvoclarVivadent), jateamento com Prophy Jet® (Dentsply) contendo solução de bicarbonato de sódio e jateamento com óxido de Alumínio de 50 µm. Os cimentos utilizados foram o Variolink II® (Ivoclar/Vivadent) (V) e o Panavia F® (Kuraray) (P). Formaram-se grupos de 20 espécimes cada com os tratamentos: ORG-V: Heliobond® + Variolink II® sobre a superfície maquinada da cerâmica. Grupo APW-V: jateamento com bicarbonato de sódio + Heliobond® + Variolink II®. Grupo ABR-V: jateamento com óxido de Alumínio de 50 µm + Heliobond® + Variolink II®. Grupo ORG-P: Panavia F® sobre a superfície maquinada da cerâmica. APW-P: jateamento com bicarbonato de sódio + Panavia F®. ABR-P: jateamento com óxido de Alumínio 50 µm + Panavia F®. Os autores avaliaram, adicionalmente, a durabilidade da resistência de união após armazenamento em água por 150 dias e termociclagem. Dos 20 espécimes contidos em cada grupo, a metade foi avaliada com teste de tração após 03 dias de armazenamento em água (A) e a outra metade após 150 dias de armazenamento, com ciclagem térmica (B). Os valores do teste de tração para os espécimes serão apresentados para cada grupo respectivamente nas condições (A) e (B), como segue: Grupo ORG-V: (A)= 11.0 MPa e (B)= 0.0 MPa. Grupo APW-V: 9.0 MPa e (B)= 0.0 MPa. Grupo ABR -V: (A)= 16.6 MPa e (B)= 0.0 MPa. Grupo ORG-P: (A)= 18.7 MPa e (B)= 0.0 MPa. Grupo APW-P: (A)= 32.1 e (B)= 0.0 MPa. Grupo ABR-P: (A)= 45.0 e (B)= 39.2 MPa. Os resultados da pesquisa mostraram que tanto os métodos de condicionamento de superfície quanto as condições de armazenagem influenciaram a resistência de união. Os espécimes do grupo que foi asperizado com partículas de óxido de alumínio e recebeu Panavia® (Kuraray) como agente cimentante, foi o único grupo que não sofreu grande decréscimo na resistência adesiva após 150 dias e termociclagem.

Aboushelib, *et al.*, (2007) realizaram trabalho de pesquisa visando avaliar a resistência e a durabilidade da resistência de união de uma resina composta (Filtec Z-250® - 3M/ESPE) pré-envelhecida, unida à cerâmica de Zircônia. Todos os espécimes foram jateados com óxido de Alumínio de 110 µm e dos 4 grupos (n=18) experimentais formados, um recebeu tratamento superficial baseado em infiltração

seletiva. A cerâmica usada foi a Cercon® (Degu Dent). A infiltração seletiva, consiste na aplicação e de uma fina camada de uma cerâmica de baixa fusão sobre a Zircônia. A cerâmica é então levada ao forno a 750° C por 2 minutos, resfriada para 650°C por 1 minuto e reaquecido por 1 minuto à temperatura de 750°C. Este tratamento deixa a superfície porosa e com conteúdo vítreo. Este grupo foi unido a blocos de Filteck Z 250® com o cimento Panavia F 2.0® (Kuraray) com utilização prévia de Clearfil SE Primer® (Kuraray). O segundo grupo cerâmico da pesquisa, recebeu Clearfil SE Primer® (Kuraray) e foi cimentado aos discos de resina com cimento Panavia F 2.0® (Kuraray). O terceiro grupo, recebeu Rely X Ceramic Primer® (3M/ESPE) e foi cimentado com Rely X ARC® (3M/ESPE). O último grupo foi cimentado com Bistite II DC® (J Morita). Os espécimes foram cortados em palitos para teste de microtração e estes, feitos em diferentes momentos: imediatamente após a cimentação (a), e, após armazenamento em água por 1 semana (b), 2 semanas (c), 3 semanas (d) e após 1 mês em água (e). Os resultados do teste de microtração em MPa e o desvio padrão foram: **Grupo 1:** (a)= 49.8 (2.7), (b)= 55.8 (2.5), (c)= 54.2 (4.6), (d)= 55.9 (1.5) e (e)= 52.2 (1.8). **Grupo 2:** (a)= 33.4 (2.1), (b)= 33.9 (2.7), (c)= 34.2 (3.0), (d)= 34.4 (3.0) e (e)= 32.5 (1.7). **Grupo 3:** (a)= 23.3 (2.4), (b)= 19.2 (2.6), (c)= 16.2 (1.8), (d)= 13.6 (2.7) e (e)= 2.6 (2.0). **Grupo 4:** (a)= 31.3 (2.7), (b)= 25.9 (2.2), (c)= 22.6 (1.7), (d)= 18.3 (1.2) e (e)= 14.4 (2.0). Os grupos foram influenciados pelo armazenamento à exceção do grupo que foi infiltrado seletivamente e recebeu cimento Panavia F 2.0® (Kuraray). Este também foi o grupo que apresentou os maiores valores de resistência adesiva demonstrando ter estabelecido uma união forte e durável.

Della Bona, *et al.*, realizaram trabalho de pesquisa no ano de 2007 onde avaliaram os valores de resistências de união por tração e por cisalhamento de um sistema cerâmico à base de alumina infiltrada por vidro e reforçada por Zircônia (In-Ceran Zirconia® - VITA Zahnfabrik) cimentada a um compósito resinoso. Os autores avaliaram a hipótese de que dos tratamentos de superfície aplicados: condicionamento com ácido hidro Fluorídrico a 9.5 % por 1 minuto (HF), jateamento com óxido de Alumínio de 25 µm (SB) e silicatização com pó Cojet® 30 µm (3M/ESPE) (SC), o último resultaria nos maiores valores de resistência de união. Após cada tratamento superficial, os corpos de prova cerâmicos receberam camada de silano Rely X Ceramic Primer® (3M/ESPE), uma camada de adesivo Single-

Bond® (3M/ESPE) e resina Z-100® (3M/ESPE) aplicada sobre a cerâmica formando um cilindro. Os valores obtidos foram: HF (tração)= 3.5 ± 1.0 MPa, HF (cisalhamento)= 10.4 ± 3.1 MPa. Grupo SB (tração)= 7.6 ± 1.2 MPa e SB (cisalhamento)= 13.9 ± 3.1 MPa. Grupo SC (tração)= 10.4 ± 1.8 e SC (cisalhamento)= 21.6 ± 1.7 MPa. O resultado da pesquisa mostrou, através de observação em microscópio ótico, que todos os espécimes fraturaram na interface adesiva, deixando pequenas áreas de material resinoso na superfície cerâmica, o que resultou em uma fratura coesiva na interface. Entretanto, esses resíduos decresciam em quantidade para os espécimes silicatizados, jateados e, por fim, nos condicionados com ácido. Tal resultado confirma a hipótese de que a silicatização alcançaria maiores valores e ambos os testes mostraram o mesmo ranqueamento estatístico dentre os grupos.

Valandro, *et al.*, (2007), realizou trabalho de pesquisa para avaliar os efeitos que a armazenagem em água e envelhecimento artificial via termociclagem, traria sobre a resistência de união da cerâmica de óxido de Zircônia, In-Ceran Zirconia® (VITA Zahnfabrik) às resinas compostas, utilizando o Panavia F® (Kuraray) como agente de cimentação. A superfície dos blocos cerâmicos foi silicatizada com Cojet® (3M/ESPE), silanizada com Espe-Sil® (3M/ESPE) e o cimento Panavia F® (Kuraray) aplicado conforme as recomendações do fabricante. Foram formados cinco grupos para teste de resistência de união por microtração. O primeiro foi testado em condições secas, imediatamente após a cimentação, (Grupo 1). O segundo grupo de espécimes permaneceu em água por 150 dias, (Grupo 2). O terceiro, além dos 150 dias de armazenagem foi também termociclado, (Grupo 3). O quarto grupo foi deixado em água por 300 dias, (Grupo 4) e o quinto e último, além dos 300 dias em água foi termo ciclado, (Grupo 5). Os resultados mostraram que o Grupo 1 apresentou resistência a microtração significativamente maior (26.2 ± 1 MPa) do que os grupos que foram envelhecidos: Grupo 2 (6.5 ± 1), Grupo 3 (6.2 ± 2), Grupo 4 (4.5 ± 1) e Grupo 5 (4.3 ± 1) MPa. Os pesquisadores concluíram que a cimentação desta cerâmica em condições secas é muito eficaz e que, o processo de envelhecimento artificial enfraqueceu significativamente a resistência de união.

Em 2007, os pesquisadores Manicone, Iommetti e Raffaelli escreveram uma revisão de literatura sobre a cerâmica de óxido de Zircônia e relataram que devido à suas propriedades mecânicas, superiores a todas as demais cerâmicas de alta

resistência, houve expansão da utilização das próteses livres de metal, antes confinada à região anterior da boca incluindo sua utilização em dentes posteriores, execução de próteses parciais fixas, intermediários protéticos para implantes, bráquetes ortodônticos, pinos intra-radulares entre muitas outras aplicações clínicas. Sua constituição policristalina permite substancial redução na espessura da estrutura, resultando em preparos mais conservadores. A resistência à tração da Zircônia é tão alta quanto os valores de 900 – 1200 MPa e a resistência à compressão é aproximadamente 2000 MPa. A radiopacidade desta cerâmica permite ótima detecção da adaptação de suas margens e seu acompanhamento radiográfico. Este material sofre o processo conhecido como dureza transformacional, que consiste em uma reação de transformação dos cristais de configuração tetragonal (T) para a monoclinica (M), induzida por incidência de estresses. A transformação T→M leva ao bloqueio da propagação de fendas no interior do material e ao aumento de sua dureza. É que o cristal monoclinico possui volume cerca de 4% maior que o cristal tetragonal. Com isso, é gerado um estresse compressivo, também da ordem aproximada de 4%, que se opõe ao estresse que gerou a transformação, seja ele o resfriamento, os ajustes cerâmicos ou mesmo tratamentos de superfície realizados por asperização ou jateamento. As cerâmicas de Zircônia de aplicação biomédica geralmente recebem 3 mol% de Ítrio (Y_2O_3) como estabilizante. Seus estudos têm demonstrado não haver toxicidade no óxido de Zircônia e que as reações tissulares frente a este material são ainda menores do que as desencadeadas pelo titânio. Os pesquisadores relatam não haver acordo diante do método ideal para realizar a cimentação destas cerâmicas. Contudo, é sabido que deve ser uma cimentação preferencialmente adesiva e que o tratamento triboquímico para a superfície do substrato demonstra ser mais adequado. O processo de envelhecimento desta cerâmica afeta suas propriedades e o estresse mecânico e a presença de umidade aceleram este processo. O grupo de autores cita uma revisão sistemática comparando o sucesso clínico dos trabalhos protéticos em Zircônia com o das porcelanas fundidas a metais. Cinco anos de acompanhamento resultaram em 93.3% de sucesso para as próteses em Zircônia e 95.6% as de metal. A cerâmica de cobertura demonstra ser o ponto fraco para as restaurações uma vez que, seu lascamento ou mesmo fratura, é o relato mais freqüente relativo a insucessos com cerâmicas de óxido de Zircônia utilizadas para infra-estrutura de trabalhos totalmente cerâmicos.

Tanaka, *et al.*, (2008), realizaram estudo avaliando a eficácia da modificação triboquímica do substrato cerâmico de Zircônia provida pela silicatização, comparando com o tratamento de superfície através de jateamento com óxido de alumínio de 30 μm . Para tal estudo, comparou a rugosidade de superfície deixada pelo Rocatec Júnior® (3M/ESPE), que consta de partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica com 30 μm , à modificação conquistada com a mesma aplicação a um substrato de titânio. Investigou-se, também, a eficácia da aplicação da associação de agente de união silânico Espe-Sil® (3M/ESPE) e monômero contendo MDP (Epricode® - Kuraray) à cerâmica silicatizada, antes e após o envelhecimento artificial. Os autores esperavam que houvesse um efeito cooperativo, advindo da aplicação do silano e do monômero MDP à cerâmica silicatizada envelhecida artificialmente, já que estudos anteriores demonstravam que os monômeros MDP possuíam baixa estabilidade hidrolítica e que a silicatização promoveria rugosidade superficial insuficiente à cerâmica de zircônia, devido à sua alta dureza. A YPSZ utilizada para o estudo foi a cerâmica Katana® (Noritake Dental Supply) que foi cimentada a cilindros de resina Palapress Vario® (Kulzer) utilizando o cimento Rely X ARC® (3M/ESPE). Os seguintes grupos foram formados: AS: cerâmica jateada + Epricode®. Grupo SiC: Rocatec Junior® + Epricode®. Grupo **ROC**: Rocatec Junior® + Espe Sil®. Grupo m.ROC: Rocatec Junior® + Espe Sil® + Epricode. Os valores de resistência ao cisalhamento após 1 dia em água (A) e após 15 dias e 10 000 ciclos de ciclágem térmica (B), foram: AS (A)= 40.11 \pm 6.87 MPa, AS (B)= 33.78 \pm 8.66 MPa. SiC (A)= 42.17 \pm 3.96 MPa e **SiC** (B)= 31.54 \pm 4.58 MPa. ROC (A)= 34.61 \pm 4.15 MPa e ROC (B)= 34.52 \pm 8.20 Mpa. m.ROC (A)= 50.81 \pm 8.22 Mpa e m.ROC= 48.24 \pm 5.02 Mpa. Os resultados de rugosidade superficial com Rocatec Júnior® à YPSZ representaram praticamente metade dos valores conquistados por este mesmo tratamento, quando aplicado ao Titânio. Já o jateamento com óxido de Alumínio de 30 μm não apresentou diferença significativa entre os dois substratos, o que denota resultados superiores de rugosidade de superfície. Entretanto, os dados de resistência ao cisalhamento para o grupo que foi silicatizado e recebeu silano e primer com MDP (Grupo m.ROC) foi significativamente superior aos demais grupos e não decresceu após envelhecimento artificial, demonstrando ser hidrotérmicamente mais estável.

