

RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE UM CIMENTO RESINOSO  
A DIFERENTES SUPERFÍCIES DE ALUMINA  
DENSAMENTE SINTERIZADA

JUAN ROMMEL MEDINA-VALDIVIA

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU,  
DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, COMO  
PARTE DOS REQUISITOS PARA OBTENÇÃO  
DO TÍTULO DE MESTRE EM ODONTOLOGIA,  
ÁREA DE DENTÍSTICA.

BAURU  
2007

RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE UM CIMENTO RESINOSO  
A DIFERENTES SUPERFÍCIES DE ALUMINA  
DENSAMENTE SINTERIZADA

JUAN ROMMEL MEDINA-VALDIVIA

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU,  
DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, COMO  
PARTE DOS REQUISITOS PARA OBTENÇÃO  
DO TÍTULO DE MESTRE EM ODONTOLOGIA,  
ÁREA DE DENTÍSTICA.

ORIENTADOR: PROF. DR. CARLOS EDUARDO FRANCISCHONE

BAURU  
2007

M468r MEDINA-VALDIVIA, Juan Rommel.  
Resistência de união de um cimento resinoso a diferentes superfícies de alumina densamente sinterizada.  
/Juan Rommel Medina-Valdivia. -- Bauru, 2007.  
77p. : il.; 30 cm.

Dissertação. (Mestrado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total o parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura do autor: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## JUAN ROMMEL MEDINA-VALDIVIA

22 de Novembro de 1977  Arequipa  PERÚ	Nascimento
Filiação	Rommel Luis Medina Pasco  Ana María Valdivia Nuñez
1995 – 2000	Curso de Graduação em Odontologia na Faculdade de Odontologia da Universidad Católica de Santa María de Arequipa - PERÚ
2001 – 2002	Prática Odontológica em consultório privado
2003 – 2004	Curso de Especialização em Dentística pela Funbeo, na Faculdade de Odontologia de Bauru, USP.
Associações	Colegio Odontológico Del Perú.  SBPqO Sociedade Brasileira de Pesquisas Odontológicas.

## DEDICATORIA

a mi Mami.

Una vez mas, Este trabajo no seria el mismo si no hubiese sido inspirado en la persona que considero la más importante en mi vida, de quien recibí siempre el mayor incentivo, apoyo constante, una confianza imbatible, aliento a pesar de la distancia, alegría por encima de cualquier tristeza y principalmente Amor; Amor que solo una madre como tú sabes dar para un hijo.

Mamita, una vez más, este triunfo es tuyo!

## AGRADECIMENTOS

a **Deus**, criador de todas as coisas...

A minha mãe **Ana Maria**, por ser exemplo de mãe, amiga, parceira, mestre e ser por sempre a minha inspiração.

Agradeço a o meu pai **Rommel**, por todo o apoio, os conhecimentos desde o começo da minha vida e da minha profissão, pelo incentivo, o entusiasmo e a parceria para finalizar esta etapa de mi vida. Muito obrigado pai!

A minha irmã **Maria Alejandra**, por ser meu maior incentivo de superação, por ser uma parceira leal, o meu orgulho, obrigado por ser você a minha querida irmãzinha.

A **Fer**, a pessoa especial que pensei nunca encontraria.

A toda a minha enorme **FAMILIA**, os meus avos, meus tios, meus primos, obrigado pelo apoio e pela torcida!

*Aos amigos...*

Aos meus **amigos peruanos** Norvik, Lucho, Sergio, Rubén, Jesus, Marco Morales (Bochini), Walter, J. J., Tito, Kike (gracias por hacer de mi regreso a casa cada vez más valioso, divertido y necesario)

Aos meus “**AMIGOS PARA SEMPRE**” Adriano (Nanai), Eduardo (Pitcho), Rogerio Quagliato (Pre), Siqueira, Vanusa e toda essa turma que merece realmente esse título.

Aos meus amigos da época da especialização, bem representados pelo **Matheus**, importantes pelos meus primeiros dois anos em Bauru, sou grato pela amizade apesar do tempo e a distancia, saudades.

Aos meus amigos do mestrado 2005-2007 da FOB-USP e em especial a os colegas da Dentística.

Aos meus **amigos pós-graduandos** do Departamento de Dentística, Adilson, Ana, Odirley e Taty, Renato e Paula, Aninha, Augusto, Leonardo e todos os que participaram dos nossos churrascos de domingo.

Aos meus amigos e futuros colegas da **graduação** da FOB-USP, por serem meus mestres e termos apreendido juntos, do todo um pouco.

A **turma XLII da FOB**, por ter-me dado a honra de ser homenageado. O melhor estímulo que recebi na minha vida.

Aos meus parceiros de moradia, **Daniel, Thiago e Leonardo**.

*Aos meus professores.....*

À Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, na pessoa do seu diretor Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro.

Ao querido professor **José Mondelli**, por todas as oportunidades, os conhecimentos, a confiança e o exemplo de vida que ele representa para todos que o conhecem.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone**, pela tranquilidade e segurança que me transmitiu desde o começo do curso, exemplo a seguir, digno de toda admiração.

Ao **Prof. Dr. Rafael Francisco Lia Mondelli**, pelos ensinamentos, o apoio, a parceria e pela amizade, desde a época da especialização, obrigado.

Ao **Prof.Dr. Paulo Amarante de Araujo** e ao **Prof. Dr. Paulo Francinconi**, pela grande colaboração neste trabalho.



Ao **Prof. Dr. José Roberto Lauris**, pela orientação e paciência na confecção da análise estatística do presente estudo.

A todos os professores do departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários pela acolhida, e a todos os professores da **Faculdade de Odontologia de Bauru**, exemplos de profissionais para América-Latina e o resto do Mundo.

Aos meus professores da Faculdade de Odontologia da “**Universidad Católica de Santa Maria de Arequipa**”

A colaboração do Departamento de Prótese desta faculdade, representado pelo **Prof. Dr. Acácio Lins do Valle**.

A todos os **funcionários** do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários, Beth, Rita, Angela, Karen, Nelson, Zuleica, Maria, Mauro, Dito, Junior; Reivanildo da Prótese, Edimauro da Endodontia, Odemir, Clodoaldo e todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Bauru, obrigado pela parceria o carinho, a amizade.

À **CAPES** e ao Programa de Aperfeiçoamento em Ensino (**PAE**).

A todos MUCHAS GRACIAS!!!

# SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS .....	XI
LISTA DE TABELAS .....	XIII
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS .....	XVI
RESUMO .....	XXI
1 – INTRODUÇÃO .....	1
2 – REVISÃO DE LITERATURA .....	7
3 – PROPOSIÇÃO .....	25
4 – MATERIAL E MÉTODOS .....	29
5 – RESULTADOS .....	41
6 – DISCUSSÃO .....	47
7 – CONCLUSÕES .....	55
ANEXOS.....	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	63
ABSTRACT .....	75

## LISTA DE FIGURAS

---

<b>Figura 4.1 -</b> Materiais utilizados no desenvolvimento desta pesquisa. Cilindro de alumina de 16mm de comprimento .....	31
<b>Figura 4.2 -</b> Materiais utilizados no desenvolvimento desta pesquisa. Kit do cimento resinoso Multilink® Sistem Pack. (Ivoclar – Vivadent) .....	33
<b>Figura 4.3 -</b> Matriz de resina epóxica.....	37
<b>Figura 4.4 -</b> Dispositivos utilizados para aplicação do cimento resinoso, depois de dadas as diferentes condições de superfície da alumina.....	38
<b>Figura 4.5 -</b> Dispensa do cimento resinoso. (B) – Mistura do cimento. (C) - Aplicação do cimento resinoso sobre o cilindro de porcelana com espátula de inserção No. 1 e com ajuda da matriz de teflon. (D) – Corpo de prova finalizado. ....	39
<b>Figura 4.6 -</b> Máquina de ensaios universal Kratos. (A) - dispositivo metálico que fixa os corpos-de-prova à máquina de ensaios, no meio a alça de fio ortodôntico em posição fixada à parte superior na máquina; (B) - corpo-de-prova em posição no dispositivo metálico com a alça de fio ortodôntico que traciona o segmento de cimento resinoso induzindo esforços de cisalhamento; (C) - momento em que o fio ortodôntico quebra a união entre o bloco de cimento resinoso e a porcelana. ....	40

<b>Figura 5.1 -</b>	Representação gráfica das médias de resistência ao cisalhamento em MPa. ....	44
<b>MEV – 1</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura representativa de um espécime de alumina dos Grupos 1 e 2 (sem tratamento).....	35
<b>MEV – 2</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura representativa de um espécime de alumina dos Grupos 3 e 4 (com tratamento).....	35

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 4.1</b>	Produto, fabricante e características dos materiais utilizados no desenvolvimento desta pesquisa. ....	32
<b>Tabela 5.1</b>	Média e desvio-padrão (DP) da resistência adesiva sob esforços de cisalhamento, para cada condição experimental (valores em MPa). ....	43
<b>Tabela 5.2</b>	Resultados da análise de variância a dois critérios. ....	45
<b>Tabela 5.3</b>	Resultados do teste de Tukey a um nível de significância de 5%. ....	45
<b>ANEXO 1</b>	Valores individuais em MPa de resistência ao cisalhamento, médias e desvios-padrão (DP) para os diferentes grupos experimentais.....	61

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	Por Cento.
°	Graus.
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Óxido de Alumínio.
bar	Unidade de pressão.
CAD-CAM	Computer-aided-design – computer-aided machining.
°C	Graus Celsius.
g	Gramas.
kg	Quilogramas.
kgf	Quilograma força.
kgf/seg.	Quilograma força por segundo.
µm	Micrometro.
mm	Milímetro.
mm/min.	Milímetro por minuto.
MPa	Megapascal.
<i>p</i>	Nível de significância.
psi	Pound per square inch (Libra por polegada ao quadrado).
Bis-GMA	Bisfenol glicidil matecrilato
TEGDMA	Trietilenoglicol de dimetacrilato
UDMA	Uretano dimetacrilato
In-Ceram Alumina	Porcelana aluminizada e infiltrada por vidro para núcleo.
In-ceram Spinell	Porcelana de óxido de magnésia infiltrada por vidro.
In-Ceram Zircônia	Porcelana de zircônia-alumina, infiltrada por vidros para núcleo.
IPS Empress	Vidro ceramizado prensado, contendo aproximadamente 34% em volume de leucita.
IPS Empress 2	Vidro ceramizado prensado, contendo aproximadamente 70% cristais de dissilicato de lítio.
Procera AllCeram	Porcelana a base de alumina densamente sinterizada.
Procera AllZircon	Porcelana a base de zircônia densamente sinterizada.

## RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência adesiva ao cisalhamento de um cimento resinoso à alumina densamente sinterizada testando o tratamento superficial feito pelo fabricante. O cimento utilizado foi o Multilink (Ivoclar – Vivadent) e a alumina foi a Procera®Alumina (Nobel Biocare) constituída por 99,9 % de óxido de alumínio densamente sinterizado.

Trinta e dois cilindros de alumina foram confeccionados pela Nobel Biocare, onde um dos extremos deste cilindro recebeu o tratamento superficial e o outro não. Para a aplicação do cimento resinoso sobre os cilindros de alumina, utilizou-se uma matriz de Teflon com um orifício central de 3,5mm de diâmetro por 3,0mm de profundidade. Foram determinados 4 grupos experimentais: Grupo 1 – superfície sem tratamento; Grupo 2 – superfície sem tratamento e com aplicação de adesivo; Grupo 3 - superfície com o tratamento realizado pelo fabricante; Grupo 4 – superfície com tratamento realizado pelo fabricante e com adesivo. Após a aplicação do cimento nos 4 grupos, os espécimes foram armazenados em água deionizada a 37°C durante 24h, sendo, em seguida, montados em uma máquina universal de ensaios para realização dos testes de resistência ao cisalhamento. Os resultados foram submetidos à análise de variância a dois critérios e ao teste de Tukey para comparação entre os grupos. A superfície tratada (grupo 3) apresentou valores significativamente maiores que todos os outros grupos. A presença do adesivo diminuiu a resistência adesiva quando aplicado na superfície tratada, mas não deu diferença significativa quando aplicado na superfície sem tratamento.

**PALAVRAS CHAVE:** Alumina. Cimentos de resina. Adesivos dentinários. Resistência ao Cisalhamento. Tratamento superficial.

