



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



*Antonio Alves de Almeida Júnior*

**AVALIAÇÃO DE TRATAMENTOS DE  
SUPERFÍCIE NA UNIÃO DE  
CIMENTO RESINOSO AO TITÂNIO  
COMERCIALMENTE PURO**

ARARAQUARA  
2009

**UNESP - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**

***ANTONIO ALVES DE ALMEIDA JÚNIOR***

**AVALIAÇÃO DE TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE NA UNIÃO DE  
CIMENTO RESINOSO AO TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de Mestre em Prótese.

Orientadora: Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca

Araraquara

2009

Almeida Junior, Antonio Alves de

Avaliação de tratamentos de superfície na união de cimentos resinosos ao titânio comercialmente puro / Antonio Alves de Almeida Junior. – Araraquara: [s.n.], 2009.

102 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientadora: Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca

1. Resistência ao cisalhamento 2. Cimentos de resina 3. Titânio.  
I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley C. Chiusoli Montagnoli, CRB-8/5646

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de  
Araraquara / UNESP

**ANTONIO ALVES DE ALMEIDA JÚNIOR**

**AVALIAÇÃO DE TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE NA UNIÃO DE  
CIMENTO RESINOSO AO TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO**

**COMISSÃO JULGADORA**

**DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE**

Presidente e Orientador: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Renata Garcia Fonseca

2º Examinador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

3º Examinador: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Rossana Pereira de Almeida Antunes

Araraquara, 26 de março de 2009.

## **DADOS CURRICULARES**

### **ANTONIO ALVES DE ALMEIDA JÚNIOR**

|             |                                                                                                                               |
|-------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| NASCIMENTO  | 10.08.1982<br><br>Aracaju/SE                                                                                                  |
| FILIAÇÃO    | Antonio Alves de Almeida<br><br>Maria Muniz Sousa Alves Almeida                                                               |
| 2000 - 2005 | Curso de Graduação<br><br>Departamento de Odontologia<br><br>Universidade Federal de Sergipe – UFS                            |
| 2003 - 2003 | Curso de aperfeiçoamento em Cirurgia Oral<br><br>Menor.<br><br>Associação Brasileira de Odontologia –<br><br>ABO/SE           |
| 2004 - 2005 | Curso de aperfeiçoamento teórico e prático em<br><br>Prótese Fixa<br><br>Associação Brasileira de Odontologia –<br><br>ABO/SE |

|             |                                                                                                                                                                                              |
|-------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 2005 - 2006 | <p>Curso de Aperfeiçoamento em Prótese sobre Implante</p> <p>Instituto de Ensino Odontológico - Bauru/SP</p>                                                                                 |
| 2005 - 2007 | <p>Especialização em Prótese Dentária</p> <p>Fundação Bauruense de Ensino Odontológico</p> <p>Faculdade de Odontologia de Bauru – USP</p>                                                    |
| 2006 - 2006 | <p>Aperfeiçoamento em Prótese sobre Implante</p> <p>Clínica Via Oral – Bauru/SP</p>                                                                                                          |
| 2007 - 2009 | <p>Curso de Mestrado – Área de Prótese</p> <p>Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral</p> <p>Faculdade de Odontologia de Araraquara</p> <p>Universidade Estadual Paulista - UNESP</p> |

*Dedicatória*

---

Dedico este trabalho aos meus pais,  
Antonio e Maria, pelo amor, carinho,  
dedicação e ensinamentos para minha  
formação.

Agradecimentos

A princípio, gostaria de agradecer a Deus, ser espiritual onipresente, que rege nossas vidas.

Minha eterna gratidão aos meus pais, Antonio e Maria, que nunca mediram esforços e sempre me dedicaram total apoio para minha formação profissional, ensinando-me, principalmente, a importância da construção e coerência de meus próprios valores. Apesar da imensa saudade, mais uma etapa de minha formação foi finalizada. Tontonho e Maria Muniz, amo vocês.

Gostaria de agradecer a minha querida orientadora e amiga Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Renata Garcia Fonseca pela amizade, convivência, respeito, confiança, paciência, dedicação e ensinamentos. Minha mãe da faculdade, muito obrigado.