O trabalho realizado por Lindgren, *et al.*, (2008) avaliou os efeitos de alguns pré-tratamentos cerâmicos e envelhecimento em água na resistência adesiva ao cisalhamento de uma cerâmica de óxido de Zircônia parcialmente estabilizada por Ítrio e prensada sob calor isostático, o que significa que as amostras foram recortadas de blocos cerâmicos já totalmente sinterizados. O trabalho foi realizado em três partes. Para cada uma delas formaram-se três grupos com 20 espécimes cerâmicos cada. Estas cerâmicas foram cimentadas duas a duas, resultando em um $n=10$ por grupo. A primeira etapa do trabalho foi realizada com três grupos cerâmicos sem jateamento. Destes, um grupo recebeu apenas o cimento Rely X Unicem® (3M/ESPE) (Grupo R). O segundo grupo recebeu Rely X Unicem® (3M/ESPE), com aplicação prévia de Metal Primer® (GC) (Grupo RM). O último grupo recebeu Rely X Unicem® (3M/ESPE) e aplicação de Ceramic Primer® (GC) (Grupo RC). O teste de cisalhamento foi realizado e os dados da primeira parte do trabalho foram computados. Na segunda parte, os mesmos espécimes cerâmicos foram jateados com óxido de Alumínio com partículas de 110 μm por 60 segundos para remoção dos fragmentos do cimento e com o objetivo de avaliar a influência do jateamento na resistência de união. Para a segunda etapa formaram-se os grupos RS: Silicatização + Rely X Unicem®, Grupo RSC: silicatização + Rely X Unicem® + Ceramic Primer®, Grupo RSM: silicatização + Rely X Unicem® + Metal Primer®. Procedeu-se a uma nova seqüência de cimentação, similar à descrita acima, novo teste de cisalhamento e obtenção de dados. A última parte do trabalho avaliou os efeitos do armazenamento em água na resistência de união. Nesta etapa final, os espécimes foram tratados exatamente como no segundo grupo e posteriormente armazenados em água por 180 dias. Formam-se os grupos: RSA, RSCA e RSMA. Os resultados foram: R= 13 MPa, RC= 15 MPa, RM= 16 MPa, RS= 13.5 MPa, RSC= 20 MPa, RSM= 17.5 MPa, RSA= 10.5 MPa, RSCA= 11 MPa e RSMA= 18.5 MPa. Os resultados mostraram que o jateamento com óxido de Alumínio, contendo partículas de 110 μm e a aplicação dos primers metálico e/ou cerâmico, aumentou significativamente a resistência adesiva do cimento Rely X Unicem® (3M/ESPE) à cerâmica, se comparado aos espécimes sem pré-jateamento. Após o envelhecimento por 180 dias em água, o único tratamento que não sofreu significativa redução nos valores de resistência adesiva foi o grupo que recebeu Metal Primer® (GC).

Ozcan, Nijhuis e Valandro em 2008, compararam métodos de tratamento de superfície realizados em consultório e em laboratório, e seus efeitos sob a resistência de união à Zircônia LAVA® (3M/ESPE) e dois cimentos duais contendo monômeros éster fosfatados MDP, após termociclagem. Apoiando-se em estudos anteriores, que demonstraram que a aplicação de calor durante a utilização de silano, aumenta a concentração de hidroxila na superfície de metais e cerâmicas, os autores cogitaram a hipótese de que este método, conhecido como Silano Pen®, acarretaria maiores valores de resistência adesiva se comparados à aplicação de primers metálicos contendo metacrilatos reativos. Quatro grupos (n=10) foram formados. O grupo cerâmico de número 1 recebeu jateamento com óxido de Alumínio de 50 µm e aplicação de Alloy Primer® (Kuraray), que se trata de um primer metálico que contém MDP. O grupo número 2 foi igualmente jateado com óxido de alumínio de 50 µm e recebeu o primer metálico também com MDP, Cesead II Opaque Primer® (Kuraray). No grupo número 3 as cerâmicas foram jateadas com óxido de alumínio de 50 µm seguido da aplicação do Silano Pen® e silano Haftvermittler® (Bredent), à base de MPS. As cerâmicas do grupo de número 4 foram silicatizadas com Rocatec® (3M/ESPE) e receberam o silano Espe Sil® (3M/ESPE). Após cada tratamento de superfície acima citado, foram aplicadas camadas do cimento Panavia F 2.0® (Kuraray) sobre as cerâmicas, formando um cilindro. Todos os espécimes foram termociclados e submetidos ao teste de cisalhamento. Seguem os valores obtidos: Grupo 1= 8.43 ± 1.3 MPa, Grupo 2= 8.98 ± 3.6 MPa, Grupo 3= 12.02 ± 6.7 MPa e Grupo 4= 8.23 ± 3.8 MPa. Os resultados obtidos não mostraram diferenças significativas entre os grupos formados, fato que demonstrou efetividade tanto para os métodos de condicionamento em consultório: jateamento com óxido de Alumínio de 50 µm, primers metálicos e Silano Pen®, como quanto para o método de condicionamento executado em laboratório Rocatec® (3M/ESPE).

No ano de 2008, Ozcan, Kerkdijk e Valandro realizaram estudo visando atingir dois objetivos. O primeiro deles foi avaliar a resistência de união de quatro materiais resinosos de variadas composições químicas, seguindo apenas a recomendação do fabricante dos mesmos. O segundo objetivo foi o de testar a durabilidade destes cimentos quando aderidos a cerâmicas de Zircônia em condições secas (A) e após envelhecimento artificial (B). O interesse pela realização do estudo apóia-se no dilema que os clínicos encontram no momento de executar as cimentações com este

material cerâmico: deve-se seguir a recomendação fornecida pelo fabricante do cimento, que não preconizam pré-tratamento para a zircônia ou os clínicos devem alterar essas instruções e incluir protocolos separados para a zircônia e incluir tratamento de superfície? Os autores utilizaram a cerâmica LAVA® (3M/ESPE) e os cimentos testados foram aplicados sobre a cerâmica formando um cilindro. Os cimentos do estudo foram: o cimento fotopolimerizado Panavia F 2.0® (Kuraray), Grupo 1, o cimento auto-adesivo Multilink® (Ivoclar/Vivadent) Grupo 2, o cimento de polimerização química Super Bond® (Sun Medical) Grupo 3 e a resina composta Quadrant Posterior Dense® (Cavex) Grupo 4 foi utilizada como controle. Todos os quatro grupos foram também avaliados após termociclagem (B). Os resultados foram Grupo 1 (A)= 11 MPa, Grupo 1 (B)= 0.0 MPa, Grupo 2 (A)= 0.0 MPa e Grupo 2 (B)= 0.0 MPa, Grupo 3 (A)= 2.0 MPa e Grupo 3 (B)= 0.0 MPa, Grupo 4 (A)= 5.0 MPa e Grupo 4 (B)= 0.0 MPa. Os resultados demonstraram que houve diferenças significativas tanto para o tipo de cimento quanto para as condições de armazenamento. Ao seguir apenas a instrução dos fabricantes, os espécimes não atingiram qualquer valor de resistência adesiva após 6000 ciclos de TC, mesmo quando o cimento Panavia® (Kuraray) foi utilizado.

Oyague, *et al.*, em 2009, avaliaram a influência da seleção do tratamento de superfície e agente cimentante para aderir materiais cerâmicos de óxido de zircônia a cilindros de resina composta, onde Cercon® (Dentsply) foi a cerâmica de zircônia avaliada. Os tratamentos de superfície consistiram em microjateamento com óxido de alumínio de 125 µm, óxido de alumínio modificado por Sílica com partícula de 50 µm e ausência de tratamento de superfície. Os cimentos resinosos aplicados foram de polimerização dual das marcas Calibra® (Dentsply Caulk) e Clearfil Esthetic Cement® (Kuraray), além do cimento autocondicionante Rely X Unicem® (3M/ESPE). Os resultados serão apresentados em MPa e com desvio padrão. Para o cimento Clearfil Esthetic Cement® (Kuraray), os valores foram: sem tratamento= 17.04 (5.7), com jateamento= 18.63 (6.4) e silicatizado= 18.19 (5.5). Para o cimento Rely X Unicem® (3M/ESPE): sem tratamento= 8.73 (2.5), com jateamento= 11.44 (2.5) e silicatizado= 8.88 (2.2). Para o cimento Calibra® (Dentsply Caulk) sem tratamento= 0.0, com jateamento= 10.84 (2.4) e silicatizado= 0.0. Os resultados demonstraram que os dois tipos de jateamento foram capazes de criar rugosidade na superfície. O cimento resinoso, à base de Bis-GMA Calibra® (Dentsply Caulk) apresentou falhas

espontâneas em todos os espécimes sem tratamento de superfície e com silicatização. O cimento contendo monômeros éster-fosfatados MDP não apenas apresentou os melhores valores de resistência adesiva como pôde dispensar o tratamento de superfície para conquistar altos valores de união.

3 . Considerações sobre a zircônia

O zircônio é um metal que foi isolado em 1789 pelo químico alemão M. H. Klaproth a partir de um mineral conhecido como zircão ou zirconita ($ZrSiO_4$). A origem do nome zircônio vem do árabe *zargun* que significa dourado, cor derivada do silicato de sua constituição. A principal fonte de zircônio é a zirconita que se constitui de 67,2 % de ZrO_2 e 32,8 % de SiO_2 . A baddeleyta é outra fonte do zircônio sendo que, o óxido de zircônio neste mineral representa 96,5 a 98,5 % da constituição, considerando-se a baddeleyta uma fonte de alta pureza para a obtenção do zircônio metálico. O óxido de zircônio é conhecido como zircônia e vem sendo muito usado nos setores de cerâmica avançada (Balanço Mineral Brasileiro, 2001).

Os materiais à base de óxido de Zircônio são estruturalmente dinâmicos a nível microscópico. Eles sofrem alterações de fase em resposta a tensões térmicas e mecânicas (ABOUSHLIB, et al., 2007). Trata-se de uma cerâmica policristalina cujos cristais possuem três diferentes configurações, sendo a Monoclínica (M) na zircônia pura (óxido de zircônio – ZrO_2) à temperatura ambiente até a temperatura de 1.170°C onde seus cristais assumem a configuração Tetragonal (T) permanecendo com essa configuração até 2.370°C. Acima desta temperatura os cristais passam para a configuração Cúbica (C), assim permanecendo até o ponto de fusão (DENRY e KELLY, 2008). Quando utilizada para propósitos biomédicos estes cristais devem estar sob a configuração tetragonal à temperatura ambiente. Conseguem-se isto através da adição de óxidos estabilizadores, especialmente o Ítrio (Y_2O_3), este sendo utilizado em concentração de 3 a 5 mol%. Vimos que as alterações na temperatura promovem transições nos cristais. Tal transição também se processa quando forças incidem na superfície da zircônia, que tendem a gerar fendas no material. Os cristais tetragonais metaestáveis desta cerâmica, que estiverem sob a influência destas forças, sofrem transição de T→M. Uma vez que a reticulação dos cristais monoclínicos têm volume cerca de 4% maior que os cristais tetragonais, esta alteração de T→M será acompanhada de um aumento de volume também da ordem de 4%, gerando um estresse de compressão interno. Este fará contrapartida ao estresse externo gerado pela força incidente, promovendo o

selamento das trincas criadas no material (MANICONE, *et al.*, 2007). O processo de transformação cristalográfica T→M é conhecido como dureza transformacional e representa a característica principal da cerâmica de zircônia.

Encontra-se na literatura, afirmação de que os tratamentos de superfície podem modificar as propriedades físicas da zircônia sendo que o jateamento pode reduzir sua dureza. Além disso, que a exposição à umidade por período extenso, pode ter efeito deletério em suas propriedades, através de um fenômeno conhecido como envelhecimento da zircônia (MANICONE, *et al.*, 2007).