Introdução



## **1 INTRODUÇÃO**

A crescente procura por materiais restauradores estéticos tem direcionado as pesquisas, na área odontológica, para o desenvolvimento de sistemas que permitem a restauração do sorriso livre de metal, sem seqüelas aparentes da doença carie. O aspecto estético dos dentes passou a ser valorizado pelos pacientes como um fator de diferenciação na conquista das relações pessoais e profissionais (KELLY; NISHIMURA; CAMPBELL<sup>36</sup>, 1996).

Dentre os materiais restauradores estéticos, as cerâmicas tem se destacado em função das suas excelentes propriedades ópticas, biocompatibilidade e durabilidade (KELLY; NISHIMURA; CAMPBELL<sup>36</sup>, 1996, PEUTZFELDT<sup>50</sup>, 2001). A cerâmica é considerada o material estético que mais se assemelha à aparência natural dos dentes, devido a sua capacidade de reproduzir as sombras e translucidez da estrutura dental (LUTHY<sup>37</sup>, 1992, ROSENBLUM; SCHULMAN<sup>56</sup>, 1997). As restaurações em cerâmica pura foram introduzidas na odontologia no século XIX (DIETSCHI; SPREAFICO<sup>28</sup>, 1997, ROULET; HERDER<sup>58</sup>, 1991), mas devido à inexistência de cimentos adequados que permitissem a união da cerâmica à estrutura dental, bem como, inovações técnicas para a fabricação da cerâmicas mais resistentes, estas apresentavam alto índice de fraturas e deixaram de ser utilizadas (QUALTROUGH; WILSON; SMITH<sup>54</sup>, 1990).

O grande salto de qualidade das restaurações de porcelana aconteceu com o desenvolvimento das próteses metalocerâmicas na década de 60, que aliou as propriedades das ligas metálicas com as da porcelana, conferindo a estas próteses excelentes qualidades mecânicas e estéticas, que ainda

continuam prestando ótimos resultados aos pacientes (McLEAN<sup>39</sup>, 2001, ANUSAVICE<sup>4</sup>, 2005).

Entretanto, mais uma vez o apelo estético fez com que os pesquisadores e indústrias buscassem novos materiais odontológicos que pudessem substituir as ligas metálicas utilizadas na confecção de infra-estruturas para as próteses metalocerâmicas. Assim, surgiram novas porcelanas que sofreram modificações estruturais com finalidade de torná-las mais resistentes, possibilitando sua indicação para confecção de infra-estruturas de restaurações extensas e próteses fixas (McLEAN 2001<sup>39</sup>, ANUSAVICE<sup>4</sup>, 2005).

Hoje, a confecção de restaurações estéticas indiretas a base de porcelana é, em varias situações clínicas, uma excelente alternativa que preenche os quesitos estéticos, biológicos, mecânicos e funcionais exigidos de um material restaurador e tem sua indicação bem sedimentada tanto na Dentística como na Prótese (SILVA E SOUZA; CARVALHO; MONDELLI<sup>63</sup>, 2000.)

Fator importante para a evolução destas porcelanas foi o surgimento e o desenvolvimento da tecnologia adesiva, que trouxe consigo um grande avanço para a Odontologia Estética, pela capacidade de unir materiais a base de resina à estrutura dentária através de sistemas adesivos (INOKOSHI<sup>34</sup>, 1993). O desenvolvimento destes materiais resinosos possibilitou também a evolução dos materiais de fixação utilizados nas restaurações indiretas. Com o advento de cimentos a base de resina composta, problemas como resistência de união e resistência à compressão, puderam ser contornados principalmente em relação ao tradicional cimento de fosfato de zinco, que proporciona adequada retenção mecânica, porem, solubilidade relativamente alta em ambiente oral e

uma opacidade extremamente indesejada em restaurações estéticas (PRAKKI, CARVALHO<sup>52</sup>, 2001).

A vantagem das estruturas dentárias com relação aos cimentos resinosos, é que devido ao condicionamento ácido que recebem há uma condição favorável de união, ou seja, as micro-retenções criadas agem como pontos de retenção da resina composta à sua estrutura. Por outro lado, a superfície interna das infra-estruturas, apesar de apresentar certo grau de irregularidades, não retém a resina composta satisfatoriamente e, conseqüentemente, a prótese em posição quando submetida a grandes esforços. Por esse motivo, a maior parte dos trabalhos dessa área visa desenvolver técnicas para melhorar a retenção das resinas e cimentos resinosos nas infra-estruturas cerâmicas (VALANDRO et al.<sup>71</sup>, 2004, VALANDRO et al.<sup>72</sup> 2005, BLATZ; SADAN; BLATZ<sup>12</sup>, 2003, BLATZ et al.<sup>13</sup>, 2003).

Vários estudos foram desenvolvidos nos últimos anos buscando aprimorar o sistema de retenção e aumentar a resistência de união entre materiais resinosos e as porcelanas, sendo os principais campos de desenvolvimento a química das resinas para cimentação, tipo de tratamento superficial aplicado à superfície da restauração e utilização de condicionadores das superfícies cerâmicas (AZARBAL; BOYER; CHAN<sup>7</sup>, 1986, BLATZ; SADAN; BLATZ<sup>12</sup>, 2003, BLATZ et al.<sup>13</sup>, 2003, BLIXT et al.<sup>14</sup>, 2000, BEGAZO et al.<sup>11</sup>, 2004, NAKAMURA et al.<sup>44</sup>, 2004, ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN<sup>57</sup>, 1998, SÖDERHOLM; REETZ<sup>66</sup>, 1996, INOKOSHI et al.<sup>34</sup>, 1993, VALANDRO et al.<sup>71</sup>, 2004, VALANDRO et al.<sup>72</sup> 2005).

Em vista da variedade de porcelanas de reforço existentes atualmente no mercado e o crescente uso das infra-estruturas de alumina por causa das suas indiscutíveis propriedades, como a elevada resistência a compressão (PALLIS et al. <sup>48</sup>, 2004) resistência flexural (SADAN, BLATZ, LANG <sup>59</sup>, 2005) e outras características como contraste radiográfico (ODÉN <sup>46</sup>, 1998), é que foi escolhido o sistema PORCERA®ALUMINA para ser avaliado neste trabalho (FRANCISCHONE; VASCONCELOS<sup>31</sup>, 2002).

O uso de cimentos resinosos de polimerização dual (ativação química e física) para restaurações livres de metal é questionado em função da diminuição da passagem de luz através destas infra-estruturas, comprometendo o grau de polimerização destes cimentos, o que diminuiria as suas propriedades finais. Por esse motivo existe a tendência de usar cimentos resinosos de polimerização química unicamente, que garantissem uma polimerização final mais completa (D'ALPINO et al. <sup>24</sup>, 2006, SADAN; BLATZ; LANG <sup>59</sup>, 2005, HEFFERNAN <sup>33</sup>, 2002).

A intenção deste estudo foi avaliar a influência de um novo tratamento na superfície interna das infra-estruturas de alumina e a influência do sistema adesivo na procura de melhorar a resistência de união dos cimentos resinosos de polimerização química à superfície de alumina.

Revisão de Literatura

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Cimentos Resinosos

O estudo dos materiais odontológicos pode ser didaticamente organizado em quatro categorias de materiais: os metais, as cerâmicas, os polímeros e os compostos. Os materiais compostos são misturas físicas de metais, cerâmicas e/ou polímeros. O objetivo de um material composto é misturar as características das partes constituintes para obter um material com propriedades intermediárias e, com isso, tirar vantagem das melhores propriedades de cada fase. Uma mistura clássica utilizada para restaurações dentárias envolve partículas de cerâmica misturadas com uma matriz polimérica, constituindo a resina composta (ANUSAVICE<sup>4</sup>, 2005, BAYNE; THOMPSON; TAYLOR<sup>10</sup>, 2002, COMBE; BURKE; DOUGLAS<sup>22</sup>, 1999).

A partir de estudos da estrutura e das propriedades físico-químicas dos materiais, realizados nas décadas 50 e 60; foram desenvolvidos materiais estéticos a base de resina. BOWEN<sup>17</sup> em 1956 fez uma combinação entre a resina epóxica e a resina acrílica restauradora a base de metacrilato, unindo as propriedades dos dois materiais. Da resina epóxica, a baixa alteração dimensional e, da acrílica, a rápida velocidade de polimerização. Esse novo material passou a ser denominado “Resina de Bowen” ou Bis-GMA, por ser o produto da reação química entre *bisfenol A* e *glicidil metacrilato*. (ANUSAVICE<sup>4</sup>, 2005, DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON<sup>27</sup>, 1999)

Em 1962, o mesmo pesquisador, na tentativa de melhorar as propriedades físicas das resinas acrílicas, desenvolveu um método de

incorporação de partículas inorgânicas à matriz de polímero orgânico. Este método baseava-se na cobertura da partícula de sílica com um agente anfótero vinil silano. Esse agente promovia a adesão entre a fase orgânica e a inorgânica da resina composta, resultando em redução da contração de polimerização, diminuição do coeficiente de expansão térmica, aumento da resistência à compressão e aumento da dureza (PHILLIPS; SWARTZ; NORMAN<sup>51</sup>, 1969).

Devido a esta mistura heterogênea de fases orgânica e inorgânica, ao invés de serem apenas uma combinação de resinas, estes materiais, segundo a ADA<sup>1</sup> (1998), são mais bem definidos como “compostos à base de resina”.

Os cimentos resinosos existem desde o início dos anos 50, com sua formulação inicial baseada no polímero de metacrilato de metila; mas devido à micro-infiltração e às limitadas características de manipulação, esses cimentos tiveram um uso limitado. Entretanto, com a aplicação da técnica do ataque ácido para unir a resina ao esmalte (BUONOCORE<sup>19</sup>, 1955), com o desenvolvimento das resinas compostas (BOWEN<sup>18</sup>, 1963), e a descoberta de novas moléculas e técnicas de união com os diferentes substratos, foi desenvolvida uma variedade de cimentos resinosos com desempenho clínico bastante satisfatório (DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON<sup>27</sup>, 1999, DeGOES<sup>25</sup>, 1998, INOKOSHI<sup>34</sup>, 1993, PAMEIJER; STANLEY<sup>49</sup>, 1992, PRAKKI; CARVALHO<sup>52</sup>, 2001, ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN<sup>57</sup>, 1998).

Os cimentos resinosos são variações de resinas de Bis-Gma e outros metacrilatos. A base composicional dos cimentos resinosos é um sistema monomérico Bis-GMA (Bisfenol - A metacrilato de glicidila) ou UEDMA (Uretano dimetacrilato) em combinação a monômeros de baixa viscosidade (TEGDMA,

UDMA), além de cargas inorgânicas (lítio, alumínio e Oxido de silício) tratadas com silano (agentes de união), (ANUSAVICE<sup>4</sup>, 2005, DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON<sup>27</sup>, 1999). A adoção de grupamentos funcionais hidrófilos modificou a composição orgânica dos sistemas resinosos de cimentação em relação às resinas compostas e ainda, propiciou possibilidade de adesão com a superfície dentinária. Para completar a composição, a resina aglutinante foi combinada com partículas cerâmicas e sílica coloidal. As partículas inorgânicas se apresentam nas formas angulares, esféricas ou arredondadas, com conteúdo de peso variando entre 36 a 77% e diâmetro variável entre 10 a 15 µm, dependendo do produto (DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON<sup>27</sup>, 1999; INOKOSHI<sup>34</sup>, 1993).

Estes cimentos apresentam menor percentual volumétrico de partículas incorporadas à matriz orgânica com o objetivo de adequar sua viscosidade às condições específicas e desejáveis de cimentação, sendo esta a principal diferença das resinas compostas para restauração (DeGÓES<sup>25</sup>, 1998).

Segundo a especificação nº 27 (ANSI/ADA ISO 4049), esses cimentos podem ser classificados pelo seu modo de polimerização, que pode ser através de reações químicas, fotoativadas ou da combinação de ambas. Sua adesão ao esmalte ocorre através de um imbricamento micromecânico da resina aos cristais de hidroxiapatita e à superfície do esmalte condicionada com ácido. Sua adesão a dentina é mais complexa, envolvendo a penetração de monômeros hidrofílicos através de uma camada de colágeno, cobrindo parcialmente a apatita desmineralizada da dentina condicionada (DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON<sup>27</sup>, 1999). Essa adesão é obtida pela infiltração da resina dentro da dentina condicionada, produzindo um



imbricamento micromecânico, abaixo da camada híbrida ou zona de interdifusão da resina (CRAIG; POWERS<sup>23</sup>, 2002).