Não poderia deixar de agradecer ao Prof. Dr. Gelson Luis Adabo pela grande amizade, convivência e confiança. Como já havia dito no exame de qualificação, se Prof<sup>a</sup>. Renata é minha mãe, o Gelson é meu pai. Prof. Gelson, muito obrigado pelos ensinamentos. Agradeço também ao Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz pela grande amizade e convivência nessa família da disciplina de Materiais Dentários deste departamento que muito me identifiquei.

Agradeço imensamente à amizade do professor e diretor desta Faculdade, Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla, Caco. Os 120 km de estrada Araraquara – Bauru eram curtos para nosso bate-papo. Caco, você está do lado esquerdo do meu peito.

Agradeço ao Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho pela participação na banca de exame de qualificação e por me dar oportunidade de acompanhar alguns casos clínicos.

Agradeço aos professores Ligia Antunes, Regina Helena, Ivan Faria e José Maurício Reis pelo convívio durante dois semestres de estágio docência na disciplina de Prótese Fixa.

Agradeço aos demais professores do Departamento pela amizade e ensinamentos: Ana Cláudia Pavarina, Ana Lúcia Machado, Carlos Vergani, Cinara Camparis, Eunice Giampaolo, Francisco Mollo Jr, Luis Geraldo, Marco Antonio, Sérgio Nogueira.

Agradeço às professoras do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia Maria Regina Sposto e Cláudia Navarro pela oportunidade de trabalharmos juntos.

Agradeço aos “irmãos” e amigos Isabella Haneda e Filipe Abi Rached pelo companheirismo e pela imensa ajuda e apoio na execução desta pesquisa. Sem vocês, quem lixaria meus corpinhos? Brincadeira!! Muito obrigado.

Agradeço a Edson Volta e Ricardo Antunes, juntamente com Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Rossana Pereira, pela imensa ajuda no ensaio de cisalhamento realizado no Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo.

Agradeço aos colegas de Mestrado Ana Lúcia, Ana Paula, André Paleari, Ângela Amaral, Camila Zamperini, Carlos Lombardo, Carolina Chaves, Cristiane Costa, Fabiane Nogueira, Fernanda Izumida, Flavia Medeiros, Flavia Zardo, Patrícia Sabino, Rodrigo Pereira, Tatiana Pereira pela amizade e convivência durante esses dois anos. Agradeço a amizade dos colegas do Doutorado Alejandro Chavez, Andréa Lazarin, Anelise Ferreira, Daniela Gonçalves, Daniela Ribeiro, Ewerton Mima, João Gustavo Ribeiro, Juliano de Pierre, Julie Marra, Laiza Fais, Lívia Dovigo, Luciano Perez (Zeca), Luciano Pedrin, Luis Eduardo Butgnon, Marcelo Del Acqua, Mariana Montenegro, Matheus Lucas, Michael Basso, Paula Sanitá e Roberta Ribeiro.

Agradeço à amizade dos funcionários da Faculdade na qual fui bem acolhido: Mané, Marta, D. Lúcia, Malu, Mirian, Dedé, Adelaide, Dulce, D. Inês, Junior, Silvia, Conceição, Cláudia, Pedro, Eunice, Rodrigo, Denílson, Luis, Prado e Marley.

Aos funcionários da Pós-graduação, em nome de Mara Cândida, pela prontidão, disponibilidade e simpatia com que sempre me atenderam.

Agradeço aos futuros colegas da graduação, principalmente da turma 81, pelo respeito e amizade durante meus estágios docência. Com muito carinho, vocês assistiram às minhas aulas, tiravam suas dúvidas no laboratório e confiavam em minhas palavras. Vocês foram muito importantes para minha formação.

Agradeço à Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP pela oportunidade de crescimento profissional concedida. Ao CNPq pela concessão da bolsa de Mestrado que ajudou a minha estada em Araraquara-SP. À FAPESP pelo auxílio financeiro que permitiu a execução deste trabalho.