Há muitos tipos diferentes de zircônia: zircônia parcialmente estabilizada (PSZ- *partially stabilized zirconia*), zircônia totalmente estabilizada (FSZ- *fully stabilized zirconia*), cerâmicas reforçadas por transformação (TTC- *transmormation toughened ceramics*), alumina reforçada por zircônia (ZTA- *ziconia toughened alumina*), zircônia reforçada por transformação (TTZ- *transformation toughened zirconia*) (DELLA BONA, 2009, pág. 30). Existem também diferentes técnicas de se fabricar estruturas em zircônia, sendo o método principal o CAD-CAM (Computer Aided Design – Computer Aided Manufacture).

4. OBJETIVOS

4.1 Objetivo Geral

Avaliar a resistência de união pelo método da tração de uma cerâmica de óxido de zircônia e um cimento resinoso;

4.2 Objetivos Específicos

- 1- Avaliar a efetividade da abrasão produzida por jateamentos na resistência a tração;
- 2- Avaliar a interferência da aplicação de agentes silânicos sobre a resistência à tração.

5 - MATERIAL E MÉTODOS

5.1 – Material

Os materiais testados assim como suas constituições estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 – Relação dos materiais utilizados com suas respectivas composições e fabricante

| Material | Composição | Fabricante |
|-----------------------|--|--|
| Ceramil Zi | Óxido de Zr, ZrO_2 (95 – 99 %) Óxido de Y, Y_2O_3 (4,5 – 5,4 %) Óxido de Háfnio, HfO_2 (< 5 %) Óxido de AL, Al_2O_3 (< 0,5 %) Outros óxidos (< 0,5 %) | Amanngirrbach, Pforzhelm, Alemanha. |
| Multilink Base | Dimetacrilato e HEMA (31,6 %) Vidro de Bário (39,4 %) Trifluoreto de Ytterbium (23,0 %) Carga de dióxido de silício (5,1 %) Catalizadores e estabilizadores (0,9 %) Pigmentos (< 0,01 %) | Ivoclar/Vivadent, Shaan, Liechtenstein |
| Multilink Catalisador | Dimetacrilatos e HEMA (31,2 %) Vidro de Bário (39,4 %) Trifluoreto de Ytterbium (23,0 %) Carga de dióxido de silício (5,1 %) Catalizadores e estabilizadores (1,3 %) Pigmentos (< 0,01 %) | Ivoclar/Vivadent, Shaan, Liechtenstein |
| Metal/Zircônia Primer | Solvente (87,9 %) Acrilato do ácido fosfônico (5,0 %) | Ivoclar/Vivadent, Shaan, |

| | | |
|------------|---|--|
| | Etoxilato Bis-EMA (5,0 %) Iniciador (2,0 %) Estabilizante (0,1 %) | Liechtenstein |
| Monobond S | Etanol (50 – 52%) Metacriloxipropil-trimetoxilano (1%) Solvente (água) 47 a 50% | Ivoclar/Vivadent, Shaan, Liechtenstein |

5.2 - Preparação dos corpos de prova

Para a obtenção dos corpos de prova cerâmicos para o teste de tração foi confeccionada uma matriz padrão de aço inoxidável pelo departamento de Engenharia Mecânica da PUC-MG, em forma cilíndrica, possuindo uma perfuração central em sentido vertical nas dimensões de 15 mm de altura e 6 mm de diâmetro.

A perfuração central da matriz foi lubrificada com vaselina sólida (Farmax[®], Divinópolis, Brasil) e preenchida com resina acrílica Duralay[®] (Reliance Dental Mfg Co Worth, IL, EUA) na cor vermelha na sua fase arenosa. Após a reação de presa, o cilindro confeccionado com resina acrílica foi removido e armazenado. Foram confeccionados 20 cilindros em resina e os mesmos foram enviados ao laboratório como matrizes para a confecção dos cilindros em zircônia. As infra-estruturas em zircônia Ceramill ZI[®] (Amangirrbach, Pforzheim, Alemanha) foram confeccionadas por um técnico em laboratório dentário credenciado pela indústria do material cerâmico e seguindo as recomendações do fabricante. Para o estudo de resistência de união adesiva, os corpos cerâmicos foram unidos dois a dois, totalizando 10 espécimes (n=10). Os cilindros em resina acrílica serviram de guia para que os blocos de Ceramil ZI[®] (Amangirrbach, Pforzheim Germany) fossem cortados e preparados pela técnica da fresagem. A máquina de fresagem foi calibrada para permitir recorde dos cilindros de 20 a 25 % maior, visando compensar este percentual de contração que os corpos cerâmicos apresentam na sinterização final. Após a fresagem, os corpos de prova foram usinados para um pré-acabamento antes da sinterização com brocas de tungstênio multi laminadas (Gerbr. Brasseler, Alemanha) em baixa rotação e borracha Exacerapol[®] (KG Sorensen, Brasil) e

sinterizados em forno de alta temperatura Ceramill Therm[®] (Amangirrbach, Pforzheim, Alemanha) com o ciclo térmico recomendado pelo fabricante. O processamento teve duração de 8 horas incluindo as fases de aquecimento e resfriamento, sendo esta etapa, especialmente adaptada ao coeficiente de expansão térmica da zircônia Ceramill ZI[®]. Após a sinterização, não se realizou qualquer desgaste sendo o cilindro testado no padrão metálico onde se modelou a resina acrílica para conferir as configurações finais da zircônia. Caso alguma imperfeição fosse encontrada neste corpo de prova, o mesmo seria eliminado visando manter a confiabilidade do teste. O anexo 1 traz as a seqüência fotográfica ilustrativa da obtenção dos padrões cerâmicos para o teste.

5.3 - Preparação dos grupos e tratamentos de superfície

De acordo com a seqüência descritiva anterior, foram confeccionados 20 cilindros de Ceramil ZI[®] (Amangirrbach, Pforzheim, Alemanha) que constituíram 10 corpos de prova (n=10). Estes foram reutilizados, após aplicação de protocolo especialmente desenvolvido para possibilitar tal intento. 7 grupos experimentais foram criados para a realização do teste de tração, sendo:

Grupo 1 – Controle

Grupo 2 – Jateamento Al₂O₃

Grupo 3 – Jateamento + Primer Metálico/Zircônia

Grupo 4 – Jateamento + Monobond S

Grupo 5 – Jateamento Rocatec

Grupo 6 – Jateamento Rocatec + Primer Metálico/Zircônia

Grupo 7 – Jateamento Rocatec + Monobond S

Em função do número de corpos de prova, os grupos foram sorteados aleatoriamente para a seqüência do procedimento de cimentação. Após sorteio, a

seqüência de trabalho seguida nos grupos experimentais foi: Grupo 1, Grupo 6, Grupo 5, Grupo 2, Grupo 3, Grupo 4 e Grupo 7. Finalizada a cimentação de cada Grupo e a submissão à máquina de ensaio, os espécimes eram submetidos a um ligeiro desgaste com disco de diamante em baixa rotação (KG Sorensen, Brasil) para a remoção do remanescente do agente de cimentação e possibilitar execução de nova seqüência experimental. Superfície verificada com lupa (Bio Art®) com 4X de aumento.

5.4 - Tratamento de superfície dos cilindros de Ceramill ZI® segundo os grupos experimentais:

Grupo 1 – Controle

Vinte superfícies de topo dos cilindros de Ceramill ZI® (AmannGirrbach, Pforzheelm, Alemanha) foram submetidos a um lixamento com seqüência de lixa d'água de granulação 180, 400 e 600 sobre uma superfície plana. Este procedimento visou padronizar o tratamento dos grupos e garantir a planificação e uniformização da superfície de cimentação. Os cilindros eram limpos em cuba ultrasônica odontológica contendo soro fisiológico por 3 minutos e secos em papel absorvente. Os espécimes assim tratados foram armazenados em ambiente seco e com ausência de luz até o momento da cimentação.

Grupos 2, 3 e 4

Para o Grupo 2 os procedimentos foram semelhantes ao do grupo controle sendo submetidos, após o lixamento, a um microjateamento com óxido de alumínio de partículas de 50 μm com ângulo de incidência perpendicular e a uma distância de 10 mm, durante 20 segundos. O micro jateador utilizado (Bio Art[®], São Carlos, Brasil) estava acoplado a um compressor odontológico com pressão de saída de ar de 40psi. Após o jateamento, os cilindros foram limpos e armazenados como no grupo controle.

Para o Grupo 3, repetiu-se o tratamento do grupo 2 e em seguida aplicou-se à superfície duas camadas de Metal/Zircônia Primer[®] (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Lechtenstein). Através de um pincel, foi aplicada uma primeira demão, aguardado o tempo de 1 minuto para secagem e foi aplicada uma segunda demão.

Para o Grupo 4, repetiu-se o tratamento do grupo 3, só que o silano utilizado e também aplicado com pincel, foi o Monobond S[®] (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Lechtenstein). Removeu-se excessos da superfície e aguardou-se 1 minuto. Os espécimes foram então mantidos em ambiente seco, protegido contra a luz por 24 horas, de forma semelhante à dos espécimes dos grupos anteriores. Os excessos foram removidos com um pincel.

Grupos 5, 6 e 7

Para o Grupo 5 os procedimentos foram semelhantes ao grupo controle sendo submetido após o lixamento, a um tratamento de superfície com o sistema Rocatec[®] (3M/ESPE, Seefeld, Alemanha). Este sistema é aplicado em duas etapas. Na primeira (Rocatec - Pré Powder) o jateamento é feito com óxido de alumínio de 110 μm com ângulo de incidência perpendicular a uma distância de 10 mm durante 20 segundos. Na segunda etapa utiliza-se outro pó (Rocatec – Plus Powder) formado por partículas de óxido de alumínio de 110 μm revestidas e/ou modificadas por sílica. O micro jateador utilizado foi o mesmo dos grupos anteriores porém com a troca do material do jateamento. Após a silicatização, os cilindros foram limpos em cuba ultrasônica odontológica em soro fisiológico por 3 minutos e secos com papel absorvente. Os espécimes assim tratados foram armazenados em ambiente seco com ausência de luz até o momento da cimentação.

Para o Grupo 6, repetiu-se o tratamento do Grupo 5 e aplicou-se sobre a superfície tratada com o sistema Rocatec[®] (3M/ESPE, Seefeld, Alemanha) duas demãos do Metal/Zircônia Primer[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Utilizou-se pincel para a primeira demão, aguardou-se 1 minuto para secagem e em seguida aplicou-se com pincel a segunda demão. Como nos casos anteriores, os espécimes permaneceram após tratamento armazenados em ambiente seco e com ausência de luz até o momento da cimentação.

Para o Grupo 7, foi repetido o tratamento do Grupo 6, aplicou-se, de maneira semelhante o silano Monobond S[®] (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) em duas demãos. Os espécimes foram então armazenados como nos grupos anteriores.

5.5 - Técnica de cimentação para todos os grupos

Foi idealizado e construído em dispositivo em resina acrílica incolor para o posicionamento dos cilindros de Ceramill ZI[®] (Amanngirrbach[®], Koblach, Áustria) e determinação de um espaço padronizado para o cimento. Os cilindros com suas superfícies tratadas foram posicionados nos leitos dos apoios fixo e móvel do dispositivo e fixados ao mesmo com cera pegajosa. Entre os apoios foi interposta uma lâmina 0,1mm de espessura. Esta lâmina determinou um espaço padrão para o cimento. Em seguida manipulou-se o cimento resinoso (Multilink[®], Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) onde a pasta base e a catalizadora foram dosados na proporção recomendada pelo fabricante e o mesmo aplicado sobre a superfície tratada do cilindro fixado ao apoio móvel. Moveu-se este apoio do dispositivo ao encontro do apoio fixo com a interposição da lâmina metálica calibradora de espaço. Observou-se também o posicionamento dos cilindros para que mantivessem um posicionamento verticalizado para um correto posicionamento na garra da máquina de ensaio. A presa do cimento, de natureza química era aguardada por 5 minutos e logo em seguida os cilindros cimentados eram removidos dos dispositivos e guardados em um recipiente seco e escuro até o momento do ensaio de tração.

5.6 - Ensaio de tração

Todos os espécimes cimentados foram avaliados com lupa frontal de 4 vezes de aumento (BioArt[®], São Carlos, SP) na região do perímetro aderido para verificar a presença de falhas ou defeitos de cimentação, sendo em caso positivo, descartada a amostra.

Os cilindros cimentados foram cuidadosamente acoplados a uma garra da máquina de ensaio universal (EMIC DL 500[®], São José dos Pinhais, Curitiba, PR) de modo que a área adesiva fosse posicionada perpendicularmente à força aplicada a fim de gerar carga exclusivamente de tração.