A adesão dos cimentos resinosos com as porcelanas odontológicas ainda é motivo de uma infinidade de estudos, primeiramente pela grande quantidade de porcelanas existentes no mercado, cada uma delas apresentando composições diferentes e por conseguinte, precisando de diferentes condutas para melhorar a união a este tipo de cimentos. (DIAZ-ARNOLD; VARGAS; HASSELTON<sup>27</sup>, 1999, MEDINA-VALDIVIA<sup>40</sup>, SADAN, BLATZ, LANG<sup>60</sup>, 2005, 2004)

Quando é utilizada uma restauração de porcelana que possui uma infraestrutura não metálica, a tendência hoje, na hora da cimentação, é de utilizar cimentos resinosos de ativação química, já que a passagem de luz através deste tipo de reforço é consideravelmente diminuída e não é suficiente para produzir uma ativação total dos agentes fotossensíveis do cimento, comprometendo o seu grau de polimerização (SADAN, BLATZ, LANG<sup>59</sup>, 2005).

Os cimentos resinosos proporcionam atualmente um grande leque de indicações. Podem ser aplicadas para colagem de “brackets” ortodônticos, próteses adesivas e sob restaurações indiretas parciais ou totais. (PRAKKI; CARVALHO<sup>52</sup>, 2001). Já os cimentos resinosos que apresentam polimerização dual, foram desenvolvidos para serem utilizados sob restaurações estéticas, pois estes materiais restauradores permitem a passagem de luz, que é responsável por parte da polimerização, cabendo à reação química a função de complementá-la em regiões profundas, de difícil acesso à luz (PAMEIJER; STANLEY<sup>49</sup>, 1992).

Em 1996 SÖDERHOLM; REETZ<sup>66</sup>, relataram que os sistemas de fixação resinosos são menos solúveis na cavidade oral que a maioria dos cimentos odontológicos e que associados aos resultados clínicos e laboratoriais alcançados, permitem sua crescente difusão. Além disso, salientaram que na fixação de incrustações estéticas, onde a espessura e a opacidade da restauração dificultam a difusão de luz, os agentes de fixação de eleição deveriam ser aqueles de polimerização dupla. Comentaram que o sucesso de uma fixação adesiva depende da união química com a superfície interna da restauração. Ressaltaram também, a importância da configuração cavitária (fator C) na contração de polimerização e na geração de estresse na interface adesiva.

Em 1998, ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN<sup>57</sup>, relataram alguns aspectos importantes relacionados aos cimentos de uso odontológico e aos agentes de fixação resinosos. Ressaltaram que o cimento de fosfato de zinco é considerado o cimento mais popularmente utilizado, tendo como principais desvantagens a solubilidade e a falta de adesão e que estes problemas não estariam presentes com os sistemas de fixação resinosos. Dentre as propriedades destes sistemas, ressaltaram que sua biocompatibilidade estaria diretamente relacionada ao grau de conversão dos monômeros em polímeros. As causas de irritação pulpar e sensibilidade pós-operatória que ocorrem freqüentemente estariam associadas provavelmente a erros de técnica, como consequência de contaminação bacteriana ou ressecamento da dentina. Comentaram ainda, que um agente de fixação ideal deveria prover uma união estável entre a estrutura dentária e a restauração, e através da sua resiliência, aumentar a resistência à fratura da restauração.

Cimentos resinosos apresentam maior resistência flexural e compressiva, segundo PIWOWARCZYK; LAUER <sup>53</sup>, 2003. Um cimento resistente distribui melhor as tensões, tem uma menor probabilidade de falha e grande possibilidade de atingir o sucesso clínico. Biocompatibilidade, sensibilidade pós-operatória, performance clínica, estética e facilidade de trabalho são outros fatores a serem considerados na escolha de um cimento.

## **2.2 Porcelanas densamente sinterizadas**

Foi entre os anos de 1983 e 1987 que o cirurgião-dentista e engenheiro Matts Andersson (Suécia), inspirado no trabalho de Per-Ingvar Branemark com o titânio, idealizou a construção de coroas utilizando esse material pensando na sua biocompatibilidade, mas a sua surpresa foi quando descobriu a grande dificuldade de fundir o titânio e sua considerável falta de precisão. Em vista destes problemas próprios do material e da sua manipulação, ele desenvolveu um método que, utilizando “micro-maquinarías”, conseguiu produzir infra-estruturas com alta precisão e a escala industrial. Em 1984 o primeiro protótipo dessa máquina estava pronto. Em 1987, Andersson entrou em contato com a Nobelpharma, em Gotemburgo, na Suécia (que em 1996 mudou para Nobel Biocare), precisando de uma parceria industrial. Em janeiro de 1988, a Nobelpharma comprou o projeto “Procera” dele. Andersson continuou trabalhando com a empresa e em 1991 a primeira coroa Procera AllCeram foi produzida. Logo depois, em 1992 a Nobelpharma se uniu à Sandvik AB para melhorar o desenvolvimento das cerâmicas para odontologia, e em 1993 a nova tecnologia dos “scanners” foi introduzida ao processo de produção (FRANCISCHONE; VASCONCELOS <sup>31</sup>, 2002, NOBEL BIOCARE <sup>45</sup>, 2007).

Atualmente, o sistema Procera® utiliza o desenho assistido por computador (CAD) e a manufatura igualmente assistida pelo computador (CAM). A fabricação das infra-estruturas apresenta a seguinte seqüência: O modelo é inicialmente “scaneado”, um arquivo digital é criado reproduzindo o modelo no computador onde o protético vai marcar as margens da preparação, esta informação digital é enviada via internet à planta de produção da Procera Sandvik AB localizada em Estocolmo, na Suécia; ou na nova planta de produção em Nova Jersey, EUA; em funcionamento desde 1999. Na planta de produção será reproduzido o modelo com um aumento de 20% no tamanho a fim de compensar a contração que a alumina vai sofrer pelo processo de sinterização. Uma infra-estrutura altamente resistente é feita sobre este modelo com Óxido de Alumínio por um processo de pré-sinterização (conhecido como estágio verde) elevando a temperatura até um pouco antes da sinterização. Neste ponto, esta infra-estrutura ainda 20% maior, é desgastada até atingir a espessura desejável indicada pelo cirurgião dentista. Depois esta infra-estrutura é levada ao forno para atingir a sinterização total. Durante este ciclo, a infra-estrutura sofrerá contração até atingir as dimensões do modelo de trabalho original (FRANCISCHONE; VASCONCELOS<sup>31</sup>, 2002, NOBEL BIOCARE<sup>45</sup>, 2007, ODÉN<sup>46</sup>, 1998, SADAN; BLATZ; LANG<sup>59</sup>, 2005). A infra-estrutura, após controle de qualidade, é enviada de volta ao laboratório dental de origem por correio normal, onde a aplicação da porcelana de revestimento é feita a mão pelo próprio protético. A combinação entre a precisão do computador e a arte do protético é o que ainda faz que o sistema Procera® proporcione restaurações da maior qualidade disponível no mercado.

(FRANCISCHONE; VASCONCELOS <sup>31</sup>, 2002, NOBEL BIOCARE <sup>45</sup>, 2007, SADAN; BLATZ; LANG <sup>59</sup>, 2005).

Assim o sistema Procera® tem melhorado largamente a idéia original de Andersson, introduzindo alta tecnologia na fabricação das infra-estruturas para próteses parciais fixas e, oferecendo essencialmente, maior tempo para o trabalho artístico dos protéticos, aproveitando o tempo que demoravam em fazer a infra-estrutura, considerando que este trabalho artístico não pode ser ainda realizado de forma industrial (BRUNTON et al.<sup>20</sup>, 1999). Segundo os próprios fabricantes, as vantagens que o sistema Procera® oferece tanto para pacientes como para os dentistas são (NOBEL BIOCARE <sup>45</sup>, 2007):

- Próteses mais duras e resistentes.
- Acabado e brilho mais natural.
- Excelente precisão para coroas, facetas, encaixes e pontes.
- Tempo curto de produção.
- Maior rentabilidade para os laboratórios e os dentistas.

A coroa de Procera AllCeram é composta de uma infra-estrutura de óxido de alumínio densamente sinterizado coberto por porcelana dental convencional. O conteúdo de óxido de alumínio desta infra-estrutura é de 99,9%. (BRUNTON et al.<sup>20</sup>, 1999, FRANCISCHONE; VASCONCELOS <sup>31</sup>, 2002, ODÉN <sup>46</sup>, 1998).

Uma das principais vantagens das infra-estruturas do sistema Procera®, é a sua elevada resistência a fraturas sob pressão comparada com os outros tipos de infra-estruturas utilizadas para próteses livres de metal. Assim as infra-estruturas de IPS Empress 2 resistem por volta de 400 MPa, o InCeram Zirconia resiste 620 Mpa, e a Procera® AllCeram até 687 MPa, estimativas que

foram calculadas usando métodos de flexão biaxial e uniaxial de 2, 3 e 4 pontos. (PALLIS et al.<sup>48</sup>, 2004). Outra pesquisa atribui uma resistência flexural de  $670 \pm 30$  Mpa para as infra-estruturas de alumina, e de perto de 1000 Mpa para infra-estruturas de zircônia (SADAN; BLATZ; LANG<sup>59</sup>, 2005).

Outra característica interessante é o contraste radiográfico das cerâmicas de óxido de alumínio densamente sinterizadas junto às porcelanas feldespáticas que se aproximam ao contraste radiográfico da dentina. Esta propriedade faz possível diagnosticar mudanças nas estruturas dentárias remanescentes que suportam este material (ODÉN<sup>46</sup>, 1998).

Ao falar da adaptação marginal, muitos autores coincidem em assinalar que as restaurações feitas com este sistema apresentam os melhores valores adaptação marginal e os valores mais baixos de discrepância vertical, ainda quando comparados com outros sistemas “livres de metal” como o Empress 2 e o In Ceram Alumina (QUINTAS; OLIVEIRA; BOTTINO<sup>55</sup>, 2004, MAY et al.<sup>38</sup>, 1998).

### **2.3 União entre Cimentos Resinosos e Porcelanas densamente sinterizadas**

Nos últimos anos, diversos trabalhos foram realizados buscando aumentar a resistência de união das resinas e cimentos resinosos a este tipo de porcelanas odontológicas, principalmente através de tratamentos superficiais aplicados às superfícies das porcelanas (BAYNE; THOMPSON; TAYLOR<sup>10</sup>, 2002).

Vários testes têm sido utilizados para verificar a resistência mecânica e a interface de um sistema restaurador. Na literatura, inúmeros trabalhos são

encontrados, utilizando os mais diversos tipos de testes de resistência como: testes de tração diametral, resistência flexional de três pontos, de resistência flexional de quatro pontos, de resistência ao cisalhamento, de resistência à tração, resistência à fadiga, energia de fratura e resistência à microtração. Não há um critério estabelecido para a escolha do teste a ser empregado (FURUSE<sup>32</sup>, 2005, ANUSAVICE<sup>4</sup>, 2005).

ØILO; AUSTRHEIM<sup>47</sup>, em 1993, compararam os testes de tração e de cisalhamento descritos na especificação ISO TR 11405 de 1993, com relação à resistência mecânica de diferentes sistemas adesivos dentinários. Segundo esses autores, os dois métodos proporcionaram valores de magnitude comparável e demonstraram serem igualmente representativos como testes *in vitro* da qualidade de sistemas adesivos dentinários.

DeHOFF; ANUSAVICE; WANG<sup>26</sup>, em 1995, comparam através de análise de elemento finito tridimensional os dois métodos de cisalhamento: aquele realizado com ponta em forma de faca e o método de tração por cisalhamento, realizado com alça de fio de aço exercendo estresse de cisalhamento, com relação ao acúmulo de estresse em interfaces adesivas. Através da análise de elemento finito, os autores demonstraram que o método de tração por cisalhamento exerce menor concentração de estresse próximo da interface adesiva, na região de aplicação das forças, proporcionando uma melhor distribuição de forças. Entretanto, devido à concentração de forças, todos os métodos de cisalhamento subestimam o valor de resistência adesiva.

A utilização de diferentes métodos de avaliação da resistência mecânica de interfaces adesivas pode gerar resultados discrepantes para a mesma condição experimental. Com a finalidade de avaliar se o método de

cisalhamento com alça de fio ortodôntico produzia resultados diferentes do método de resistência flexional de quatro pontos, DUNN; SÖDERHOLM<sup>29</sup>, 2001, avaliaram três diferentes sistemas adesivos dentinários. Os autores observaram que, apesar de a resistência ao cisalhamento ter sido estatisticamente menor que a resistência flexional, não houve diferença estatística na resistência adesiva entre os sistemas adesivos testados, para nenhum dos métodos, demonstrando que ambos os métodos podem ser utilizados para avaliação da interface adesiva.