Agradeço aos amigos de Bauru que tornaram os finais de semanas naquela cidade mais legais e faziam esquecer a saudade de casa: Karin Modena, José Luiz (Zezo, que apesar de ser amigo da época de graduação e companheiro de especialização estava em Bauru nesta época), Cintia Nishida e Eduardo Tame, Leandro Martins e Luciana Mendonça, Luiz Neto, Gustavo Pimentel, amigos do mestrado em Prótese e do mestrado em Dentística da FOB/USP, ao Prof. Dr. Pedro César pelo incentivo ao mestrado em Araraquara, ao Prof. Dr. Renato de Freitas e a equipe da Clínica Via Oral.

Agradeço aos amigos Djalmyr Jr e Vitor Cordeiro que estiveram por algumas vezes hospedados em minha casa e ajudaram a amenizar a saudade e a solidão. Agradeço a todos os amigos, professores e familiares que ficaram em Aracaju na torcida por mais esta conquista.

Muito obrigado!

Επίγραφε

---

A sabedoria não se transmite, é preciso que nós a descubramos fazendo uma caminhada que ninguém pode fazer em nosso lugar e que ninguém nos pode evitar, porque a sabedoria é uma maneira de ver as coisas.

Marcel Proust

## Sumário

---

## SUMÁRIO

|                                  |     |
|----------------------------------|-----|
| LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS | 18  |
| RESUMO                           | 20  |
| ABSTRACT                         | 23  |
| 1 INTRODUÇÃO                     | 26  |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA          | 32  |
| 3 PROPOSIÇÃO                     | 61  |
| 4 MATERIAL E MÉTODO              | 63  |
| 5 RESULTADOS                     | 74  |
| 6 DISCUSSÃO                      | 81  |
| 7 CONCLUSÃO                      | 93  |
| 8 REFERÊNCIAS                    | 95  |
| APÊNDICE                         | 100 |

## Lista de abreviaturas e símbolos

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

|                                |                                                   |
|--------------------------------|---------------------------------------------------|
| Ti cp                          | Titânio comercialmente puro                       |
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> | Óxido de alumínio                                 |
| µm                             | Micrometros                                       |
| °C                             | Graus Celsius                                     |
| EDS                            | Espectroscopia por energia dispersiva com raios-X |
| g                              | grama                                             |

*Resumo*

---

Almeida-Jr AA. Avaliação de tratamentos de superfície na união de cimento resinoso ao titânio comercialmente puro. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

## RESUMO

Este estudo avaliou a resistência ao cisalhamento da união entre o titânio comercialmente puro fundido e o cimento resinoso não-adesivo (RelyX ARC – 3M ESPE) após diferentes tratamentos na superfície metálica. Noventa discos de titânio comercialmente puro foram divididos aleatoriamente em nove grupos, os quais receberam um dos seguintes tratamentos, antes da aplicação do RelyX ARC: (n=10): 01) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm); 02) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + adesivo; 03) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + silano; 04) Cojet Sand (30 µm); 05) Cojet Sand + adesivo; 06) Cojet Sand + silano; 07) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + Rocatec (110 µm); 08) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + Rocatec + adesivo; 09) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + Rocatec + silano. Os espécimes foram termociclados (5.000 ciclos - 5 – 55 °C - 30 segundos de imersão) e então submetidos ao ensaio de cisalhamento. As médias de resistência ao cisalhamento da união dos grupos de 1 a 9 foram respectivamente: 4,10 ± 0,79<sup>CD</sup>; 6,14 ± 0,99<sup>B</sup>; 4,34 ± 0,71<sup>CD</sup>; 2,58 ± 0,37<sup>EF</sup>; 2,31 ± 0,23<sup>F</sup>; 5,70 ± 0,93<sup>B</sup>; 3,65 ± 0,70<sup>DE</sup>; 5,25 ± 1,08<sup>BC</sup> e 8,36 ± 1,63<sup>A</sup>. O teste *t* de Student apontou igualdade estatística entre os grupos jateados com partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e com partículas revestidas por sílica (P=0,630). A análise de

variância (ANOVA) a dois critérios seguida pelo teste de Tukey indicaram que: 1) o Rocatec apresentou resistência significativamente maior que o Cojet Sand ( $P < 0,05$ ); 2) o jateamento com partículas de óxido de alumínio apresentou resistência significativamente maior quando associado ao adesivo ( $P < 0,001$ ) enquanto o silano foi o melhor tratamento pós jateamento para as partículas revestidas por sílica ( $P < 0,001$ ) e 3) O jateamento com Rocatec seguido da aplicação do silano proporcionou a maior resistência ao cisalhamento de união entre o titânio comercialmente puro e o RelyX ARC. Todos os grupos apresentaram falha 100% adesiva.