A máquina estava programada com uma célula de carga de 1 kN programada com uma velocidade de carregamento de 0,5mm/min até o momento da ruptura. Os valores de ruptura em N foram divididos pela área adesiva (mm²) de cada espécime fornecendo os valores de resistência final em MegaPascal (MPa). Os dados foram anotados e organizados em tabelas e submetidos a Análise de Variância (ANOVA) a um critério fixo (tratamento de superfície) e ao Teste de Tuckey para comparação das medias, considerando o nível de significância de 5%.



Figura 1 – Matriz metálica



Figura 2 – Aparelho de corte



Figura 3 – Posicionamento do padrão de resina



Figura 4 – Fixação do padrão



Figura 5 – Padrão pronto para corte

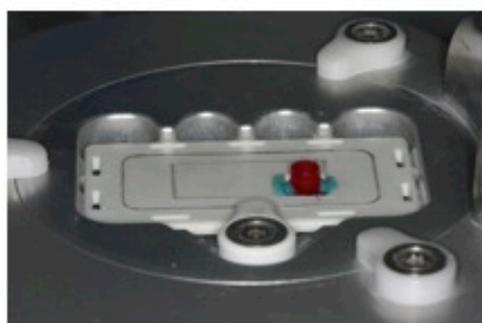


Figura 6 – Posição na máquina



Figura 7 – Calibrando para corte



Figura 8 – Corte



Figura 9 – Após o corte



Figura 10 – Acabamento fino



Figura 11 – Sinterização

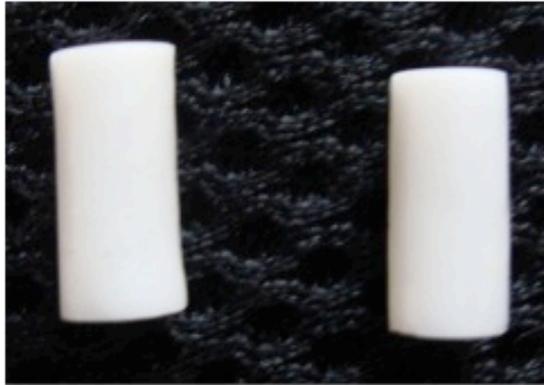


Figura 12 – CP em Ceramill Zi

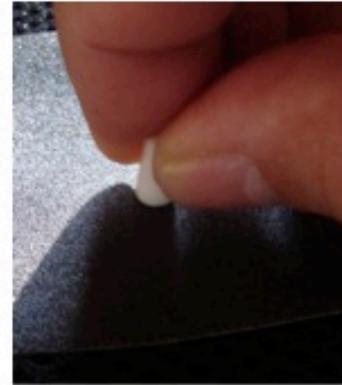


Figura 13 – Lixamento da Superfície de tpo



Figura 14 – Multilink®
Folheto técnico



Figura 15 – Metal/Zircônia
Primer



Figura 16 – Monobond-S



Figura 17 – Cimento Multilink®



Figura 18a - Microjateador



Figura 18b - Microjateador



Figura 19 - Al_2O_3



Figura 20 – Pó Rocatec



Figura 21 – Posição de jateamento

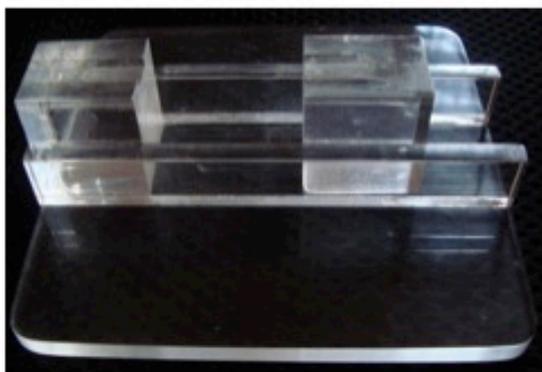


Figura 22a – Dispositivo para cimentação



Figura 22b – Dispositivo para cimentação



Figura 22c – Dispositivo para cimentação com CP



Figura 23 – Espaçador

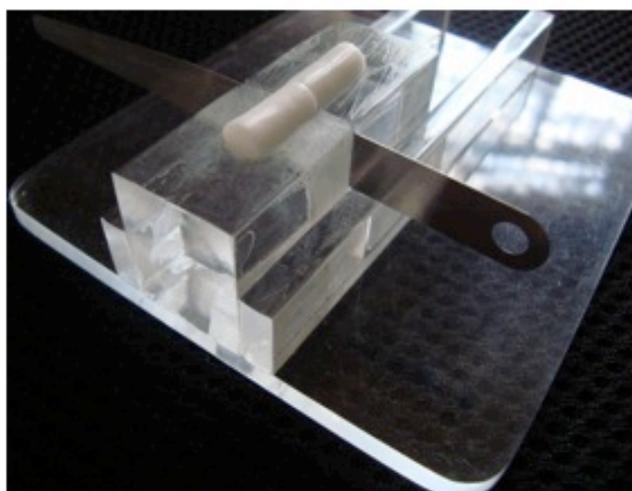


Figura 24 – Dispositivo montado para cimentação

6. Resultados

Os valores individuais (MPa), suas respectivas médias de resistência de união e o desvio padrão em função de cada grupo estudado podem ser vistos na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores individuais dos espécimes de cada grupo em MPa

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|--------------|-------------|-------------|--------------|-------------|-------------|--------------|--------------|
| CP | CONT | AL | AL MP | AL M | R | R PM | R M |
| 1 | 1,770 | 4,100 | 7,330 | 8,050 | 8,900 | 11,170 | 11,300 |
| 2 | 2,410 | 4,660 | 7,720 | 7,900 | 8,620 | 10,900 | 10,900 |
| 3 | 1,880 | 5,130 | 8,400 | 8,300 | 9,150 | 10,030 | 10,400 |
| 4 | 1,950 | 4,790 | 7,930 | 8,500 | 9,750 | 10,540 | 10,630 |
| 5 | 2,620 | 4,720 | 8,790 | 8,900 | 8,920 | 10,440 | 10,510 |
| 6 | 3,150 | 5,280 | 8,450 | 8,500 | 9,540 | 10,830 | 10,920 |
| 7 | 2,640 | 3,670 | 8,510 | 8,700 | 9,160 | 10,170 | 10,190 |
| 8 | 2,140 | 4,780 | 7,450 | 8,100 | 9,620 | 9,900 | 10,220 |
| 9 | 1,910 | 4,060 | 7,540 | 8,090 | 8,450 | 10,660 | 10,730 |
| 10 | 2,280 | 3,670 | 8,480 | 8,200 | 9,390 | 11,00 | 11,200 |
| Média | 2,27 | 4,48 | 8,06 | 8,32 | 9,15 | 10,56 | 10,70 |
| DP | 0,43 | 0,57 | 0,52 | 0,31 | 0,43 | 0,42 | 0,38 |

Na Tabela 3 apresenta-se a estatística descritiva para ANOVA

Tabela 3 – Estatística descritiva dos dados

| | -1- CONT | -2- AL | -3- AL MP | -4- AL M | -5- R | -6- R PM | -7- R M |
|-------------------------|-------------|-----------|--------------|-------------|----------|-------------|------------|
| Tamanho da amostra = | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 |
| Mínimo | 1.7700 | 3.6700 | 7.3300 | 7.9000 | 8.4500 | 9.9000 | 10.1900 |
| Máximo | 3.1500 | 5.2800 | 8.7900 | 8.9000 | 9.7500 | 11.1700 | 11.3000 |
| Amplitude total | 1.3800 | 1.6100 | 1.4600 | 1.0000 | 1.3000 | 1.2700 | 1.1100 |
| Mediana | 2.2100 | 4.6900 | 8.1650 | 8.2500 | 9.1550 | 10.6000 | 10.6800 |
| Primeiro Quartil (25%) | 1.9200 | 4.0700 | 7.5850 | 8.0925 | 8.9050 | 10.2375 | 10.4275 |
| Terceiro Quartil (75%) | 2.5675 | 4.78.75 | 8.4725 | 8.5000 | 9.5025 | 10.8825 | 10.9150 |
| Desvio interquartilício | 0.6475 | 0.7175 | 0.8875 | 0.4075 | 0.5975 | 0.6450 | 0.4875 |
| Média Aritimética | 2.2750 | 4,4860 | 8.0600 | 8.3240 | 9.1500 | 10.5640 | 10.7000 |
| Variância | 0.1894 | 0.3301 | 0.2764 | 0.1012 | 0.1863 | 0.1830 | 0.1468 |
| Desvio padrão | 0.4352 | 0.5746 | 0.5257 | 0.3181 | 0.4317 | 0.4278 | 0.3831 |
| Erro Padrão | 0.1376 | 0.1817 | 0.1662 | 0.1006 | 0.1365 | 0.1353 | 0.1211 |
| Coeficiente de variação | 19.13% | 12.81% | 6.52% | 3.82% | 4.72% | 4.05% | 3.58% |
| Assimetria (g1) | 0.8196 | -0.2799 | -0.1388 | 0.5711 | -0.2188 | -0.2572 | 0.2031 |
| Curtose (g2) | 0.1469 | -1.2730 | -1.7625 | - 0.5955 | -1.0041 | -1.1549 | -1.0336 |
| Média Harmônica = | 2.2065 | 4.4171 | 8.0289 | 8.3132 | 9.1315 | 10.5483 | 10.6877 |
| N (média harmônica) = | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 |

| | | | | | | | |
|-------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|---------|
| Média | 2.2396 | 4.4519 | 8.0445 | 8.3186 | 9.1408 | 10.5562 | 10.6938 |
| Geométrica = | | | | | | | |
| N (média geométrica) = | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 |
| Variância (geom.) = | 1.0149 | 1.0075 | 1.0019 | 1.0006 | 1.0010 | 1.0007 | 1.0006 |
| Desvio padrão (geom.) = | 1.2026 | 1.1402 | 1.0678 | 1.0387 | 1.0486 | 1.0416 | 1.0364 |

Na Tabela 4 esta a análise de variância ANOVA a um critério

Tabela 4 Teste ANOVA: um critério

| FONTES VARIÇÃO | DE | GL | SQ | QM |
|-----------------------|-----------|------------------|-----------|------------|
| Tratamentos | | 6 | 595.678 | 99.280 |
| Erro | | 63 | 12.719 | 0.202 |
| F = | | 491.7550 | | |
| (p) = | | <0.0001 | | |
| Média (Coluna 1) = | | 2.2750 | | |
| Média (Coluna 2) = | | 4.4860 | | |
| Média (Coluna 3) = | | 8.0600 | | |
| Média (Coluna 4) = | | 8.3240 | | |
| Média (Coluna 5) = | | 9.1500 | | |
| Média (Coluna 6) = | | 10.5640 | | |
| Média (Coluna 7) = | | 10.7000 | | |
| Tukey | | Diferença | Q | (p) |
| Médias (1 a 2) | | 2.2110 | 15.5609 | < 0.01 |
| Médias (1 a 3) | | 5.7850 | 40.7144 | < 0.01 |
| Médias (1 a 4) | | 6.0490 | 42.5724 | < 0.01 |
| Médias (1 a 5) | | 6.8750 | 48.3857 | < 0.01 |
| Médias (1 a 6) | | 8.2890 | 58.3374 | < 0.01 |

| | | | |
|----------------|--------|---------|-----------|
| Médias (1 a 7) | 8.4250 | 59.2945 | < 0.01 |
| Médias (2 a 3) | 3.5740 | 25.1536 | < 0.01 |
| Médias (2 a 4) | 3.8380 | 27.0116 | < 0.01 |
| Médias (2 a 5) | 4.6640 | 32.8249 | < 0.01 |
| Médias (2 a 6) | 6.0780 | 42.7765 | < 0.01 |
| Médias (2 a 7) | 6.2140 | 43.7337 | < 0.01 |
| Médias (3 a 4) | 0.2640 | 1.8580 | ns |
| Médias (3 a 5) | 1.0900 | 7.6713 | < 0.01 |
| Médias (3 a 6) | 2.5040 | 17.6230 | < 0.01 |
| Médias (3 a 7) | 2.6400 | 18.5801 | < 0.01 |
| Médias (4 a 5) | 0.8260 | 5.8133 | < 0.01 |
| Médias (4 a 6) | 2.2400 | 15.7650 | < 0.01 |
| Médias (4 a 7) | 2.3760 | 16.7221 | < 0.01 |
| Médias (5 a 6) | 1.4140 | 9.9516 | < 0.01 |
| Médias (5 a 7) | 1.5500 | 10.9088 | < 0.01 |
| Médias (6 a 7) | 0.1360 | 0.9572 | ns |

Na Tabela 5 estão apresentados os resultados do teste de Tukey de comparação entre as médias. Pode-se observar que as médias entre os grupos apresentaram-se estatisticamente significante exceto entre os grupos 3 e 4 e entre o 6 e 7. Estes apresentaram médias estatísticas não significantes.