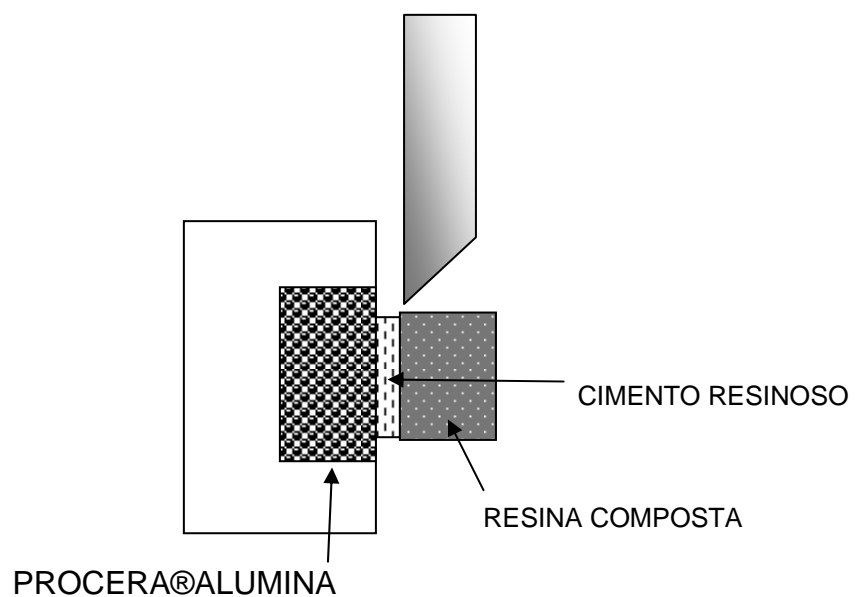
CARDOSO *et al.*<sup>21</sup>, em 2003, analisaram a resistência ao cisalhamento de dois adesivos através de dois métodos: alça de fio ortodôntico e ponta de faca. Os vinte e quatro molares humanos recém extraídos foram montados em tubos de PVC e divididos em dois grupos. Para cada grupo foi utilizado um adesivo: *Etch & Prime 3.0* ou *Single Bond*. Restaurações em forma de cone foram confeccionadas com a resina *Z100*. Após armazenamento em água a 37°C por 24 horas, os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento utilizando alça de fio ortodôntico. Os mesmos, foram montados novamente em tubos de PVC e os espécimes, confeccionados da mesma forma que a anterior. Após armazenamento, os espécimes foram submetidos ao ensaio de cisalhamento utilizando uma lâmina em forma de ponta de faca. Os valores de resistência obtidos para o *Etch & Prime 3.0* foram menores que para o *Single Bond*, para ambos os métodos de aplicação de carga. Considerando o método de cisalhamento, valores maiores ( $p < 0,01$ ) foram obtidos para o *Etch & Prime 3.0* quando a lâmina em forma de ponta de faca foi utilizada. Não foi observada diferença estatística entre os dois métodos para o *Single Bond*. Apesar de ter sido encontrada diferença estatística entre os dois métodos para o *Etch &*



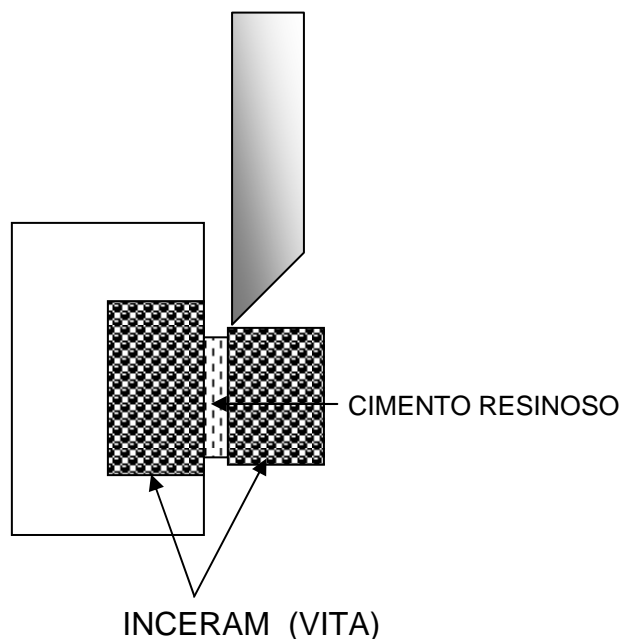
*Prime 3.0*, segundo os autores, a desproporção quantitativa entre as magnitudes de adesão para cada sistema adesivo foi mantida. Houve correlação significativa entre os valores de resistência adesiva obtidos para o mesmo dente.

Assim diversos autores têm utilizado este tipo de teste para avaliar a resistência de união entre os cimentos resinosos e porcelanas reforçadas.

BLATZ et al.<sup>13</sup>, em 2003, avaliaram a força de adesão de 2 cimentos resinosos, Panavia 21 TC e Relay X ARC com e sem silanização, sobre a superfície jateada da infra-estrutura da porcelana ProceraAllCeram. Os resultados demonstraram que o Panavia 21 obteve melhores resultados junto ao agente silano ainda depois da termociclagem. Foram fabricados 80 discos de resina composta de 2.9 mm X 3.0 mm que foram colados com cimento resinoso a 80 blocos quadrados de cerâmica (Procera) de 10 X 10 X 2 mm. Os espécimes foram submetidos ao ensaio de cisalhamento utilizando uma lâmina em forma de ponta de faca.

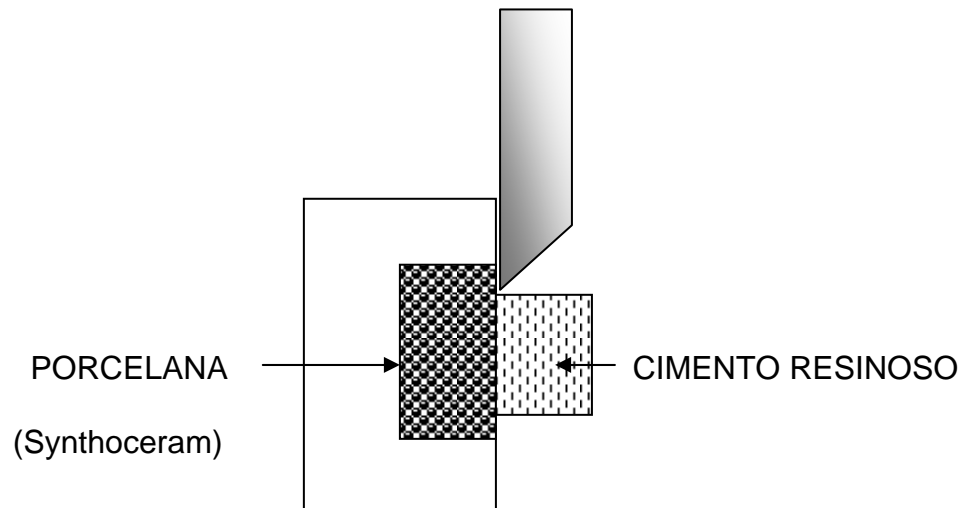


NAKAMURA et al.<sup>44</sup>, em 2004 utilizaram também testes de cisalhamento para avaliar a resistência de união dos cimentos resinosos à porcelanas a base de alumina. Dois tamanhos de discos de cerâmica a base de alumina (In Ceram - Vita) foram fabricados com 10 mm por 6 mm de diâmetro x 2mm de espessura e cimentados um contra o outro interpondo uma matriz de polietileno de 5mm de diâmetro para delimitar a área de adesão. Este artigo testou a influência do silano na adesão entre a porcelana e diferentes cimentos resinosos, por tanto, todos os blocos de cerâmica foram polidos com papel de silicon carbide No. 600 e lavados com etanol de 99,5% por 5 minutos.



BEGAZO et al.<sup>11</sup>, em 2004 utilizaram testes de cisalhamento para avaliar a resistência de união dos cimentos resinosos às porcelanas. Foram fabricados 128 discos de porcelana (Synthoceram; 66% de óxido de alumínio, 20% óxido de silício, 14% outros materiais) com 20 mm de diâmetro e 3 mm de espessura. Depois foram submetidos a diferentes tratamentos superficiais e colocados em

um molde cilíndrico de 4 mm de diâmetro x 4 mm, de espessura onde se aplicou o cimento resinoso a ser testado.



O tratamento mais utilizado na superfície das porcelanas densamente sinterizadas é o jateamento, já seja com óxido de alumínio de 50 $\mu$ m, ou com partículas de sílica que podem variar de 30 a 110 $\mu$ m representados pelos sistemas COJET e ROCATEC (3M ESPE) respectivamente. Adicionalmente existem dúvidas sobre os benefícios da aplicação de um sistema adesivo sobre esta superfície depois de ser tratada e antes de receber o agente cimentante. (SOARES<sup>65</sup>, 2005, MEDINA-VALDIVIA<sup>40</sup>, 2004).

No ano de 2004, VALANDRO et al.<sup>71</sup>, testaram também a hipótese que o jateamento com sílica na superfície da cerâmica melhora a força de adesão entre cimentos resinosos e cerâmicas a base de alumina e zircônia. Dez blocos de cada cerâmica foram fabricados utilizando InCeram Zircônia (ZIR) e Procera AllCeram (PRO). Todos os corpos de cerâmica foram duplicados com a resina composta Clearfill AP-X. A superfície a ser tratada de cada bloco de cerâmica foi polida com lixa de SiC de granulação 600, 800 e 1200 e divididos em 4

grupos dependendo da cerâmica e tratamento de superfície utilizado: G1 - Zir + jato de óxido de alumínio de 110  $\mu\text{m}$ , G2 – Zir + CoJet System (jateamento com partículas de sílica de 30  $\mu\text{m}$  + Espe Sil), G3 – Pro + jato de óxido de alumínio, G4 – Pro + CoJet. Os blocos cerâmicos foram cimentados com os correspondentes blocos de resina composta, utilizando o cimento resinoso Panavia F de acordo com as instruções do fabricante. Os blocos cimentados foram armazenados em água a 37° C por sete dias e seccionados. Os resultados mostraram que o G2 (26,81 Mpa) apresentou maior força de adesão em comparação aos outros grupos, o grupo G4 (18,52 Mpa) mostrou melhores resultados que o G3 (12,7 Mpa) e o G1 (15,5 Mpa). Todas as falhas foram adesivas. O tratamento com sílica na superfície da cerâmica aumentou a força de adesão entre a cerâmica e o cimento resinoso.

Na tentativa de evitar dispêndio de tempo e dinheiro com os tratamentos de superfície, é que o fabricante do sistema PROCERA® esta aplicando um tratamento na superfície interna do “coping” antes de sair da fábrica, tratamento que não foi revelado ainda e que será motivo de avaliação nesta pesquisa.

Proposição

### **3 PROPOSIÇÃO**

O propósito deste trabalho foi:

- Avaliar a influência do tratamento superficial, feito pelo fabricante, na resistência adesiva de um cimento resinoso de polimerização química à alumina densamente sinterizada.
- Avaliar a influência do sistema adesivo na união do cimento resinoso de polimerização química à alumina densamente sinterizada, sem tratamento prévio.
- Avaliar a influência do sistema adesivo na união do cimento resinoso de polimerização química à alumina densamente sinterizada tratada pelo fabricante.

## **4 – MATERIAL E MÉTODOS**

---

#### 4 MATERIAL E MÉTODOS

Os corpos de alumina densamente sinterizada (PROCERA®ALUMINA), constituída de 99,9% de oxido de alumínio, foram confeccionados pela NOBEL BIOCARE, Suécia; com formato cilíndrico tendo de largura 3,5mm e comprimento de 16mm. Um dos extremos, o que recebeu tratamento, teve a sua largura aumentada a 7 mm, favorecendo a sua identificação (Figura 4.1).