Palavras-chave: Cimentos de Resina, Titânio, Tratamentos de Superfície

*Abstract*

---

Almeida-Jr AA. Evaluate of surface treatment on bonding of resin cements to commercial pure titanium. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

## ABSTRACT

This study evaluated the shear bond strength of a conventional resin cement (RelyX ARC – 3M ESPE) to cast commercially pure titanium (cp Ti) after different treatments on metal surface. Ninety cp Ti disks were randomly divided into 9 groups which received one of the following treatments before the application of RelyX ARC: (n=10): 01) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm); 02) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + adhesive; 03) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + silane; 04) Cojet Sand (30 µm); 05) Cojet Sand + adhesive; 06) Cojet Sand + silane; 07) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + Rocatec (110 µm); 08) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + Rocatec + adhesive; 09) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 µm) + Rocatec + silane. All specimens were thermal cycled (5000 cycles, 5 - 55 °C – 30-second dwell time) before tested in shear mode. The mean bond strength values (Mpa) for all groups were, respectively: 4,10 ± 0,79<sup>CD</sup>; 6,14 ± 0,99<sup>B</sup>; 4,34 ± 0,71<sup>CD</sup>; 2,58 ± 0,37<sup>EF</sup>; 2,31 ± 0,23<sup>F</sup>; 5,70 ± 0,93<sup>B</sup>; 3,65 ± 0,70<sup>DE</sup>; 5,25 ± 1,08<sup>BC</sup> e 8,36 ± 1,63<sup>A</sup>. The Student *t* test showed that there was no significant difference between Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> particles and silica-modified Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> particles (P=0.630). Two-way ANOVA and post hoc Tukey test ( $\alpha$ =.05) showed that: 1) Rocatec demonstrated significantly higher shear bond strength than Cojet Sand

( $P < 0.05$ ); 2) airborne-particle abrasion with  $\text{Al}_2\text{O}_3$  particles exhibited the highest shear bond strength with adhesive ( $P < 0.001$ ) while silica-modified  $\text{Al}_2\text{O}_3$  particles exhibited the best behavior when associated with silane ( $P < 0.001$ ); 3) Rocatec plus silane provided the highest shear bond strength between cp Ti and RelyX ARC. All groups showed 100% adhesive failure.

**KEYWORDS:** Resin Cement, Titanium, Surface Treatment

Introdução

---

## 1 INTRODUÇÃO

As restaurações metalocerâmicas são uma das principais opções em reabilitações orais, pois combinam a estética das cerâmicas com a resistência do metal, podendo ser empregadas em maiores extensões e em regiões de grande esforço mastigatório graças à sua resistência mecânica.

Considerando as reações alérgicas que o níquel, presente em algumas ligas, pode provocar<sup>8</sup>, além das propriedades bastante atrativas do titânio como alta relação resistência/massa<sup>25</sup>, elevada resistência à corrosão<sup>5, 19, 21, 25</sup> e excelente biocompatibilidade<sup>5, 8, 19, 21</sup>, o emprego do titânio e de suas ligas passou a ser uma alternativa na confecção de restaurações metalocerâmicas.

Para o sucesso dessas restaurações, todas as etapas clínicas de confecção devem ser realizadas com bastante rigor, inclusive a cimentação<sup>6</sup>. Não adiantaria realizar um preparo correto, confeccionar coroas provisórias bem adaptadas, utilizar materiais e técnicas que resultem em alta precisão dos moldes e empregar materiais restauradores – metal e porcelana – com excelentes propriedades se, na cimentação, não houver uma união efetiva tanto na interface dente/cimento, já bastante pesquisada, como também na interface cimento/infra-estrutura metálica.