Tabela 5– Média e desvio padrão dos valores de resistência de união em (MPa) segundo os grupos, após o teste de Tukey

| Grupo | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|---------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------------|--------------------|
| Média | 2,27 ^a | 4,48 ^b | 8,06 ^c | 8,32 ^c | 9,15 ^d | 10,56 ^e | 10,70 ^e |
| Desvio Padrão | 0,43 | 0,57 | 0,52 | 0,31 | 0,43 | 0,42 | 0,38 |

7. Discussão

O interesse por realizar estudos com as cerâmicas policristalinas de alta resistência advém de suas propriedades mecânicas superiores e da aplicação sempre crescente das mesmas na área da bioengenharia, incluindo a odontologia (DELLA BONA, 2009). Referimo-nos às cerâmicas à base de alumina e de zircônia, esta, apresentando propriedades mecânicas comparáveis às do aço inoxidável (MANICONE, *et al*, 2007) e a maior gama de aplicação, o que suscita grande número de pesquisas, principalmente no que tange aos aspectos de cimentação desta cerâmica ao dente.

Apesar das propriedades físicas da cerâmica de zircônia permitirem sua interação aos tecidos dentais sob qualquer técnica de cimentação, a cimentação adesiva fornece vantagens não disponíveis na técnica convencional, tais como: a hibridização dos tecidos dentais, proporcionando um recobrimento destes tecidos com um material resinoso não hidrossolúvel, provê ainda maior selamento das margens da restauração, fato que evita microinfiltrações e cáries secundárias, além de, proporcionar maior retenção (OYAGUE *et al*, 2009) e a distribuição dos esforços advindos da demanda funcional, permitindo que dente e restauração constituam-se um sistema integrado para dissipação de esforços (DELLA BONA, 2009). Há casos onde os preparos dentários possuem baixa qualidade retentiva. Estes são casos especialmente beneficiados pela aplicação da técnica adesiva de cimentação.

Um dos aspectos de comprovação científica relacionados à técnica de cimentação para cerâmicas de zircônia, é o fato de que sua superfície necessita pré-tratamento. O tratamento de superfície permite efetivação de união física e/ou química, ao substrato cerâmico (AMARAL *et al*, 2006; ATSU *et al*, 2006). Se não tratada, esta cerâmica se constituirá de um substrato praticamente inerte, com baixa energia de superfície e molhabilidade (OYAGUE *et al*, 2009). O pré-tratamento para a zircônia pode ser executado por diferentes métodos. Um deles é baseado na técnica de adição à superfície da YTZP de materiais contendo sílica, como as cerâmicas de baixa fusão. Trata-se de um processo que ainda está em desenvolvimento e consta da adição superficial de sílica e outros óxidos metálicos. Tal tratamento permite ação do silano, o que efetiva a união química e a união mecânica se processa através do entrelaçamento micromecânico do agente de cimentação com os poros que se formam pelo processo de tratamento por adição

(AMARAL *et al*, 2006; ABOUSHELIB, KLEVERLAAN E FEILZER, 2007). Outro método de relevância para tratamento de superfície se constitui na promoção de rugosidade superficial via abrasão e como representantes desta técnica estão a asperização com brocas, o jateamento com óxido de Alumínio e a técnica da silicatização. O tratamento de superfície por abrasão é de uso rotineiro dos profissionais da odontologia. Pode ser realizado em consultório sem maiores aparatos e é recomendação difundida na comunidade odontológica visando alcançar maiores valores de resistência de união para as restaurações em zircônia (ATSU *et al*, 2006; KUMBULOGLU *et al*, 2006).

Aboushelib, Kleverlaan e Feilzer (2007) nomeiam infiltração seletiva ao que chamamos de técnica de adição. Baseados em estudos de fractografia, registramos a crença de que esta técnica será amplamente utilizada, uma vez que ela minimiza a inclusão de defeitos na superfície das cerâmicas, o que não se pode dizer sobre os métodos abrasivos de tratamento.

O estudo realizado em 2008 por Ozcan *et al*, demonstrou que a utilização de cimentos resinosos sem pré-tratamento superficial, sobre uma cerâmica de zircônia, resultou em fracasso total da resistência de união após imersão dos espécimes em água. Este trabalho ilustrou o que decorre ao seguir apenas a recomendação dos fabricantes de agentes de cimentação, que não preconizam pré-tratamentos para a zircônia. Estes autores analisaram, por exemplo, um grupo cerâmico de YTZP que recebeu o cimento Panavia F 2.0® (Kuraray). Em condições secas, este foi o grupo que apresentou os maiores valores de resistência de união ao cisalhamento (11.5 MPa). Quando testado após armazenamento em água este, assim como os demais grupos presentes no experimento, não obteve qualquer valor de resistência (0.0 MPa). Este estudo vem reforçar a afirmação de que é necessário pré-tratamento para cimentar adesivamente cerâmicas YTZP.

A aplicação de ácido seguido de silanização não é um meio efetivo para tratar estas cerâmicas. Isto porque o ácido hidrófluórico (HF) age sobre a fase vítrea do material cerâmico, ausente na zircônia, caracterizando-a como uma cerâmica ácido-resistente (ATSU *et al*, 2006; DELLA BONA *et al*, 2007). Criar microrretenções em um substrato cerâmico de alta resistência como a zircônia, visando prepará-lo para a cimentação, não é tarefa fácil. Isto porque, conforme Oyague *et al* (2009) e Phark *et al* (2009) sua superfície é compacta e dura, difícil de asperizar. A abrasão por

jateamento de partículas é um processo que promove alteração na superfície do substrato, aumentando a rugosidade do mesmo. É um tratamento que remove da cerâmica a sua camada mais superficial e contaminada, além dos cristais soltos, que acaso existam (AMARAL, *et al*, 2006; VALANDRO, *et al*, 2006). A aplicação deste método de abrasão ainda cuida de aumentar a área de superfície disponível para a adesão, aumenta a energia do substrato e também promove, através do silano aplicado, melhor molhamento para o cimento utilizado sobre a cerâmica. Wolfart, Wolfart e Kern (2007) comprovaram a efetividade do jateamento para uma cerâmica YTZP. Foi formado um grupo que recebeu apenas o cimento Variolink II® (Ivoclar/Vivadent) sobre a zircônia maquinada. Este grupo alcançou 11.0 MPa de resistência à tração. Quando esta cerâmica foi jateada com óxido de Alumínio, este valor subiu para 16.6 MPa. Em nosso estudo, a resistência à tração foi de 2,27 MPa para os espécimes do grupo controle, que não recebeu tratamento por abrasão. Quando jateados com óxido de Alumínio de 50 μm , os valores de resistência atingiram 4,48 MPa. Atribuímos às diferentes metodologias os valores significativamente diferentes de resistência à tração destes dois estudos. O diâmetro dos corpos cerâmicos dos dois trabalhos era semelhante e ambos os ensaios, de tração. Entretanto, nosso estudo uniu dois corpos cerâmicos entre si, com uma película mínima de cimento (0,1 mm) e sem interposição de qualquer adesivo, ao contrário do outro estudo que utilizou o adesivo Heliobond® (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Lichtenstein) e uniu com o cimento Variolink II® (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Lichtenstein) uma cerâmica YTZP e um cilindro confeccionado com o cimento de presa química Clearfil F2® (Kuraray, Tóquio, Japão).

No processo de abrasão por jateamento, as partículas de óxido de alumínio são impelidas a altas velocidades e promovem a formação de sulcos na superfície. Estes sulcos é que possibilitam o entrelaçamento e retenção micromecânicas e quando da aplicação de silano, a efetivação de uma união química. Wegner e Kern (2000) compararam a rugosidade de superfície promovida através do jateamento com partículas de óxido de Alumínio sobre a zircônia e o Titânio, e encontraram uma rugosidade superficial limitada no primeiro substrato se comparado ao segundo. Isto demonstra maior efetividade deste tipo de jateamento sobre metais do que sobre a zircônia.

É rotineiro imaginar que a utilização de partículas de óxido de Alumínio de tamanho maior (110 μm) resultaria em maiores valores de resistência de união se

comparada à utilização partículas menores (50 μm), tamanho eleito para nosso estudo. Entretanto, a seleção por partículas de pó de óxido de Alumínio tamanho menor (50 μm) foi baseada em estudos como o realizado por Phark *et al* (2009), que demonstrou que os valores de resistência de união ao se usar partículas de 50 ou de 110 μm foram similares. Segundo Amaral *et al* (2006), corroborado por Valandro *et al* (2006), a preferência por utilizar partículas de óxido de Alumínio de tamanho menor se baseia no fato de que partículas grandes poderiam causar maior dano ao material cerâmico, especialmente às margens da restauração o que comprometeria a longevidade da restauração. Acreditamos que o tamanho da partícula para jateamento seja importante para o tratamento de superfície. Atribuímos um maior efeito de criação de microrretenções através da utilização de partículas menores, como as de 50 μm . Seguimos o raciocínio de que, padronizando tanto a pressão de ar para o jateamento quanto o microjateador utilizado, imaginamos conquistar maior penetração com partículas de 50 μm do que com partículas de 110 μm . Isso porque a velocidade de impacto será maior para as partículas de menor tamanho e peso, resultando em sulcos mais profundos. Valandro *et al.* (2006) difere deste raciocínio, apesar de, encontrar valores similares de resistência de união para espécimes jateados com partículas de 50 ou de 110 μm . Segundo estes autores, as partículas mais profundas produziriam sulcos mais profundos. O fato, segundo os mesmos, que explicaria os valores semelhantes seria que, nos sulcos mais profundos que a partícula de 110 μm criou, o silano não conseguiria penetrar completamente, diminuindo o benefício que o completo molhamento pelo silano traria à resistência de união.

A técnica de silicatização com o sistema Rocatec® (3M/ESPE, Seefeld, Alemanha) constitui-se de jateamento com duas diferentes partículas, a saber o Rocatec Pré-Powder®, que são partículas de óxido de alumínio de 110 μm seguido da aplicação do Rocatec Plus-Powder®, cujas partículas também são de 110 μm porém, envoltas por sílica. Seguindo a análise do que dissemos acima, atribuímos neste trabalho o aumento nos valores de resistência à tração para os espécimes silicatizados (9,15 MPa) não à uma formação de sulcos mais profundos e retentivos, cremos sim em outros benefícios advindos com a silicatização e os relataremos à frente. Acredita-se que o tamanho das partículas do pó utilizado no jateamento tem importância para o tratamento de superfície. A velocidade de impacto das partículas sobre o substrato, faz com que as partículas de tamanho menor (30 ou 50 μm)

tenham ação mais penetrante, produzindo fendas ou defeitos superficiais de maior profundidade. Já as partículas maiores (100 ou 110 μm) não teriam, ao nosso ver um efeito significativo no aumento em profundidade das microrretenções superficiais na cerâmica de nosso estudo em razão de acreditarmos que sua alta resistência associado à diminuição da energia cinética de colisão proporcionada pelo maior tamanho de partícula. O sistema Rocatec® utilizado tem partículas de 110 μm que, agiriam como um agente de limpeza da superfície e depositárias de sílica na superfície. No nosso estudo, os grupos jateados com óxido de alumínio (Grupos 2, 3 e 4) receberam impacto de partículas de 50 μm que deveriam, segundo este argumento, produzir microrretenções significativas. Porém, quando se utilizou, o sistema Rocatec®, o tamanho das partículas dobrou. Como a superfície da cerâmica Ceramill Zi® apresenta alta resistência mecânica, acreditamos que a superfície não se alterou pelo impacto do tamanho maior das partículas. O que nos pareceu fundamental, foi a possibilidade da modificação química da superfície cerâmica, pela deposição de sílica. Observou-se neste trabalho maior resistência de união nos grupos onde o sistema Rocatec® foi utilizado. As partículas de alumínio modificadas por sílica utilizada na silicatização, são aplicadas com microjateador e este permite que essas partículas atinjam velocidade tão alta quanto 1000 Km/h. Isto provoca uma excitação tão grande dos átomos e moléculas das superfícies provocando uma fusão do substrato atingido, que pode ser chamado de triboplasma. Tal impacto gera temperaturas muito altas a nível local e a sílica (ou óxido de silício) (SiO_2) acaba por se implantar na superfície do substrato até a profundidade de 15 μm , aglutinando-se em forma de ilhas (3M/ESPE – Descrição de materiais). A aplicação de um silano a esta superfície silicatizada permite o estabelecimento de uma união química com as resinas.

Os pós deste sistema: Rocatec Pré-Powder® e Rocatec Plus-Powder® (3M/ESPE, Seefeld, Alemanha) foram aplicados neste estudo, com o mesmo microjateador utilizado para os espécimes que receberam óxido de alumínio. Apesar de existir dispositivo próprio para aplicação dos pós Rocatec® idealizados para laboratório, poucos locais no Brasil o utilizam. Isto se dá por aval da própria 3M/ESPE que permite a aplicação do Rocatec® através de microjateadores comuns, desde que os mesmos possuam pressão de ar adequada. Deste modo é permitido realizar a silicatização através do sistema Rocatec® dentro do próprio consultório. Como vantagem evita-se a contaminação das superfícies que venham silicatizadas

do laboratório, mas necessitam ser provadas em boca, fato que demandaria reenvio ao laboratório para nova silicatização. O dentista realizaria esta manobra apenas no momento da cimentação.