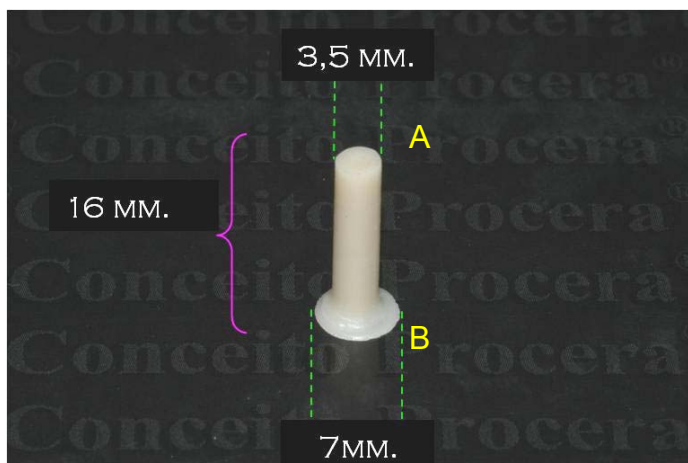


Figura 4.1 – Materiais utilizados no desenvolvimento desta pesquisa. Cilindro de porcelana de 16mm de comprimento. (A) extremo não tratado com 3,5mm de diâmetro; (B) extremo tratado com 7mm de diâmetro.

Para confecção dos corpos-de-prova foi utilizado o cimento resinoso de polimerização química MULTILINK®, fabricado pela IVOCLAR-VIVADENT em Liechtenstein (Figura 4.2). O adesivo utilizado foi o MULTILINK® Primer A e B, o mesmo que forma parte do kit do cimento resinoso, que é um sistema adesivo autocondicionante de um passo e de polimerização química. Os



materiais utilizados no desenvolvimento desta pesquisa estão listados na Tabela 4.1 e mostrados nas Figuras 4.1 e 4.2.

<b>PRODUTO</b>	<b>FABRICANTE</b>	<b>CARACTERÍSTICAS</b>
MULTILINK®	Ivoclar - Vivadent (Liechtenstein)	Cimento resinoso de polimerização química.
MULTILINK® Primer A e B	Ivoclar - Vivadent (Liechtenstein)	Sistema adesivo autocondicionante de um passo
PROCERA® ALUMINA	Nobel Biocare (Suécia)	Alumina densamente sinterizada (99,9% de óxido de alumínio).

Tabela 4.1 – Produto, fabricante e características dos materiais utilizados no desenvolvimento desta pesquisa.



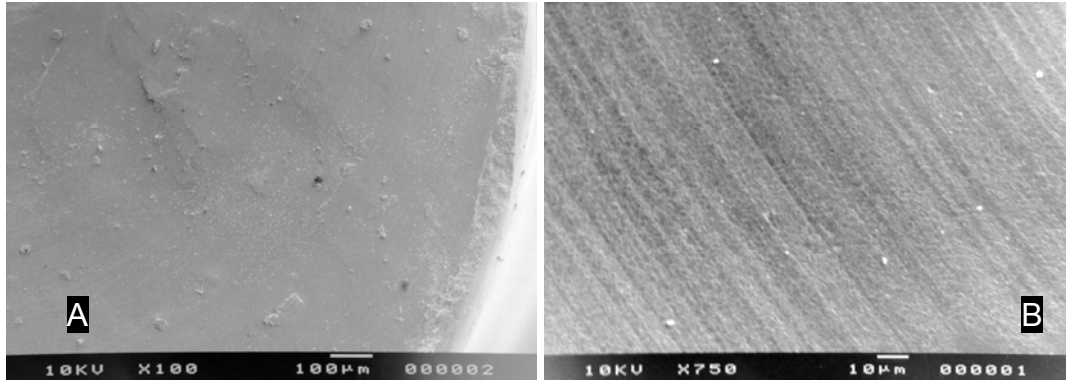
Figura 4.2 – Materiais utilizados no desenvolvimento desta pesquisa. Kit do cimento resinoso Multilink® Sistem Pack (Ivoclar – Vivadent).

A confecção dos corpos-de-prova utilizados neste experimento foi realizada em sala com umidade do ar e temperatura ambiente controladas. Assim, todas as amostras foram confeccionadas sob temperatura de  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}$  e umidade relativa  $50 \pm 5\%$ .

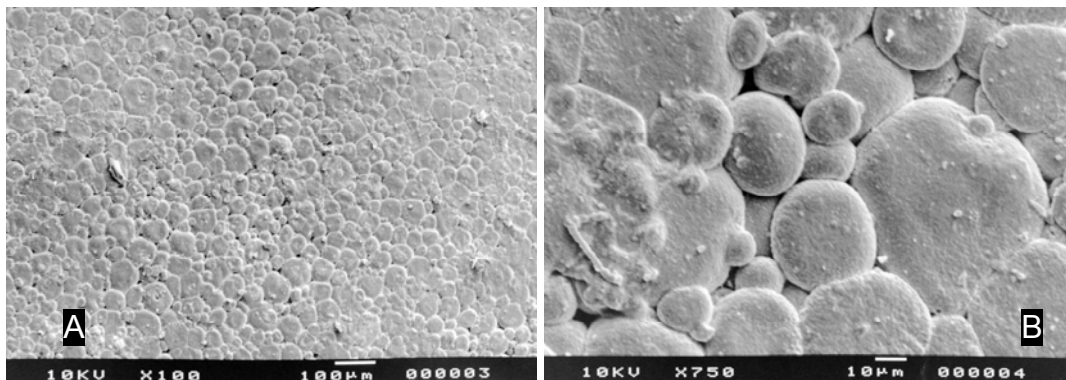
Foram confeccionados 32 cilindros de PROCERA® ALUMINA, onde um extremo de cada cilindro recebeu um tratamento superficial que ainda permanece como segredo do fabricante; e o outro extremo ficou sem receber tratamento algum (Figura 4.1).

As figuras 4.3 e 4.4 foram feitas no microscópio eletrônico de varredura MEV: JEOL / JSMT 220 A, na Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, e mostram as superfícies de alumina tratada e não tratada antes de ser testadas, com aumentos de 100x e 750x.

**MEV – 1** Microscopia Eletrônica de Varredura representativa de um espécime de alumina dos Grupos 1 e 2 ( sem tratamento) antes de ser testado, observado com 100x. (A) e com 750x (B)



**MEV – 2** Microscopia Eletrônica de Varredura representativa de um espécime de alumina dos Grupos 3 e 4 (com tratamento) observada com 100x (A) e com 750x (B).



Uma matriz de resina epóxica foi confeccionada para cada cilindro de alumina em um anel de PVC 3/4 (Tigre S. A. Tubos e Conexões – Joinville – SC) de 12mm de altura aproximadamente, com uma perfuração cilíndrico-circular de 3,6mm de diâmetro em seu centro, com a finalidade de padronizar a manipulação e a adaptação dos corpos de prova no dispositivo de cisalhamento (Figura 4.3).

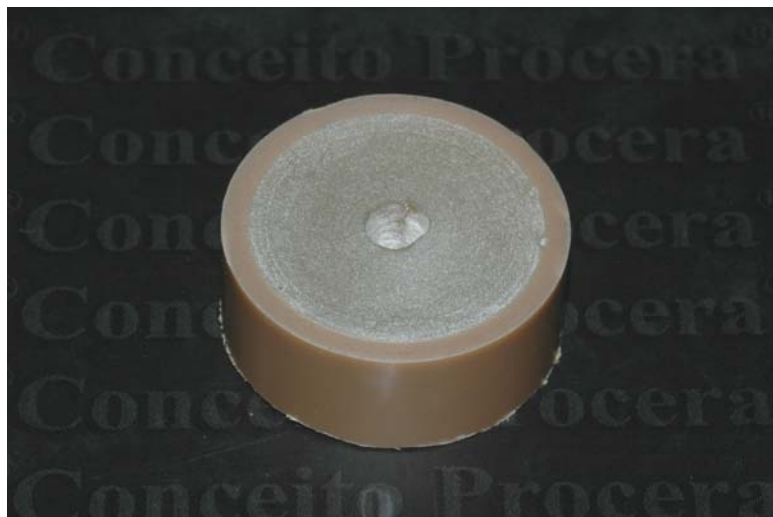


Figura 4.3 – Matriz de resina epóxica

Os cilindros de alumina foram divididos em quatro grupos, segundo as diferentes condições da superfície, da seguinte forma:

- grupo 1 – superfície sem tratamento;
- grupo 2 – superfície sem tratamento e com adesivo Multilink® Primer;
- grupo 3 – superfície com tratamento;
- grupo 4 – superfície com tratamento e com adesivo Multilink® Primer.

Para a aplicação do cimento resinoso todas as superfícies receberam a aplicação do ácido fosfórico a 35% por 15 segundos como meio de limpeza da superfície e posteriormente, foram lavados com jatos de ar e água por 20 segundos, de acordo com SADAN; BLATZ; LANG<sup>60</sup>, 2005. Os cilindros de alumina foram então levados a um dispositivo metálico, composto de uma base, um braço e um “platô” no qual se acoplava uma matriz dividida de teflon (politetrafluoreetano) fixada através de um parafuso lateral (Figura 4.4). A matriz dividida possuía um orifício central com 3,5mm de diâmetro e 3,0mm de altura e dois pinos metálicos como guia para uma única forma de encaixe (Figura 4.4 A e B). O orifício central desta matriz de teflon foi dimensionado de tal forma

que os valores obtidos em Quilograma Força (kgf) após os ensaios mecânicos fossem os mesmos em Mega Pascal (MPa), uma vez que a área de superfície do espécime obtido correspondia ao fator de conversão entre estas duas unidades, de acordo com ARAUJO; ASMUSSEN<sup>5</sup>, 1989, MUNKSGAARD; IRIE; ASMUSSEN<sup>43</sup>, 1985, MUNKSGAARD; ASMUSSEN<sup>42</sup>, 1984, ZIDAN; ASMUSSEN; JØRGENSEN<sup>75</sup>, 1980.

Após a adaptação de cada cilindro de alumina no dispositivo metálico, e encaixado sob a matriz de teflon, foi aplicado o cimento resinoso (Figura 4.5).

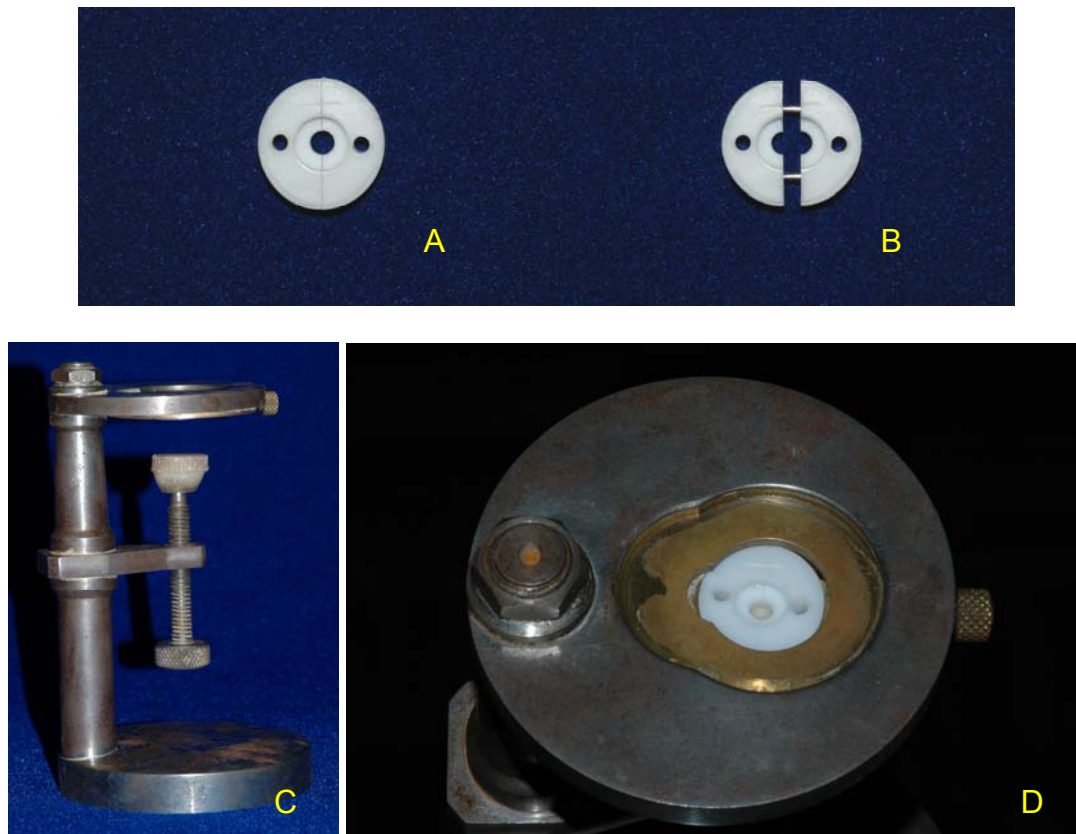


Figura 4.4 – Dispositivos utilizados para aplicação do cimento resinoso, nas diferentes condições de superfície da alumina: (A) e (B) – matriz de teflon dividida em duas partes; (C) – dispositivo metálico utilizado para posicionar e manter corretamente posicionados os cilindros de porcelana e a matriz de teflon que servirá para aplicar o cimento resinoso; (D) – matriz de teflon ajustada ao dispositivo metálico, assentada e fixada através do parafuso lateral, e com o cilindro de porcelana em posição.