Sendo assim, a busca por novos cimentos com propriedades melhoradas tem aumentado a cada dia. Atualmente, os cimentos

resinosos vêm sendo cada vez mais utilizados na cimentação de restaurações metalocerâmicas. Isto se deve pelo fato de esses materiais possuírem propriedades clinicamente importantes reunidas em apenas um tipo de cimento como baixa solubilidade<sup>5-7, 29</sup>, adequadas consistência e espessura de película<sup>3, 24</sup>, elevada resistência<sup>1, 5, 6</sup>, maior capacidade de retenção de restaurações metálicas<sup>17</sup> e elevado pH em relação aos cimentos de fosfato de zinco e de CIV convencional<sup>1</sup>.

Os cimentos resinosos são materiais compostos que possuem uma matriz resinosa constituída por monômeros como Bis-GMA (bisfenol A glicidil metacrilato), UEDMA (uretano dimetacrilato) e TEGDMA (tri etileno glicol dimetacrilato), entre outros, e por partículas inorgânicas, unidas à fase orgânica por meio de silanos.

Considerando o mecanismo de união do cimento resinoso com a restauração têm-se os cimentos resinosos adesivos (ex. Panavia F, Bistite II, C&B Metabond, Super Bond C&B) e os cimentos resinosos não-adesivos (ex. RelyX ARC, Enforce, Variolink II, entre outros). A diferença entre eles é que na composição dos cimentos resinosos adesivos, existem monômeros capazes de estabelecer uma união química com as estruturas dentárias, bem como com a superfície da restauração, seja ela confeccionada em metal, em cerâmica ou em resina composta<sup>22, 30</sup>.

De acordo com Tsuchimoto et al.<sup>23</sup>, uma união efetiva na interface metal/cimento seria aquela na qual houvesse uma união mecânica e química. Embora esta condição possa ser naturalmente alcançada com

os cimentos resinosos adesivos, o custo destes é significativamente maior que o dos cimentos resinosos não-adesivos.

Portanto, uma das opções para a cimentação de restaurações metalocerâmicas seria a utilização de cimentos resinosos não-adesivos, desde que sejam realizados pré-tratamentos da superfície do metal para haver os dois mecanismos de união. Estes tratamentos podem promover: 1) retenção micromecânica, como o jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ <sup>2, 4, 9, 14-16, 18, 20, 21, 26, 27</sup>, asperização por meio de ponta diamantada<sup>4</sup> e condicionamento com ácidos<sup>14, 23</sup>, 2) adesão (união química), como o emprego de primers para metal<sup>16, 19, 21, 27</sup> e de silanos<sup>4, 11, 13, 27</sup> e finalmente 3) retenção micromecânica e adesão, dentre os quais pode ser citada a deposição de sílica por jateamento convencional (sistemas Cojet Sand e Rocatec Plus)<sup>2, 4, 9, 11, 13, 14, 17, 18, 20, 27</sup> ou pela utilização de equipamentos específicos<sup>2, 14</sup> e eletrodeposição de estanho<sup>14</sup>. Tais tratamentos podem ser empregados isoladamente ou em associação<sup>6, 27</sup>.

Um dos protocolos de cimentação de restauração metalocerâmica com um cimento resinoso não-adesivo bastante utilizado atualmente recomenda jateamento prévio da superfície metálica com partículas de óxido de alumínio, seguido da aplicação de silano. Pode-se observar que aqui existe uma associação de tratamentos promotores de retenção micromecânica (jateamento) e de adesão (silano). Entretanto, diante de tantas opções de tratamentos, sendo algumas mais recentes (Cojet Sand e Rocatec Plus)<sup>2, 14, 17, 18, 20, 27</sup>, pode ser que algumas

associações tragam resultados até mais satisfatórios do que o próprio protocolo.