Neste estudo, a utilização da técnica de silicatização apresentou valores marcadamente superiores (Grupo 5: média de 9.15 MPa) do que o outro tratamento de superfície baseado em jateamento com o óxido de Alumínio (Grupo 2: média de 4.48 MPa).

Comparando os resultados obtidos através das duas técnicas de jateamento utilizadas neste estudo, observamos que os maiores valores foram os dos grupos silicatizados, de modo similar ao resultado de pesquisas recentes como as realizadas por Ozcan e Vallittu (2003); Bottino *et al.* (2005); Valandro *et al.* (2006); Atsu *et al.* (2006), dentre outros. A silicatização demonstra criar na superfície da zircônia taxa de rugosidade satisfatória para prover o embricamento micromecânico com o cimento, constituindo uma retenção física. O calor gerado pelo efeito triboquímico mantém a partícula jateada e/ou a camada de sílica impregnada na superfície da cerâmica, e análises microscópicas desta superfície mostram a existência de uma camada fina e retentiva (DELLA BONA *et al.*, 2007). O Grupo 5 de nosso trabalho foi silicatizado com Rocatec® e não recebeu aplicação de silano. Portanto, este grupo fez-se beneficiado apenas com a união física instituída pela rugosidade, não com a retenção química advinda do silano. Contudo, os valores de resistência deste Grupo 5 foram altos (9.15 MPa), o que nos faz acreditar que a silicatização permitiu adequado molhamento da cerâmica pelo cimento resinoso, resultando em retenção mecânica satisfatória. De modo mais abrangente, buscamos explicar os altos valores de resistência à tração dos espécimes do Grupo 5 com a hipótese de que a silicatização, que se processa em duas etapas distintas de aplicação de pó abrasivo, resultou em uma superfície cerâmica mais rugosa e retentiva, dado levantado em outros estudos. Somado a isso, acreditamos que o efeito do calor gerado com o processo possivelmente deixou uma camada de sílica praticamente vitrificada tornando o substrato mais propício ao molhamento pelo cimento. Outro dado que atribuímos como benéfico para o grupo apenas silicatizado, é que o cimento utilizado neste estudo possui presa química. Esta reação se processa de forma mais lenta que os demais tipos de polimerização. A reação de endurecimento mais lento permite maior manutenção da fase pré-gel para o cimento resinoso. Deste modo existirá maior escoamento, além da liberação mais eficaz do

estresse de contração de polimerização, que tende a separar os substratos.

Ademais, analisaremos a contribuição da aplicação de agentes preparadores de superfície sobre os substratos pré-abrasionados, no intuito de otimizar os valores de resistência de união conquistados com a aplicação dos dois tipos de partículas de jateamento. Os Grupos 3 e 6, receberam aplicação do silano Monobond S® (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e os Grupos 4 e 7 receberam Metal/Zirconia Primer® (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Adiante analisaremos os resultados obtidos.

A literatura traz estudos onde a silicatização não demonstrou resultado tão benéfico quanto o de nosso trabalho. São estudos como o de Kern e Wegner (1998), Wegner e Kern (2000) e Ernest *et al* (2005). O denominador comum de praticamente todos estes estudos reside no armazenamento em água e em alguns estudos a termociclagem. A utilização de cimentos contendo monômeros éster fosfatados também é comum nestes estudos anteriormente mencionados. Em nosso trabalho, evitamos o acréscimo de variáveis como tipos de armazenamento. Outros estudos sucederão ao atual onde armazenamento em água dentre outros aspectos será acrescido. Optamos por não utilizar cimentos com monômeros fosfatados 10-MDP e 4-META, muito comuns nas pesquisas com cimentação de zircônia. Estes poderiam ser utilizados como padrão ouro para agente de cimentação, mas, o enfoque de nossa pesquisa foi o tratamento de superfície. Preferimos utilizar um material de cimentação de uma empresa de materiais odontológicos confiável como a Ivoclar/Vivadent®, de produtos facilmente encontrados. O cimento Multilink® (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) disponibiliza técnica simplificada para cimentação por se tratar de um cimento sem técnica de condicionamento ácido. Este cimento possui *primers* com monômeros acídicos, que permitem a auto-hibridização do substrato dentário sem prévio condicionamento ácido do mesmo. Sua composição é resinosa baseada em dimetacrilatos, HEMA e partículas de carga. Formulação comum aos cimentos à base de Bis-GMA. Como a técnica de cimentação de nosso estudo foi efetuada apenas entre substratos cerâmicos, a ausência de tecidos dentários fez desnecessária a utilização dos *self-etching primers* disponíveis no sistema Multilink® (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) que são os Multilink Primer A® e Multilink Primer B®.

A aplicação do *primer* metálico proporcionou neste estudo, valores de resistência de união significativamente superiores para o Grupo 3, que foi jateado

com óxido de Alumínio de 50 μm . O valor médio para este grupo foi 8.06 MPa enquanto para os espécimes apenas jateados, sem o *primer* metálico o valor médio foi de 4.48 MPa. Não atribuímos um aumento tão significativo nos valores de resistência apenas à retenção química provida por este *primer*. Os *primers* metálicos, como os silanos em geral, facilitam o molhamento da cerâmica. Não deixamos de considerar também, o efeito que sugerimos de que a presa química do cimento resinoso, aumentaria o escoamento e liberaria o estresse de contração de polimerização. O grupo 6, que recebeu silicatização e *primer* metálico, não melhorou de modo tão significativo seus valores de resistência à tração quanto o Grupo 3. O Grupo 6 passou de 9.15 Mpa, quando apenas silicatizado, para 10.56 MPa quando recebeu sobre a superfície silicatizada a aplicação do *primer* metálico. Atribuímos o aumento nos valores de retenção para os espécimes deste grupo não a um melhor molhamento da cerâmica, uma vez que já a considerávamos beneficiada com este efeito. Atribuímos sim à conquista de união química advinda do *primer* unindo aos óxidos metálicos da superfície da zircônia, somado à união química com a sílica deixada na superfície pelo processo da silicatização.

Com relação ao tipo de ensaio escolhido para a realização deste trabalho, optamos pelo teste de tração pura, diferentemente de grande parte dos autores de estudos com a cimentação de zircônia, que utilizam, comumente, o teste de cisalhamento para a avaliação da resistência de união. É o caso dos estudos de: Dérand e Dérand (2000), Blatz, Sadan e Kern (2003), Atsu *et al* (2006), Kumbuloglu e Lassila (2006) e Tanaka *et al* (2008). Preferimos o teste de tração pura porque o teste de cisalhamento, ao nosso ver, além de medir o efeito da resistência de união conferida pela cimentação, inclui os efeitos de deslocamento dos átomos que estão impregnados nas microrretenções. Com isso, o ensaio de cisalhamento associa a força de atrição entre duas superfícies. Já o teste de tração pura, permite uma avaliação mais real de resistência de união, uma vez que, o sentido da força é único sem o somatório dos fatores citados, que podem mascarar valores reais. Os estudos mencionados apresentaram valores de resistência de união medida pelo ensaio de cisalhamento com resultados muito maiores do que os obtidos neste estudo. O que reafirma o acima levantado sobre estes valores não serem reais.

8. Conclusão

Dentro das limitações deste trabalho foi possível concluir que:

- 1 – As cerâmicas de óxido de zircônia têm uma maior resistência de união quando submetidas a tratamentos de superfície por abrasão.
- 2 – O processo de silicatização promoveu maiores valores de resistência de união que o jateamento com óxido de Alumínio, apresentando diferenças estatisticamente significativas.
- 3 – A aplicação de agente silânico de união apenas foi estatisticamente significativa para a cerâmica que recebeu o tratamento de superfície baseado em jateamento com óxido de Alumínio.

9. REFERÊNCIAS

1. KERN, M.; WEGNER, S. M. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. **Dental Materials**, v.14, p.64-71, 1998.
2. DIAZ-ARNOLD, A.; VARGAS, M. A.; HASELTON, D. R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.81, p.135-141, 1999.
3. WEGNER, S. M.; KERN, M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. **Journal Adhesive Dentistry**, v.2, p.139-147, 2000.
4. DÉRAND, P.; DÉRAND, T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. **International Journal of Prosthodont**, v.13, p.131-135, 2000.
5. OZCAN, M.; VALLITTU, P. K. Effect of surface conditioning methods on bond strength of luting cement to ceramics. **Dental Materials**, v.19, p.725-731, 2003.
6. BLATZ, M. B.; SADAN, A.; KERN, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. **Journal of Prosthet Dentistry**, v.89, p.268-274, 2003.
7. BLATZ, M. B.; SADAN, A.; MARTIN, J.; LANG, B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. **The Journal of Prosthet Dentistry**, v. 91, p.356-362, 2004.
8. ERNST, C-P.; COHNEN, U.; STENDER, E.; WILLERSHAUSEN. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. **The Journal of Prosthet Dentistry**, v.93, p.551-558, 2005.
9. BOTTINO, M. A.; VALANDRO, L. F.; SCOTTI, R.; BUSO, L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. **International Journal of Prosthodont**, v.18, p.60-65, 2005.
10. VALANDRO, L. F.; OZCAN, M.; BOTTINO, M. C.; BOTTINO, M. A.; SCOTTI, R.; DELLA BONA, A. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: The effect of surface conditioning. **Journal Adhesive**

Dentistry, v.8, p.175-181, 2006.

11. MATINLINNA, J. P.; HEIKKIEN T.; OZCAN, M.; LASSILA, L.; VALLITTU, P.K. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. **Dental Materials**, v. 22, p.824-831, 2006.

12. ATSU, S. S.; KILICARSLAN, M. A.; KUCUKESMEN, H. C.; AKA, P. S. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on bond strength to adhesive resin. **Journal of Prosthet Dentistry**, v.95, p.430-436, 2006.

13. KUMBULOGLU, O.; LASSILA, L. V. J.; USER, A.; VALLITTU, P. K. Bonding of resin compositenluting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. **Operative Dentistry**, v.31, n.2, p.248-255, 2006.

14. PALACIOS, R. P.; JOHNSON, G. H.; PHILLIPS, K. M.; RAIGRODSKI. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. **The Journal of Prosthet Dentistry**, v.96, p. 104-114, 2006.

15. AMARAL, R.; OZCAN, M.; BOTTINO, M. A.; VALANDRO, L. F. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated ceramic: The effect of surface conditioning. **Dental Material**, v. 22, p. 283-290.

16. BINDL, A.; LUTHY, H; MORMANN, W. H. Thin-wall ceramic CAD/CAM copings: strength and fracture pattern. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.33, p. 520-528, 2006.

17. WOLFART, M.; LEHMANN, F.; WOLFART, S.; KERN, M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. **Dental Materials**, v.23, p.45-50, 2007.

18. ABOUSHELIB, M. N.; KLEVERLAAN, C. J.; FEILZER, A. J. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. **The Journal of Prosthet Dentistry**, v.98, p.379-388, 2007.

19. DELLA BONA, A.; BORBA, M.; BENETTI, P; CECHETTI, D. Effect os surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. **Brazilian Oral Research**, v.21, n.1, p.10-15, 2007.

20. VALANDRO, L. F.; OZCAN, M.; AMARAL, R.; LEITE, F. P. P.; BOTTINO, M. A.

Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging. **International Journal of Prosthodont**, v. 20, p. 70-72, 2007.

21. MANICONE, P. F.; IOMMETTI, P. R.; RAFFAELLI, L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. **Journal of Dentistry**, v.35, p.819-826, 2007.

22. TANAKA, R.; FUJISHIMA, A.; SHIBATA, Y.; MANABE, A.; MIYAZAKI, T. Cooperative of phosphate monomer and silica modification o zirconia. **Journal of Dentistry Research**, v.87, n.7, p.666-670, 2008.

23. LINDGREN, J.; SMEDS, J.; SJOGREN, G. Effect of surface treatments and aging in water on bond strength to zirconia. **Operativa Dentistry**, v.33, n.6, p.675-681, 2008.

24. OZCAN, M.; KERKDIJK, S.; VALANDRO, L. F. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufavturers instructions of cements only. **Clinical Oral Investigation**, v.12, p.279-282, 2008.

25. OZCAN, M.; NIJHUIS, H.; VALANDRO, L. F. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. **Dental Materials Journal**, v.27, n.1, p.99-104, 2008.

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

27. OYAGUE, R. C.; MONTICELLI, F.; TOLEDANO, E. O.; FERRARI, M.; OSORIO, R. Influence of surface treatmants and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. **Dental Materials**, v.25, p.172-179, 2009.

28. DELLA BONA, A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para uso clínico. 1ª edição, Brasil: Artes Médicas, 2009.

29. SILVA, M. B. F. Zircônio, Balanço Mineral Brasileiro, p.1-19, 2001 disponível em www.dnpm.gov.br. Acesso em: 12 de out. de 2008.

30. PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS. Pró-Reitoria de Graduação. Sistema de Bibliotecas. **Padrão PUC Minas de normalização:** normas da ABNT para apresentação de trabalhos científicos, teses, dissertações e monografias. Belo Horizonte, 2009. Disponível em: [HTTP://www.pucminas.br/biblioteca](http://www.pucminas.br/biblioteca). Acesso em novembro de 2009.

31. THE JOURNAL OF PROSTHEHT DENTISTRY. Normas para publicação. Disponível em: www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/authorinfo. Acesso em novembro de 2009.

9. ARTIGO

Título. Avaliação da resistência de união de uma cerâmica de óxido de zircônia submetida a tratamentos de superfície por abrasão

Exposição do problema. A cimentação adesiva constitui em passo relevante para o estabelecimento da longevidade de trabalhos protéticos em cerâmicas puras. Mesmo as cerâmicas de alta resistência como a zircônia, são beneficiadas por este tipo de cimentação. Entretanto, mesmo nos dias atuais, não é fácil conseguir o estabelecimento de uma união adesiva forte e estável com esta cerâmica de propriedades únicas.

Propósito. O propósito deste estudo foi avaliar a resistência de união por meio de ensaio de tração, de uma cerâmica de zircônia (Ceramill Zi®) após dois diferentes tratamentos de superfície por abrasão e da aplicação de agentes silânicos de união.

Material e métodos. As 20 amostras de Ceramill Zi® (n=20) foram preparadas em forma de cilindro e unidas entre si através do cimento resinoso (Multilink®) formando 10 espécimes (n=10) para o estudo de cimentação. Foram formados 7 grupos experimentais com esses mesmos 10 espécimes. O grupo 1 foi cimentado sem pré-tratamento, o grupo 2 recebeu jateamento com Al₂O₃ de 50 µm, o grupo 3 o mesmo jateamento e aplicação do silano (Monobond S®), o grupo 4 foi jateado e recebeu o Metal/Zirconia Primer®, o grupo 5 foi silicatizado com pó Rocatec® de 110 µm, o grupo 6 recebeu Rocatec® e silano e por fim o grupo 7 recebeu Rocatec® e Metal/Zirconia Primer.

Resultados. A análise estatística mostrou diferenças significativas na resistência à fratura dos espécimes silicatizados com Rocatec®. A aplicação de qualquer dos dois silanos foi estatisticamente significativa apenas para os grupos jateados com partículas de óxido de alumínio. Os valores de resistência de união à tração em MPa dos grupos 1 a 7, respectivamente, foram: 2,27; 4,48; 8,32; 9,15; 10,56 e 10,70.

Conclusão. Os resultados mostraram que o tratamento de superfície cerâmico baseado no método de silicatização, promove união adequada para os trabalhos em Ceramill ZI® cimentados com Multilink®.

Implicações clínicas. Dentro das limitações deste estudo, *in vitro*, a cerâmica odontológica YTZP testada, deve receber pré-tratamento cerâmico constando de silicatização. A utilização de um *primer* metálico é também benéfico para se alcançar valores significativos de resistência de união.

Introdução

A predileção dos profissionais de odontologia e seus exigentes clientes por utilizar cerâmicas em trabalhos protéticos advêm de fatores como o reconhecido sucesso clínico de longo prazo, estética superior demonstrando ausência de sorção de corantes com brilho duradouro, reprodução de características naturais dos dentes além de biocompatibilidade com os tecidos bucais. Estes, dentre outros fatores, fazem das cerâmicas os melhores materiais para se repor dentes perdidos e reabilitar sorrisos. Nos dias atuais, deseja-se não somente utilizar cerâmicas, mas também que as mesmas sejam livres de metal. Tal fato se tornou possível graças à adição de materiais cerâmicos de estrutura cristalina aos usuais vidros cerâmicos. A busca pela ampliação de aplicações clínicas destas cerâmicas puras, resultou no desenvolvimento de cerâmicas totalmente cristalinas, com destaque para a cerâmica de óxido de zircônia. Esta tem propriedades mecânicas tão significativas que permitem sua aplicação em regiões posteriores, podem ser utilizadas como infraestrutura de próteses parciais fixas em toda a boca, como intermediários cerâmicos para implantes dentre muitas outras aplicações.

O óxido de zircônia possui cristais de três configurações diferentes: Monoclínicos, Tetragonais e cúbicos. Quando utilizados para propósitos biomédicos seus cristais devem se apresentar na forma Tetragonal, à temperatura e pressão ambientes. Isto é possível graças à adição de óxidos estabilizantes como o óxido de Ítrio (Y_2O_3) na concentração de 3 a 5 mol%.

Trata-se da Zircônia tetragonal metaestável parcialmente estabilizada. Ser um material metaestável significa dizer que ainda existe energia residual suficiente para reconduzir seus cristais ao estado monoclínico (DELLA BONA, 2009).

É sabido que a cimentação adesiva aumenta a resistência à fratura das restaurações protéticas, uma vez que permite, através da adesão, melhor distribuição dos esforços advindos da função e mesmo da parafunção, transmitindo-os para os tecidos de suporte. Isto faz com que dente e restauração funcionem como um sistema integrado (DELLA BONA, 2009). As impressionantes propriedades mecânicas da cerâmica de zircônia, como a resistência à tração entre 900 e 1200

MPa e a resistência à compressão por volta de 2000 MPa (MANICONE, *et al*, 2007) permitem que a mesma seja unida ao substrato dentário com cimentação convencional, utilizando cimentos como o fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro. Estes, provêm técnica simples, de domínio dos profissionais de odontologia. Entretanto, como dito acima, consegue-se vantagens ao se aplicar a cimentação adesiva. Além do aumento da resistência à fratura, conquista-se também ganho na retentividade dos trabalhos protéticos, selamento das margens da restauração, redução de microinfiltrações microbianas graças ao estabelecimento de uma união adesiva forte e estável. A conquista desta união é ponto crucial para a durabilidade de longo prazo dos trabalhos protéticos (VALANDRO *et al*, 2006). Tratando-se de cimentação adesiva para cerâmicas puras, quando seu conteúdo é vítreo, os resultados são previsíveis e altos valores de resistência de união são conquistados via condicionamento com ácido hidro fluorídrico e aplicação de silano. Quando a cerâmica não possui sílica em sua constituição, como é o caso da cerâmica de óxido de zircônia, estabelecer uma união forte e durável se torna tarefa difícil (OZCAN E VALLITTU, 2003) e para conquista-la, é necessário tratar previamente à cimentação, seu substrato duro e inerte (ATSU *et al*, 2006; OYAGUE *et al*, 2009). Muitas são as formas que vêm sendo testadas para tratar a superfície das cerâmicas de óxido de zircônia. Mas, qual seria o método mais eficaz e exequível? Ainda não se tem esta resposta e embora bastante se estude, há ainda muito a ser questionado e testado. Importa porém, que a zircônia é o material cerâmico que apresenta as maiores perspectivas para aplicação em todas as áreas da bioengenharia.

Nesta oportunidade, avaliaremos a cerâmica Ceramill ZI® (Amangirrbach) sem tratamento de superfície, tratada através de processos de abrasão por jateamento de partículas de óxido de Alumínio e através do método da silicatização. A mensuração dos valores de resistência à tração dos espécimes cerâmicos cimentados entre si, com seus respectivos tratamentos de superfície, somados à utilização de agentes de união representados pelo Metal/Zirconia Primer® (Ivoclar/Vivadent) e o silano Monobond S® (Ivoclar/Vivadent) foram os objetivos deste trabalho.

Material e métodos.

Foram confeccionados 20 cilindros em resina acrílica Duralay® (Reliance Dental Mfg Co Worth, IL, EUA) com auxílio de um cilindro metálico com altura média de 12,55 mm e diâmetro médio de 5,80 mm. Estes cilindros foram enviados ao laboratório como matrizes para a confecção dos cilindros em zircônia. Os cilindros em resina acrílica serviram de guia para que os blocos de Ceramil ZI® (Amangirrbach, Pforzhelm, Alemanha) fossem cortados e preparados pela técnica da fresagem. A máquina de fresagem foi calibrada para permitir recorte de cilindros de 20 a 25 % maior, visando compensar este percentual de contração que os corpos cerâmicos apresentam na sinterização final. Após a fresagem, os corpos de prova foram usinados para um pré-acabamento, antes da sinterização, com brocas de Tungstênio multilaminadas (Gerbr. Brasseler, Alemanha) em baixa rotação e borracha Exacerapol (KG Sorensen, Brasil) e sinterizados em forno de alta temperatura Ceramill Therm® (Amangirrbach, Pforzhelm, Alemanha) com o ciclo térmico recomendado pelo fabricante e duração de 8 horas incluindo as fases de aquecimento e resfriamento, sendo este processo, especialmente adaptado ao coeficiente de expansão térmica da zircônia Ceramill ZI®. Este cilindro de zircônia foi testado no cilindro metálico onde se modelou a resina acrílica para conferir as configurações finais da cerâmica. Caso alguma imperfeição fosse encontrada neste corpo de prova, o mesmo seria eliminado visando manter a confiabilidade do teste.

Preparação dos grupos e tratamento de superfície.

Os cilindros de zircônia receberam polimento com seqüência de lixas d'água nas granulações 200, 400 e 600. Uma vez que os mesmos cilindros foram utilizados para todos os grupos, quando se completava uma seqüência de tratamento de superfície e cimentação para um dos grupos, antes que se realizasse novo experimento os espécimes eram limpos com pontas de diamante para remoção do cimento e para exposição de uma camada subjacente da cerâmica e passavam por nova seqüência de lixamento. Os grupos receberam os seguintes tratamentos:

Grupo 1 – Substratos cerâmicos cimentados sem tratamento se superfície;

Grupo 2 – Substratos cerâmicos jateados com Al₂O₃ (50 µm);

Grupo 3 – Substratos cerâmicos Jateados com Al_2O_3 (50 μm) + Monobond S®;

Grupo 4 – Substratos cerâmicos Jateados com Al_2O_3 (50 μm) + Metal/Zirconia Primer®;

Grupo 5 – Substratos cerâmicos silicatizados;

Grupo 6 – Substratos cerâmicos silicatizados + Monobond S®;

Grupo 7 – Substratos cerâmicos silicatizados + Metal/Zirconia Primer®.

Tratamento de superfície dos cilindros de Ceramill ZI® segundo os grupos experimentais.

Grupo 1 (Controle). As extremidades dos 20 cilindros receberam lixamento superficial sequenciado. Os espécimes foram limpos em cuba de ultra som em soro fisiológico por 3 minutos e secos em papel absorvente.

Grupos 2, 3 e 4.

Para o Grupo 2 os procedimentos foram semelhantes ao grupo controle sendo submetidos, após o lixamento, a um microjateamento com óxido de alumínio (50 μm) com ângulo de incidência perpendicular e a uma distância de 10 mm, durante 20 segundos. O microjateador (Microjato, Bioart, São Carlos – SP, Brasil) utilizado, estava acoplado a um compressor odontológico com pressão de saída de ar de 40 psi.

Para o Grupo 3, repetiu-se o tratamento do grupo 2 e em seguida aplicou-se à superfície duas camadas de Monobond S® (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Lechtenstein) com o auxílio de um pincel.

Para o Grupo 4, repetiu-se o tratamento do grupo 3, só que o silano utilizado foi o Metal/Zirconia Primer® (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Lechtenstein). Removeu-se excessos da superfície e aguardou-se 1 minuto.

Para o Grupo 5 os procedimentos foram semelhantes ao grupo controle sendo submetido após o lixamento, a um tratamento de superfície com o sistema Rocatec® (3M/ESPE, Seefeld, Alemanha) que é aplicado em duas etapas, sendo a primeira (Rocatec - Pré Powder®) jateamento com óxido de Alumínio (110 μm) com

ângulo de incidência perpendicular e a uma distância de 10 mm por 20 segundos. Na segunda etapa utiliza-se outro pó (Rocatec – Plus Powder®), que consiste em óxido de Alumínio (110 µm) revestidas e/ou modificadas por sílica. O microjateador foi o mesmo utilizado nos grupos anteriores trocando apenas o material para jateamento. Após a silicatização, os cilindros foram limpos e secos de maneira similar à dos outros grupos.

Para o Grupo 6, repetiu-se o tratamento do Grupo 5 e aplicou-se sobre a superfície silicatizada, com o auxílio de um pincel, duas camadas do Monobond S® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Para o Grupo 7, foi repetido o tratamento do Grupo 6, embora tenha sido aplicado, por meio de um pincel, o silano Monobond S® (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Removeu-se o excesso da superfície e aguardou-se 1 minuto para secagem.