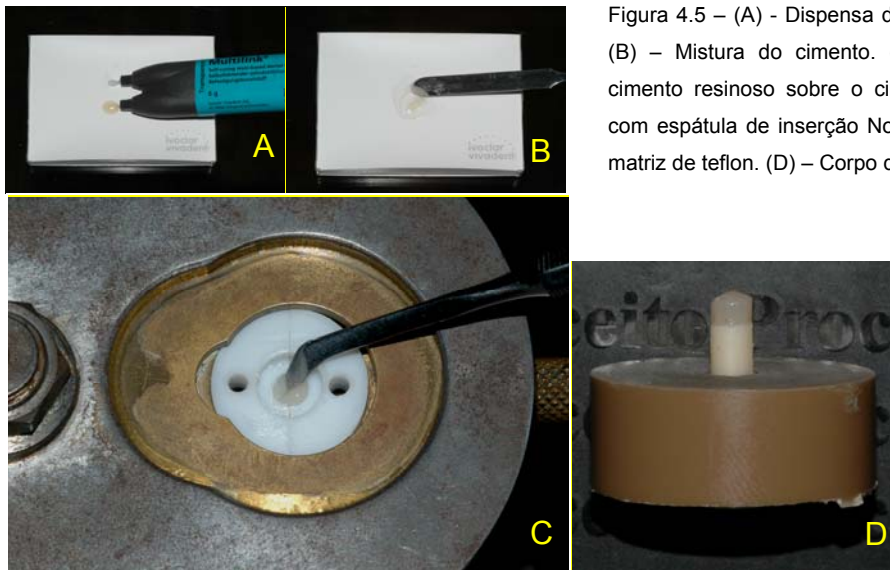


Figura 4.5 – (A) - Dispensa do cimento resinoso. (B) – Mistura do cimento. (C) - Aplicação do cimento resinoso sobre o cilindro de porcelana com espátula de inserção No. 1 e com ajuda da matriz de teflon. (D) – Corpo de prova finalizado.

Após a confecção, os corpos-de-prova foram mantidos imersos em água deionizada por 24 horas em estufa a 37°C, e então submetidos ao teste de cisalhamento sob força de tração, através de uma alça de fio ortodôntico passando o mais próximo possível da interface adesiva, gerando estresse de cisalhamento, em uma máquina de ensaios universal Kratos (Kratos Equipamentos Industriais Ltda, modelo K2000 MP. Número de serie M970201. Capacidade 2000 Kgf.), à velocidade de 0,5mm/min. Para este teste, os corpos-de-prova foram montados em um dispositivo apropriado que foi adequadamente fixado à máquina de ensaio (Figura 4.6), (ARAUJO; ASMUSSEN<sup>5</sup>, 1989).

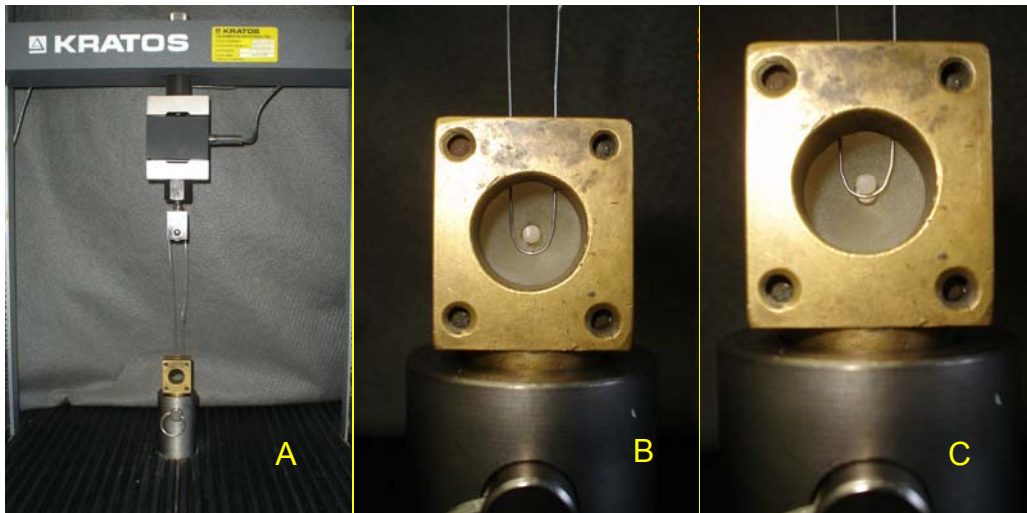


Figura 4.6 – Máquina de ensaios universal Kratos. (A) - Na parte inferior está o dispositivo metálico que estabiliza os corpos-de-prova à máquina de ensaios, no meio a alça de fio ortodôntico em posição fixada à parte superior na máquina; (B) - corpo-de-prova em posição no dispositivo metálico com a alça de fio ortodôntico que traciona o segmento de cimento resinoso induzindo esforços de cisalhamento; (C) - momento em que o fio ortodôntico quebra a união entre o bloco de cimento resinoso e a alumina.

#### *Planejamento estatístico*

Os dados obtidos foram submetidos à análise de estatística, utilizando-se a Análise de Variância (Anova) a dois critérios para constatar as diferenças entre os grupos. Para determinar quais grupos apresentam diferenças estatisticamente significantes foi empregado o teste de comparações múltiplas de Tukey ( $\alpha=0,05$ ).

## 5 – RESULTADOS

---



## 5 RESULTADOS

As médias e os desvios-padrão dos resultados obtidos para os testes de resistência ao cisalhamento estão demonstrados na tabela 5.1 e na figura 5.1, para os Grupos 1, 2, 3 e 4. Os valores individuais dos ensaios de resistência ao cisalhamento para cada condição experimental, estão apresentados em Mega Pascal (MPa) na seção de “Anexos”.

Tabela 5.1 – Média e desvio-padrão (DP) da resistência adesiva sob esforços de cisalhamento, para cada condição experimental (valores em MPa)

<b>Grupo</b>	<b>Média ± DP</b>
1. Grupo 1 – superfície <b>sem</b> tratamento;	1,94 ± 0,46
2. Grupo 2 – superfície <b>sem</b> tratamento e com adesivo Multilink® Primer;	1,44 ± 0,29
3. Grupo 3 – superfície <b>com</b> tratamento;	4,12 ± 0,50
4. Grupo 4 – superfície <b>com</b> tratamento e com adesivo Multilink® Primer.	2,20 ± 0,68

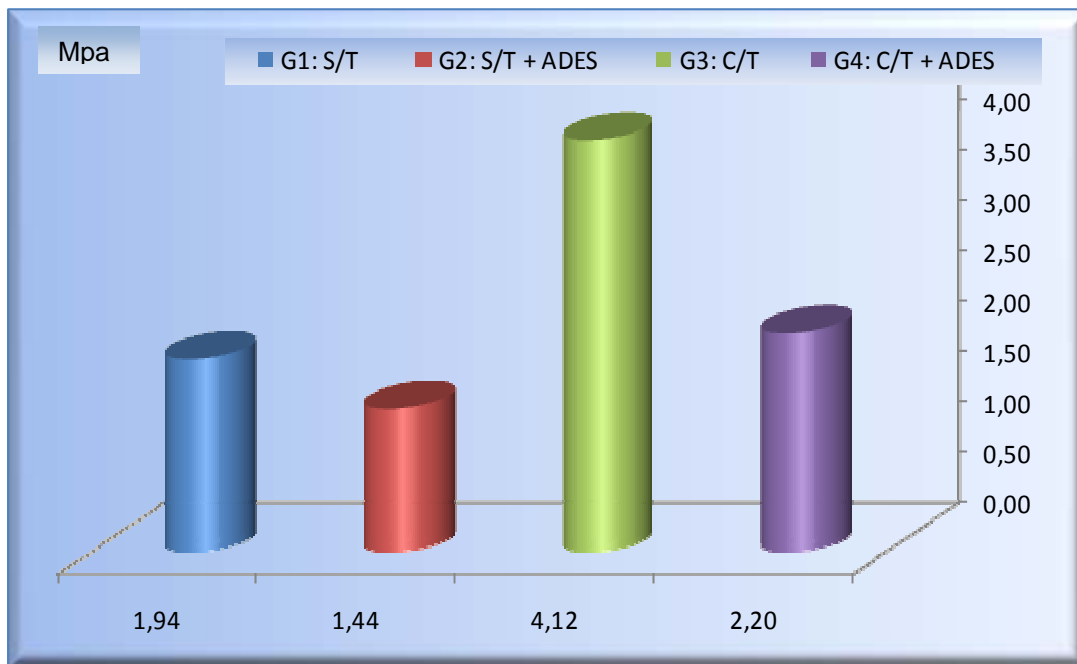


Figura 5.1 – Representação gráfica das médias de resistência ao cisalhamento em MPa.

Para verificar a diferença dos valores numéricos entre os grupos experimentais foi aplicada a análise de variância (Anova) a dois critérios (Tabela 5.2). Para determinar quais grupos apresentavam diferenças estatisticamente significantes foi empregado o teste de Tukey.

Considerando  $p < 0,05$ , o grupo 3, correspondente à superfície com tratamento, apresentou melhores resultados, estatisticamente significantes, quando comparado a todos os outros grupos.

Quando comparados os grupos 1 e 2 estes apresentaram equivalência estatística, embora o grupo com adesivo (2) tenha diminuído os valores.

Na presença do adesivo (grupos 2 e 4) encontrou-se diferença estatisticamente significante, apresentando valores superiores o grupo 4 que associou o adesivo com o tratamento de superfície.

Tabela 5.2 – Resultados da Análise de Variância a dois critérios.

ANOVA	1- Tratamento / 2- Adesivo					
Fator	DF Effect	MS Effect	DF Error	MS Error	F Value	P Level
1	1	17.21378	28	0.251224	68.51973	0.000000
2	1	11.79765	28	0.251224	46.96076	0.000000
1 / 2	1	4.025703	28	0.251224	16.02438	0.000417

Tabela 5.3 – Resultados do teste de Tukey a um nível de significância de 5%

<b>Comparação entre os grupos</b>	<b>Diferença</b>	<b>Interpretação</b>
1 x 2	0.206734	Não Significante
1 x 3	0.000164	Significante
1 x 4	0.746430	Não significativa
2 x 3	0.000164	Significante
2 x 4	0.025833	Significante
3 x 4	0.000164	Significante

Discussão

## 6 DISCUSSÃO

As porcelanas de uso odontológico têm sido muito aprimoradas nos últimos anos. O intuito de eliminar o uso de qualquer metal das restaurações indiretas por parte dos cirurgiões-dentistas e pesquisadores e o interesse próprio dos pacientes, fez com que o uso de porcelanas livres de metal para a confecção de restaurações indiretas tenham-se incrementado nos consultórios e com muito bons resultados.

A friabilidade das porcelanas convencionais ou feldespáticas fez com que seja preciso utilizar uma infra-estrutura metálica de reforço, para diminuir o índice de fratura e aumentar sua longevidade, mas comprometendo suas características estéticas. Posteriormente, apareceram porcelanas reforçadas que, em certos casos e regiões de menor esforço, poderiam ser bem utilizadas. Logo, surgiram as infra-estruturas de porcelana totalmente reforçadas (SADAN; BLATZ; LANG<sup>59</sup>, 2005).

O sistema PROCERA® ainda hoje é um dos sistemas mais utilizados no mundo e apresenta os melhores valores em testes de resistência à fratura sob pressão (PALLIS et al.<sup>48</sup>, 2004, SADAN; BLATZ; LANG<sup>59</sup>, 2005), excelente adaptação marginal apresentando os melhores valores de adaptação marginal e os valores mais baixos de discrepância vertical quando comparados com outros sistemas livres de metal como o Empress 2 e o In Ceram Alumina (FRANCISCHONE; VASCONCELOS<sup>31</sup>, 2002, MAY et al.<sup>38</sup>, 1998, QUINTAS; OLIVEIRA; BOTTINO<sup>55</sup>, 2004).