O Cojet Sand e Rocatec Plus utilizam o método triboquímico para depositar uma camada de sílica na superfície de metais, cerâmicas e compósitos, pelo jateamento de partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  modificadas por ácido silícico<sup>2, 9, 13, 14, 20</sup>. Essas partículas se chocam contra a superfície da liga a 200m/s e pressão de 0,25 MPa, produzindo pontos de temperatura acima de  $1.000^\circ\text{C}$ <sup>14</sup>. A energia térmica resultante pode alcançar o ponto de fusão do metal, mas limita-se a 1 ou 2  $\mu\text{m}$  da superfície. A alta energia liberada forma a camada de sílica por dois mecanismos distintos: 1) a partícula jateada choca-se contra a superfície do metal e, ao se soltar, deixa sua cobertura de sílica que fica impregnada na superfície do metal ou 2) a partícula de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestida por sílica fica incrustada na superfície jateada<sup>17, 27</sup>. O resultado é uma superfície coberta com uma fina camada de sílica que, além de proporcionar uma potencial retenção micromecânica, também promove sítios para adesão química<sup>9, 13, 14, 20, 27</sup>, uma vez que serve de base para a atuação da porção sílico-funcional do silano, que é aplicado na sequência,<sup>2, 10, 17</sup> enquanto a porção organo-funcional reage com os monômeros do cimento resinoso<sup>10, 13</sup>.

Considerando a importância de uma união efetiva da interface metal/cimento no sucesso de uma restauração e a possibilidade de um beneficiamento resultante de diferentes associações de tratamentos da superfície metálica, é objetivo deste estudo avaliar a eficácia de algumas

modalidades de tratamento associadas ou não, no quesito resistência de união da interface titânio/cimento resinoso não-adesivo.

*Revisão da Literatura*

---

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

Kern, Thompson<sup>9</sup> (1994) avaliaram a perda de volume, bem como as modificações na morfologia e na composição das superfícies do titânio grau 4. As superfícies foram polidas com lixa 600 e submetidas aos seguintes tratamentos: 1) sem tratamento; 2) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (110  $\mu\text{m}$ ); 3) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (110  $\mu\text{m}$ ) e com Rocatec; 4) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (110  $\mu\text{m}$ ) e limpo ultrassonicamente com etil-acetato; 5) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (110  $\mu\text{m}$ ) e Rocatec, e limpeza em ultra-som com etil-acetato; 6) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , limpeza em ultra-som com etil-acetato, aplicação de solução contendo sílica (Sililink) e uso do programa de temperatura 3 no Silicoater MD. A perda de volume após o jateamento com óxido de alumínio de 110  $\mu\text{m}$  em espécimes polidos ( $0,203 \pm 0,013$ ) foi estatisticamente semelhante ao jateamento com óxido de alumínio revestido por sílica de 110  $\mu\text{m}$  previamente jateados ( $0,212 \pm 0,010$ ). Contudo, a perda de volume foi menor quando espécimes foram jateados apenas com óxido de alumínio revestido por sílica ( $0,164 \pm 0,010$ ). Deste modo, os autores acreditam que a quantidade de desgaste para um único passo de jateamento não aparenta ser crítica para a adaptação de restaurações em titânio. No entanto, devem-se evitar jateamentos desnecessários para evitar prejuízos às margens das restaurações. Ao determinar a morfologia e composição da superfície do titânio, observou-

se que os espécimes jateados com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  110  $\mu\text{m}$  apresentaram rugosidade micromecânica da superfície e que essas partículas ficam incrustadas na superfície e algumas outras menores ficam soltas, sendo removidas pelo banho ultra-sônico. O jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  recobertas por sílica resultou em deposição na superfície de pequenas partículas que são visivelmente reduzidas em quantidade pelo banho em ultrasom. O jateamento seguido pelo procedimento térmico não produz diferença visível, assemelhando-se com o jateamento convencional. A análise por EDS da superfície polida mostrou maior quantidade de titânio; após o jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  110  $\mu\text{m}$ , houve aumento da quantidade de alumínio na superfície e após o jateamento com partículas revestidas por sílica, houve aumento na quantidade de sílica e diminuição na quantidade de alumínio; quando utilizado o procedimento térmico de deposição de sílica, esta estava presente numa quantidade 10 vezes menor que quando utilizado o jateamento com Rocatec. O banho ultra-sônico com etil-acetato não reduziu significativamente o conteúdo de alumínio e sílica, mas é recomendável seu uso para remover as partículas soltas que podem afetar a resistência de união e durabilidade.