Cimentação para todos os grupos

A cimentação foi executada com o auxílio de um dispositivo desenvolvido especificamente para este estudo. Este uma possui um braço fixo e outro móvel e leitos para estabilização dos cilindros que, por segurança, ainda eram mantidos em posição com o auxílio de cera pegajosa. Entre os apoios do dispositivo de cimentação foi interposta uma lâmina calibradora de 0,1 mm de espessura. Esta lâmina determinou um espaço padrão para o cimento. Em seguida manipulou-se o cimento resinoso na proporção recomendada pelo fabricante e o mesmo foi aplicado sobre uma superfície tratada do cilindro unida ao apoio móvel. Este foi movido ao encontro do apoio fixo com a interposição da lâmina metálica calibradora de espaço. A presa do cimento, de natureza química era aguardada por 5 minutos e logo em seguida os cilindros cimentados eram removidos dos dispositivos e guardados em um recipiente seco e escuro até o momento do ensaio de tração.

Todos os espécimes cimentados foram avaliados com lupa frontal de 4 X de aumento (Lupa Bioart, São Carlos – SP, Brasil) na região do perímetro aderido, para verificar a presença de falhas ou defeitos de cimentação. Sendo em caso positivo, a amostra era descartada.

Os cilindros cimentados foram cuidadosamente acoplados a uma garra da máquina de ensaio universal EMIC DL 500, de modo que a área adesiva fosse posicionada perpendicularmente à força aplicada, a fim de gerar carga exclusiva de tração.

A máquina estava programada com célula de carga de 1 KN e com velocidade de carregamento de 0,5 mm/min até que se desse a ruptura. Os valores de em N foram divididos pela área adesiva (mm²) de cada espécime, fornecendo os valores de resistência final em MegaPascal (MPa). Os dados anotados foram organizados em tabelas e submetidos a Análise de Variância (ANOVA) a um critério fixo (tratamento de superfície) e ao Teste de Tuckey para comparação das médias, considerando o nível de significância de 5%.

Resultados e Discussão

A Tabela 1 mostra as médias dos resultados para cada grupo experimental com os respectivos desvios padrões e a comparação entre as médias obtidas pelo teste de Tukey.

Tabela 1 – Media e desvio padrão dos valores de resistência de união em (MPa) segundo os grupos, após o teste de Tukey

| Grupo | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|---------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------------|--------------------|
| Média | 2,27 ^a | 4,48 ^b | 8,06 ^c | 8,32 ^c | 9,15 ^d | 10,56 ^e | 10,70 ^e |
| Desvio Padrão | 0,43 | 0,57 | 0,52 | 0,31 | 0,43 | 0,42 | 0,38 |

Apesar das propriedades físicas da cerâmica de zircônia permitirem sua interação aos tecidos dentais sob qualquer técnica de cimentação, a cimentação adesiva fornece vantagens não disponíveis na técnica convencional, tais como: a hibridização dos tecidos dentais, proporcionando um recobrimento destes tecidos com um material resinoso não hidrossolúvel, provê ainda maior selamento das margens da restauração, fato que evita microinfiltrações e cáries secundárias, além

de, proporcionar maior retenção e a distribuição dos esforços advindos da demanda funcional, permitindo que dente e restauração constituam-se um sistema integrado para dissipação de esforços. Há casos onde os preparos dentários possuem baixa qualidade retentiva. Estes são especialmente beneficiados pela aplicação da técnica adesiva de cimentação.

O tratamento de superfície permite efetivação de união física e/ou química, ao substrato cerâmico de zircônia que, se não tratado, será um substrato praticamente inerte, com baixa energia de superfície e molhabilidade (OYAGUE *et al*, 2009). O tratamento de superfície por abrasão é de uso rotineiro dos profissionais da odontologia. Pode ser realizado em consultório sem maiores aparatos e é recomendação difundida na comunidade odontológica visando alcançar maiores valores de resistência de união para as restaurações em zircônia.

Wolfart, Wolfart e Kern (2007), assim como o presente estudo, comprovaram a efetividade do jateamento para uma cerâmica YTZP. No estudo de 2007 foi formado um grupo que recebeu apenas o cimento Variolink II® (Ivoclar/Vivadent) sobre a zircônia maquinada. Este grupo alcançou 11.0 MPa de resistência à tração. Quando esta cerâmica foi jateada com óxido de Alumínio, este valor subiu para 16.6 MPa. Em nosso estudo, a resistência à tração foi de 2,27 MPa para os espécimes do grupo controle, que não recebeu tratamento por abrasão. Quando jateados com óxido de Alumínio de 50 µm, os valores de resistência atingiram 4,48 MPa. Atribuímos às diferentes metodologias os valores significativamente diferentes de resistência à tração destes dois estudos. O diâmetro dos corpos cerâmicos dos dois trabalhos era semelhante e ambos os ensaios, de tração. Entretanto, nosso estudo uniu dois corpos cerâmicos entre si, com uma película mínima de cimento (0,1 mm) e sem interposição de qualquer adesivo, ao contrário do outro estudo que utilizou o adesivo Heliobond® (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Lichtenstein) e uniu com o cimento Variolink II® (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Lichtenstein) uma cerâmica YTZP e um cilindro confeccionado com o cimento de presa química Clearfil F2® (Kuraray, Tóquio, Japão).

De modo geral, nosso trabalho foi coerente com trabalhos de outros autores como Kern e Wegner (2000), Dérand e Derand (2000), Ozcan e Vallittu (2003), que, de modo similar, também afirmaram que substratos de zircônia sem pré-tratamento

acarretam em baixos valores de resistência de união e que esta resistência vai aumentando em com a utilização de tratamento de superfície baseado em jateamento com óxido de Alumínio e se torna ainda maior com a silicatização.

Acreditamos que o tamanho da partícula para jateamento seja importante para o tratamento de superfície. Atribuímos um maior efeito de criação de microrretenções através da utilização de partículas menores, como as de 50 μm . Seguimos o raciocínio de que, padronizando tanto a pressão de ar para o jateamento quanto o microjateador utilizado, imaginamos conquistar maior penetração com partículas de 50 μm do que com partículas de 110 μm . Isso porque a velocidade de impacto será maior para as partículas de menor tamanho e peso, resultando em sulcos mais profundos. Valandro et al (2006) difere deste raciocínio, apesar de, encontrar valores similares de resistência de união para espécimes jateados com partículas de 50 ou de 110 μm . Segundo estes autores, as partículas mais profundas produziram sulcos mais profundos. O fato, segundo os mesmos, que explicaria os valores semelhantes seria que, nos sulcos mais profundos que a partícula de 110 μm teria criado, o silano não conseguiria penetrar completamente, diminuindo o benefício que o completo molhamento pelo silano traria à resistência de união. A técnica de silicatização com o sistema Rocatec® (3M/ESPE, Seefeld, Alemanha) constitui-se de jateamento com duas diferentes partículas, a saber o Rocatec Pré-Powder®, que são partículas de óxido de Alumínio de 110 μm seguido da aplicação do Rocatec Plus-Powder®, cujas partículas também são de 110 μm porém, envoltas por sílica. Seguindo a análise dita acima, atribuímos neste trabalho o aumento nos valores de resistência à tração para os espécimes silicatizados (9,15 MPa) não à uma formação de sulcos mais profundos e retentivos, cremos sim em outros benefícios advindos com a silicatização. Como ela decorre de duas etapas distintas de aplicação de pó abrasivo, resultaria em uma superfície cerâmica mais rugosa e retentiva, dado levantado em outros estudos. Somado a isso, acredita-se que o efeito do calor gerado com o processo da silicatização possivelmente deixou uma camada de sílica praticamente vitrificada tornando o substrato mais propício ao molhamento pelo cimento. Outro dado que atribui-se como benéfico para o grupo do presente estudo que foi apenas silicatizado, é que o cimento utilizado neste estudo possui presa química. Esta reação se processa de forma mais lenta que os demais tipos de polimerização. A reação de endurecimento mais lento permite maior

manutenção da fase pré-gel para o cimento resinoso. Deste modo existirá maior escoamento, além da liberação mais eficaz do estresse de contração de polimerização, que tende a separar os substratos.

A literatura traz estudos onde a silicatização não demonstrou resultado tão benéfico quanto o deste trabalho. São estudos como o de Kern e Wegner (1998), Wegner e Kern (2000) e Ernest *et al* (2005). O denominador comum de praticamente todos estes estudos reside no armazenamento em água e em alguns estudos a termociclagem. A utilização de cimentos contendo monômeros éster fosfatados também é comum nestes estudos anteriormente mencionados. Neste trabalho, evitamos o acréscimo de variáveis como tipos de armazenamento. Outros estudos sucederão ao atual onde o armazenamento em água e outras variáveis, mais serão acrescidas. Optamos por não utilizar cimentos com monômeros fosfatados 10-MDP e 4-META, muito comuns nas pesquisas com cimentação de zircônia. Estes poderiam ser utilizados como padrão ouro para agente de cimentação, mas, o enfoque de nossa pesquisa foi o tratamento de superfície. Preferimos utilizar um material de cimentação de uma empresa de materiais odontológicos confiável como a Ivoclar/Vivadent®, de produtos facilmente encontrados. O cimento Multilink® (Ivoclar/Vivadent, Shaan, Lietchenstein) disponibiliza técnica simplificada para cimentação por se tratar de um cimento sem técnica de condicionamento ácido. Este cimento possui *primers* com monômeros acídicos, que permitem a auto-hibridização do substrato dentário sem prévio condicionamento ácido do mesmo. Sua composição é resinosa baseada em dimetacrilatos, HEMA e partículas de carga. Formulação comum aos cimentos à base de Bis-GMA. Como a técnica de cimentação de nosso estudo foi efetuada apenas entre substratos cerâmicos, a ausência de tecidos dentários fez desnecessária a utilização dos *self-etching primers* disponíveis no sistema Multilink® (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) que são os Multilink Primer A® e Multilink Primer B®.

A aplicação do Metal/Zirconia Primer® proporcionou neste estudo, valores de resistência de união significativamente superiores para o Grupo 3, que foi jateado com óxido de Alumínio. O valor médio para este grupo foi 8.06 MPa enquanto para os espécimes apenas jateados, sem este *primer* metálico o valor médio foi de 4.48 MPa. Não atribuímos um aumento tão significativo nos valores de resistência apenas à retenção química provida por este *primer* para cerâmica de zircônia. Este *primer*,

assim como os silanos em geral, facilitam o molhamento da cerâmica. Somado a isso tem-se o efeito citado de que a polimerização química do cimento resinoso aumentaria o escoamento e liberaria o estresse de contração de polimerização. O grupo 6, que recebeu silicatização e *primer* metálico, não melhorou de modo tão significativo seus valores de resistência à tração quanto o Grupo 3. O Grupo 6 passou de 9.15 Mpa, quando apenas silicatizado, para 10.56 MPa quando recebeu sobre a superfície silicatizada a aplicação do *primer* metálico. Atribuímos o aumento nos valores de retenção para os espécimes deste grupo não a um melhor molhamento da cerâmica, uma vez que já a considerávamos beneficiada com este efeito. Atribuímos sim à conquista de união química advinda do *primer* unindo aos óxidos metálicos da superfície da zircônia, somado à união química com a sílica deixada na superfície pelo processo da silicatização.

Com relação ao tipo de ensaio escolhido para a realização deste trabalho, optamos pelo teste de tração pura, diferentemente de grande parte dos autores de estudos com a cimentação de zircônia, que utilizam, comumente, o teste de cisalhamento para a avaliação da resistência de união. É o caso dos estudos de: Dérand e Dérand (2000), Blatz, Sadan e Kern (2003), Atsu *et al* (2006), Kumbuloglu e Lassila (2006) e Tanaka *et al* (2008). Preferimos o teste de tração pura porque o teste de cisalhamento, ao nosso ver, além de medir o efeito da resistência de união conferida pela cimentação, inclui os efeitos de deslocamento dos átomos que estão impregnados nas microrretenções. Com isso, o ensaio de cisalhamento associa a força de atrição entre duas superfícies. Já o teste de tração pura, permite uma avaliação mais real de resistência de união, uma vez que, o sentido da força é único sem o somatório dos fatores citados, que podem mascarar valores reais. Os estudos mencionados apresentaram valores de resistência de união medida pelo ensaio de cisalhamento com resultados muito maiores do que os obtidos neste estudo. O que reafirma o acima levantado sobre estes valores não serem reais.

Considerando-se as inúmeras variáveis que podem interferir no processo de cimentação adesiva para as cerâmicas de zircônia, novas investigações à respeito de métodos de tratamento de superfície se fazem necessárias para permitir alcançar união forte e durável destes materiais à base de YTZP e os tecidos dentais.

Conclusões

Dentro das limitações deste trabalho foi possível concluir que:

- 1 – As cerâmicas de óxido de zircônia têm uma maior resistência de união quando submetidas a tratamentos de superfície por abrasão.
- 2 – O processo de silicatização promoveu maiores valores de resistência de união que o jateamento com óxido de Alumínio, apresentando diferenças estatisticamente significativas.
- 3 – A aplicação de agente silânico de união apenas foi estatisticamente significativa para a cerâmica que recebeu o tratamento de superfície baseado em jateamento com óxido de Alumínio.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)