É bom lembrar que a perda da retenção foi reconhecida como a segunda causa mais importante de falha das coroas tradicionais e pilares de próteses fixas (SCHWARTZ et al.<sup>62</sup>, 1970). Outro estudo colocou as falhas na

cimentação como a terceira mais importante causa de reposição ou troca de coroas e próteses fixas, destacando que estas falhas aconteceram em média, com só 5,8 anos de serviço (WALTON; GARDNER; AGAR<sup>73</sup>, 1986).

O aparecimento das infra-estruturas livres de metal trouxe consigo exatamente o aumento deste problema. Estas infra-estruturas e os agentes cimentantes resinosos dificilmente conseguem, por si só, uma união química ou que seja suficientemente resistente e duradoura à longo prazo, a diferença das porcelanas feldespáticas que podem ser condicionadas com ácido fluorídrico e com ajuda de agentes de união (silano), conseguem união química aos cimentos resinosos (SADAN; BLATZ; LANG<sup>60</sup>, 2005). Assim, diversas pesquisas têm procurado a melhora da união mecânica e micro-mecânica destas infra-estruturas aos cimentos resinosos, testando diversos tratamentos de superfície, mas poucas delas têm testado a PROCERA®ALUMINA e ainda não existem relatos da influência do tratamento superficial que o fabricante vem utilizando (AZARBAL; BOYER; CHAN<sup>7</sup>, 1986, BEGAZO et al.<sup>11</sup>, 2004, BLATZ; SADAN; BLATZ<sup>12</sup>, 2003, BLATZ et al.<sup>13</sup>, 2003, BLIXT et al.<sup>14</sup>, 2000, INOKOSHI et al.<sup>34</sup>, 1993, NAKAMURA et al.<sup>44</sup>, 2004, ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN<sup>57</sup>, 1998, SADAN; BLATZ; LANG<sup>59</sup>, 2005, SADAN; BLATZ; LANG<sup>60</sup>, 2005, SADAN; BLATZ; SOIGNET<sup>61</sup>, 2003, SÖDERHOLM; REETZ<sup>66</sup>, 1996, VALANDRO et al.<sup>71</sup>, 2004, VALANDRO et al.<sup>72</sup> 2005).

O uso dos cimentos resinosos pode ser recomendado por causa das propriedades deste material (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN<sup>57</sup>, 1998, PIWOWARCZYK; LAUER<sup>53</sup>, 2003, SÖDERHOLM; REETZ<sup>66</sup>, 1996). O uso dos cimentos resinosos de polimerização química para a cimentação de coroas com infra-estrutura de alumina pode ser justificado pela diminuição da

passagem de luz, devido à opacidade da alumina, comprometendo assim a fotoativação do cimento quando este é dual como foi demonstrado por D'ALPINO et al.<sup>24</sup>, 2006, HEFFERNAN et al.<sup>33</sup>, 2002 e posteriormente recomendado por SADAN; BLATZ; LANG<sup>59</sup>, 2005.

Para melhorar a união dos cimentos resinosos com a superfície cimentante (interna) da restauração, alguns autores recomendam o jateamento com óxido de alumínio ( $Al_2O_3$ ) aumentando assim as microretenções e a área de contacto com o material cimentante. (AWLIYA et al.<sup>6</sup>, 1998, BLATZ et al.<sup>13</sup>, 2003, MEDINA-VALDIVIA<sup>40</sup>, 2004, SADAN; BLATZ; LANG<sup>60</sup>, 2005, SADAN; BLATZ; SOIGNET<sup>61</sup>, 2003). Outros recomendam o jateamento com outro tipo de partículas, as de sílica (sílica coating) (BLATZ; SADAN; BLATZ<sup>12</sup>, 2003, MEDINA-VALDIVIA<sup>40</sup>, 2004).

Neste trabalho, é testado o tratamento superficial que o fabricante realiza com a finalidade de que o profissional não precise fazer outro tratamento superficial nas infra-estruturas de alumina (Figura 4.4), já que existem estudos que demonstram que o dano ocasionado pelo jateamento, não necessariamente aparente no início, compromete a resistência à fadiga das infra-estruturas de alumina e zircônia (THOMPSON; REKOW<sup>70</sup>, 2004, ZHANG et al.<sup>74</sup>, 2006). Quando submetidos à fadiga, as pequenas imperfeições causadas pelo jateamento podem ter mais peso do que qualquer efeito compensatório de reforço causado pela compressão (ZHANG et al.<sup>74</sup>, 2006). Segundo estes autores o dano ocasionado pelo jateamento é comparado a danos ocasionados por excesso de carga ou compressão em uma região específica, ou igual a uma marca feita por punctionamento a leve pressão,

ocasionando pequenas trincas que com o tempo irão se unindo levando à fratura da restauração.

Vários testes laboratoriais são freqüentemente realizados para avaliar a resistência de união entre dois materiais, sejam estes iguais ou diferentes (ANUSAVICE<sup>4</sup>, 2005, BAYNE; THOMPSON; TAYLOR<sup>10</sup>, 2002).

Ao longo dos anos, os dois métodos de avaliação da resistência adesiva mais utilizados foram a resistência ao cisalhamento ou à tração. (DeHOFF; ANUSAVICE; WANG<sup>26</sup>, 1995, DUNN; SÖDERHOLM<sup>29</sup>, 2001, ØILO; AUSTRHEIM<sup>47</sup>, 1993).

Entretanto, há uma grande variação dos resultados obtidos com o mesmo sistema restaurador em diferentes laboratórios e pesquisas, muitas vezes utilizando métodos semelhantes de tração ou cisalhamento. No presente trabalho, realizamos um teste de cisalhamento sob força de tração (ARAUJO; ASMUSSEN<sup>5</sup>, 1989, CARDOSO et al.<sup>21</sup>, 2003, DeHOFF; ANUSAVICE; WANG<sup>26</sup>, 1995) para avaliar a resistência de união de um cimento resinoso à alumina densamente sinterizada com duas diferentes condições de superfície. Foi avaliada a influência de um tratamento superficial e de um sistema adesivo. Foram estipulados quatro grupos; no Grupo 1, a alumina recebeu o cimento resinoso sem nenhum tratamento prévio. No Grupo 2, esta mesma superfície recebeu o cimento resinoso depois de ser aplicado o sistema adesivo. No Grupo 3, o cimento resinoso foi aplicado na superfície de alumina tratada pelo fabricante e, no Grupo 4, o cimento foi aplicado na superfície tratada depois de ser aplicado o sistema adesivo. Segundo os resultados, a superfície tratada pelo fabricante por si só (Grupo 3) apresentou resultados significativamente melhores a todos os outros grupos. O sistema adesivo diminuiu os valores de



resistência em todos os casos, tanto quando aplicado na superfície não tratada (Grupo 2) como quando aplicado na superfície tratada (Grupo 4) apresentando significância estatística quando comparados os grupos 3 e 4. Os grupos 1 e 2 não apresentaram diferença estatística significativa entre si.

O uso do adesivo poderia justificar-se como substituto dos agentes promotores de união, como por exemplo, o silano, pelo simples fato de melhorar o molhamento e, conseqüentemente, o contato entre o cimento e a superfície da alumina. O uso do silano é indicado na cimentação de porcelanas a base de sílica, como as fel despáticas ou, no caso das infra-estruturas, quando recebem jateamento com partículas de sílica (sílica coating) (BLATZ; SADAN; BLATZ<sup>12</sup>, 2003, SADAN; BLATZ; LANG<sup>60</sup>, 2005). Segundo os resultados desta pesquisa, o a presença do adesivo diminuiu os valores em todos os casos. Uma possível explicação para o fato de o adesivo ter diminuído os valores, está na sua condição de ser autocondicionante. É possível que a acidez do sistema adesivo não tenha permitido a sua polimerização, uma vez que, quando aplicado às estruturas dentárias, este adesivo reage condicionando-as e, conseqüentemente, diminuindo a sua acidez. Em contato com a alumina, o adesivo não tem reação química e a acidez se mantém alta dificultando a sua polimerização (SUH et al.<sup>67</sup>, 2003, TAY et al.<sup>68</sup>, 2003, TAY et al.<sup>69</sup>, 2003). A escolha de um adesivo com características autocondicionantes para este trabalho foi devido a que ele é oferecido pelo fabricante no mesmo kit do cimento.

Os resultados do presente trabalho indicam que deve-se cimentar as restaurações com infra-estruturas de alumina sem modificar a superfície interna que já vem tratada pelo fabricante, nem aplicar um adesivo que seja

autocondicionante. A partir dos resultados observados e dados encontrados na literatura, sugere-se realizar novos testes avaliando um adesivo convencional da mesma marca comercial do cimento, que apresente pH mais elevado, que não seja autocondicionante ou que possa ser polimerizado antes da aplicação do cimento; testar outros cimentos resinosos, e a possibilidade de aplicar outros tipos de tratamentos existentes na literatura, para compará-los ao tratamento do fabricante.

Finalmente, deve-se enfatizar que os resultados deste estudo não deveriam ser extrapolados para todos os cimentos resinosos e sistemas adesivos já que cada material possui características individuais e podem ter comportamentos diferentes.

Conclusões

## 7 CONCLUSÕES

Baseados nos dados obtidos durante os ensaios de resistência adesiva ao cisalhamento e nos resultados da análise estatística, conclui-se:

- O tratamento superficial, realizado pelo fabricante, na alumina densamente sinterizada, aumentou significativamente a resistência de união entre ela e os cimentos resinosos.
- O sistema adesivo, não apresentou influencia significativa na resistência de união entre o cimento resinoso e a alumina densamente sinterizada não tratada.
- O sistema adesivo apresentou influência significativamente negativa, na resistência de união entre o cimento resinoso e a alumina densamente sinterizada tratada pelo fabricante.

Anexos

**ANEXO 1 – Valores individuais em MPa de resistência ao cisalhamento, médias e desvios-padrão (DP) para os diferentes grupos experimentais.**

<b>Corpo-de-prova</b>	<b>Grupo 1</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Grupo 3</b>	<b>Grupo 4</b>
1	2,05	1,27	4,86	2,08
2	2,77	1,40	3,79	2,33
3	1,70	2,00	4,40	2,00
4	1,25	1,47	4,10	3,43
5	1,98	1,13	3,63	2,93
6	1,70	1,14	4,25	1,60
7	1,75	1,69	3,38	1,50
8	2,35	1,41	4,55	1,70
9	2,05	1,27	4,86	2,08
10	2,77	1,40	3,79	2,33
<b>Média</b>	<b>1,94</b>	<b>1,44</b>	<b>4,12</b>	<b>2,20</b>
<b>DP</b>	<b>0.46</b>	<b>0,29</b>	<b>0,50</b>	<b>0,68</b>

## Referências Bibliográficas

---

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. ADA COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS; ADA COUNCIL ON DENTAL BENEFIT PROGRAMS. Statement on posterior resin-based composites. **J Am Dent Assoc**, v.129, n.11, p.1627-8, Nov. 1998.
2. ADA COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS. Direct and indirect restorative materials. **J Am Dent Assoc**, v.134, n.4, p.463-72, Apr. 2003.
3. ANDERSSON, M.; ODÉN, A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. **Acta Odontol Scand**, v.51, n.1, p.59-64, 1993.
4. ANUSAVICE, K.J. **Cerâmicas Odontológicas**. In: Anusavice KJ, editor. Phillips, materiais dentários. São Paulo: Elsevier; 2005. p. 619-77.
5. ARAUJO, P.A.; ASMUSSEN, E. Aluminum oxalate/glycine solutions as pretreatment in the Gluma bonding system. **Scand J Dent Res**, v.97, n.6, p.552-558, Dec. 1989.
6. AWLIYA, W. et al. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. **Acta Odontol Scand**, v.56, n.1, p.9-13, Feb. 1998.
7. AZARBAL, P.; BOYER, D.B.; CHAN, K.C. The effect of bonding agents on interfacial bond strength of repaired composites. **Dent Mater**, v.2, n.4, p.53-5, Jul. 1986.
8. BALLESTER, R.Y. **Influência de diferentes tratamentos da interface de resinas compostas coladas na sua resistência ao dobramento, em função de marcas e tempos de armazenamento**. São Paulo,



1990. 54. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
9. BAYNE, S.C.; TAYLOR, D.F. Dental materials. In: STURDEVANT, C.M. *et al. The art and science of operative dentistry*. 3.ed., St. Louis, Mosby, 1995. Cap. 6, p.206-87.
10. BAYNE, S.C.; THOMPSON, J.Y.; TAYLOR, D.F. Dental materials. In: ROBERSON, T.M.; HEYMANN, H.O.; SWIFT Jr, E.J. **Sturdevant's art & science of operative dentistry**. 4.ed., St. Louis, Mosby, 2002. Cap. 4, p.132-234.
11. BEGAZO, C.C. et al. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic core material. **Dent Mater**, v.20, n.10, p.901-907, Dec. 2004.
12. BLATZ, M.B.; SADAN, A.; BLATZ, U. The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. **Quintessence Int**, v.34, n.7, p.542-547, Jul-Aug. 2003.
13. BLATZ, M.B. et al. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. **J Prosthet Dent**, v.89, n.4, p.381-7, Apr. 2003.
14. BLIXT M, et al. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. **Int J Prosthodont**, v.13, n.3, p.221-226, May-Jun. 2000.
15. BOUSCHLICHER, M.R.; REINHARDT, J.W.; VARGAS, M.A. Surface treatment techniques for resin composite repair. **Am J Dent**, v.10, n.6, p.279-283, 1997.

16. BOWEN, R.L. **Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidil acrylate.** E.U.A. Pat. 3.066.112, 27 Nov. 1962.
17. BOWEN, R.L. Use of epoxy resins in restorative materials. **J Dent Res**, v.35, n.3, p.360-369, Jun. 1956.
18. BOWEN, R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **J Am Dent Assoc**, v.66, p.57-64, Jan. 1963.
19. BOUNOCORE, M.G. A simple method for increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.
20. BRUNTON, P.A et al. Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? **Br Dent J**, v.186, n.9, p.430-434, May. 1999.
21. CARDOSO, P.E.C. et al. Influence of the substrate and load application method on the shear bond strength of two adhesive systems. **Oper Dent**, v.28, n.4, p.388-94, Jul-Aug. 2003.
22. COMBE, E.C.; BURKE, F.J.T.; DOUGLAS, W.H. **Dental biomaterials.** Boston, Kluwer Academic Publishers, 1999.
23. CRAIG, R.G.; POWERS, J.M. **Restorative Dental Materials.** 11<sup>th</sup> ed. St Louis: Mosby; cap.20, p.594-624; 2002.
24. D'ALPINO, P.H.P. et al. Avaliação da profundidade de polimerização de um cimento resinoso dual interpondo-se à luz halógena copings cerâmicos com diferentes espessuras e propriedades óticas. **J Bras Clin Odontol Int**, - Edição Especial: p.01-08, 2006.

25. De GOES, M. F. Cimentos resinosos. In: CHAIN, M. C.; BARATIERI, L. N. **Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores**. São Paulo, Artes Medicas, 1998. Cap. 6, p.176.
26. DeHOFF, P.H.; ANUSAVICE, K.J.; WANG, Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. **Dent Mater**, v.11, n.2, p.126-131, Mar. 1995.
27. DIAZ-ARNOLD, A. M.; VARGAS, M. A.; HASSELTON, D. R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent**, v.81, n.2, p.135-41, 1999.
28. DIETSCHI, D.; SPREAFICO, R. **Restaurações adesivas: conceitos atuais para o tratamento estético de dentes posteriores**. São Paulo, Quintessence, 1997. 215p
29. DUNN, W.J.; SÖRDERHOLM, K.M. Comparison of shear and flexural bond strength tests versus failure modes of dentin bonding systems. **Am J Dent**, v.14, n.5, p.297-303, Oct. 2001.
30. FREITAS, A.B.D.A. **Avaliação da estabilidade de reparos em resina composta por testes de tração e cisalhamento, utilizando diferentes tratamentos de superfície**. Bauru, 2001. 150p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
31. FRANCISCHONE, C.E.; VASCONCELOS, L.W. **Restaurações estéticas sem metal: Conceito Procera**. São Paulo, Quintessence, 2002, p.100.
32. FURUSE, A.Y. **Efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união adesiva em resina composta contaminada por**

- saliva.** Bauru, 2005. 76p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
33. HEFFERNAN, M.J. et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. **J Prosthet Dent**, v.88, n.1, p.10-15, Jul. 2002.
34. INOKOSHI, S. et al. Dual cure luting composites. Part I: Filler particle distribution. **J Oral Rehab**, v.20, n.2, p.133-46, 1993.
35. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO TR 11405 dental materials** – guidance on testing of adhesion to tooth structure. Geneva, WHO, 1993
36. KELLY, J.R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S.D. Ceramic in dentistry: historical roots and current perspectives. **J Prosth Dent**, v.75, n.1, p.18-32, Jan. 1996.
37. LUTHY, H.; WOHLWEND, A.; SCHÄRER, P. Heat-pressed ceramics: technology and strenght. **Int J Prosthodont**, v.5, n.1, p.9-16, Jan/Feb. 1992.
38. MAY, K.B. et al. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. **J Prosthet Dent**, v.80, n.4, p.394-404, Oct. 1998.
39. McLEAN, J.W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J Prosth Dent**, v.85, n.1, p.61-66, Jan. 2001.
40. MEDINA-VALDIVIA, J.R. **Adesão em procedimentos indiretos: tratamentos superficiais das restaurações estéticas indiretas e cimentação com cimentos resinosos.** Bauru, 2001. 75p. Monografia – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

41. MONDELLI, J. **Estética e cosmética em clínica integrada restauradora**. São Paulo, Santos, 2003.
42. MUNKSGAARD, E.C.; ASMUSSEN, E. Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. **J Dent Res**, v.63, n.8, p.1087-1089, Aug. 1984.
43. MUNKSGAARD, E.C.; IRIE, M.; ASMUSSEN, E. Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resins. **J Dent Res**, v.64, n.12, p.1409-1411. Dec. 1985.
44. NAKAMURA, S. et al. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. **J Oral Rehabil**, v.31, n.8, p.785-789, Aug. 2004.
45. NOBEL BIOCARE  
<http://www.nobelbiocare.com/global/pt/About/history/default.htm>  
[http://www1.nobelbiocare.com/pt\\_pt/nobelesthetics/the-procera-process/default.aspx](http://www1.nobelbiocare.com/pt_pt/nobelesthetics/the-procera-process/default.aspx). acesso em março de 2007.
46. ODÉN, A. et al. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. **J Prosthet Dent**, v.80, n.4, p.450-456, Oct. 1998.
47. ØILO, G.; AUSTRHEIM, E.K. In vitro quality testing of dentin adhesives. **Acta Odontol Scand**, v.51, n.4, p.263-9, Aug. 1993.
48. PALLIS, K. et al. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. **J Prosthet Dent**, v.91, n.6, p.561-569, June. 2004
49. PAMEIJER, C. H.; STANLEY, H. R. Pulp reactions to resin cements. **Am J Dent**, v.5, n.1, p.81-87, 1992.

- 
50. PEUTZFELDT A. Indirect resin and ceramic systems. **Oper Dent**, p.153-176, 2001. Supplement 6.
51. PHILLIPS, R.W.; SWARTZ, M.L.; NORMAN, R.D. Restorative resins. In: \_\_\_\_\_. **Materials for the practicing dentist**. St. Louis, Mosby, 1969. Cap. 11, p.172-94.
52. PRAKKI, A.; CARVALHO, R.M. Cimentos resinosos duais: características e considerações clínicas. **Pos Grad Rev**, v.4, n.1, p.21-26, 2001.
53. PIWOWARCZYK, A.; LAUER, H.C. Mechanical properties of luting cements after water storage. **Oper Dent**, v.28, n.5, p.535-542, Sep-Oct. 2003.
54. QUALTROUGH, A.J.E.; WILSON, N.H.F.; SMITH, G.A. Porcelain inlay: a historical view. **Oper Dent**, v.15, n.2, p.61-70, Mar./Apr. 1990.
55. QUINTAS, A.F.; OLIVEIRA F.; BOTTINO M. A. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in vitro evaluation. **J Prosthet Dent**, v.92, n.3, p.250-257, Sept. 2004.
56. ROSENBLUM, M. A.; SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. **J Amer Dent Ass**, v.128, n.3, p.297-307, Mar. 1997.
57. ROSENSTIEL, S.F.; LAND, M.F.; CRISPIN, B.J. Dental luting agents: a review of the current literature. **J Prosth Dent**, v.80, n.3, p.280-301, Sept. 1998.
58. ROULET, J.F.; HERDER, S. **Bonded ceramic inlays**. Chicago, Quintessence, 1991.

59. SADAN A, BLATZ MB, LANG B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 1. **Int J Periodontics Restorative Dent.** v.25, n.3, p.213-219, Jun. 2005.
60. SADAN A, BLATZ MB, LANG B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 2. **Int J Periodontics Restorative Dent.** v.25, n.4, p.343-349, Aug. 2005.
61. SADAN A, BLATZ MB, SOIGNET, D. Influence of silanization on early bond strength to sandblasted densely sintered alumina. **Quintessence Int,** v.34, n.3, p.172-176, Mar. 2003.
62. SCHWARTZ, N.L. et al. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. **J Am Dent Assoc,** v.81, n.6, p.1395-1401, Dec. 1970.
63. SILVA E SOUZA Jr., M.H.; CARVALHO, R.M.; MONDELLI, R.F.L. **Odontologia estética** – Fundamentos e aplicações clínicas. São Paulo, Santos, 2000.
64. SKINNER, E.W.; PHILLIPS, R.W. **A ciência dos materiais odontológicos.** 2.ed. São Paulo, Atheneu, 1962.
65. SOARES, C.J. et al. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. **J Esthet Restor Dent,** v.17, n.4, p.224-35, 2005.
66. SÖDERHOLM, K.M.; REETZ, E.A. Factors affecting reliability of a resin-based cement joint. **Gen Dent,** v.44, n.4, p.296-302, July/Aug. 1996.
67. SUH, B.I. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured

- composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. **J Adhes Dent**, v.5, n.4, p.267-282, Winter 2003
68. TAY, F.R. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. **J Adhes Dent**, v.5, n.1, p.27-40, Spring 2003.
69. TAY, F.R. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. **J Adhes Dent**, v.5, n.2, p.91-105, Summer 2003.
70. THOMPSON, V.P.; REKOW, D.E. Dental ceramics and the molar crown testing ground. **J Appl Oral Sci**, v.12, (sp. issue), p.26-36, 2004.
71. VALANDRO, L.F. et al. Bond strength between a resin cement and two ceramic system: effect of ceramic surface treatment. **J Appl Oral Sci**, v.12, sp issu, p.41, 2004.
72. VALANDRO, L.F. et al. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. **J Prosthet Dent**, v.93, n.1, p.253-259, March 2005.
73. WALTON, J.N.; GARDNER, F.M.; AGAR, J.R. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. **J Prosthet Dent**, v.56, n.4, p.416-21, Oct. 1986.
74. ZHANG, Y. et al. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. **Int J Prosthodont**, v.19, n.5, p.442-448, Ago/Set. 2006.



75. ZIDAN, O.; ASMUSSEN, E.; JORGENSEN, K.D. (1980): Correlation between Tensile and Bond Strength of Composite Resins. **Scand J Dent Res**, v.88, n.4, p.348-351, Aug. 1980.

## **Abstract**

## **SHEAR BOND STRENGTH OF A RESIN CEMENT TO DIFFERENT SURFACES OF DENSELY SINTERED ALUMINA**

The aim of this study was to investigate the shear bond strength between a resin cement and densely sintered alumina treated by the fabricant. The resin cement used was the Multilink (Ivoclar – Vivadent) and the alumina the Procera®Alumina (Nobel Biocare) made with 99,9% of densely sintered aluminum oxide. Thirty two alumina cylinders were made by Nobel Biocare, and in one of the extremes was applied a own`s fabricant surface treatment. For the application of the cement, a Teflon matrix with a central hole (diameter of 3,5 mm and a height of 3,0 mm) was used. Four groups were created: Group 1 – surface without treatment; Group 2 - surface without treatment and with adhesive; Group 3 – surface with the own`s fabricant treatment; Group 4 - surface with the own`s fabricant treatment with adhesive. After the cement application, the specimens were stored in water at 37° C for 24 hours. Then the samples were placed in a universal testing machine for making the shear strength test. Statistical analysis was performed with two-way analysis of variance (ANOVA), and paired comparisons between groups were done with Tukey`s multiple comparison. Higher significant values were detected for Group 3 when compared with all the other groups. The adhesive decreased the shear bond strength when laid on the treated surface, and there were no difference when laid on the untreated surface.

**KEY WORDS:** Alumina. Resin Cements. Dentin-Bonding Agents. Shear Bond Strength. Surface Treatment.