van Meerbeek et al.<sup>24</sup> (1994) avaliaram a espessura de película e a consistência de 13 cimentos resinosos (Exp. 3M LCR, Choice Porc. A, Brilliant Duo C., Dicor MGC, GCera II, Heliolink, Microfill Pontic C, Mirage FLC, Optec DC Lut., Palfique IRC, Porcelite DCC, Vita Cerec Duo e

Vivadent Dual C.), respeitando-se as especificações da ANS/ADA (1977) para o cimento de fosfato de zinco. A espessura de película foi determinada como sendo a diferença entre as espessuras das lâminas de vidro com e sem a película de cimento, enquanto a consistência foi obtida pela medida do diâmetro do cimento após aplicação de carga de 120 g. Apenas os cimentos Dicor MGC, Microfill Pontic C, Choice Porc. A e Brilliant Duo C. apresentaram uma espessura de película maior que 25  $\mu\text{m}$ . Em relação à consistência, os cimentos Dicor MGC, Microfill Pontic C, Brilliant Duo C., Vita Cerec Duo e Porcelite DCC apresentaram uma consistência superior à do fosfato de zinco, que é de  $30 \pm 1$  mm. Observou-se uma forte correlação entre consistência e espessura de película, mas não entre tamanho máximo de partícula e espessura de película, e nem entre conteúdo de partícula e consistência.

Wang, Fenton<sup>25</sup> (1996) fizeram uma revisão da literatura e descreveram o desenvolvimento e as propriedades do titânio, assim como suas aplicações odontológicas. Os autores acreditam que a crescente evolução do uso do titânio na Odontologia está relacionada à excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão e apropriadas propriedades físicas e mecânicas desse metal. Devido a sua menor densidade específica ( $4,5 \text{ g/cm}^3$ ), maior ductibilidade, menor condutividade térmica que as ligas de ouro, Co-Cr e Ni-Cr e adequada dureza, o titânio permite modificações nos desenhos de infra-estruturas e próteses removíveis resultando em melhor conforto e função. No entanto, o uso do titânio para

próteses fixas e removíveis ainda está em estágio de desenvolvimento. Suas dificuldades estão na fundição e porosidade, adesão com a cerâmica, além da falta de conhecimento dos dentistas sobre o material devido à tecnologia de usinagem, fundição, solda e cobertura cerâmica para uso dental serem novas. Contudo, os autores ainda consideraram o futuro do titânio na Odontologia promissor.

Cronin, Cagna<sup>5</sup> (1997) revisaram conceitos fundamentais sobre prótese fixa e exploraram técnicas avançadas no campo da clínica, laboratorial e de materiais que habilitam o cirurgião-dentista a melhor servir os pacientes. O uso do titânio e de suas ligas tem instigado a uma série de investigações. Biocompatibilidade, resistência à corrosão e baixo custo fazem do titânio um metal desejável para uso intra-oral. Entretanto, sua técnica de fundição é complexa e sua alta reatividade química em temperaturas acima de 600°C precisa ser aperfeiçoada. Entretanto, pode-se fazer o uso do titânio para coroas por meio do método usinado, utilizando o sistema Procera.

Segundo Christensen<sup>3</sup> (1998), os cimentos resinosos são os materiais de eleição para a cimentação de restaurações estéticas indiretas, uma vez que os cimentos de fosfato de zinco, policarboxilato de zinco e ionoméricos são pouco resistentes para sua utilização na cimentação de tais restaurações. Além disto, foi apontada a ligeira expansão após a presa do ionômero de vidro modificado por resina, aumentando o risco de fratura das restaurações cerâmicas. As vantagens

destacadas dos cimentos resinosos são: insolubilidade aos fluidos orais, reduzida espessura de película e capacidade de união à estrutura dental, às cerâmicas e aos polímeros. Também foi comentado que os cimentos resinosos duais não fotoativados nunca são tão completamente polimerizados como os cimentos resinosos quimicamente ativados.

Yoshida et al.<sup>29</sup> (1998) compararam a solubilidade de três cimentos resinosos utilizados na clínica com três tipos de cimentos convencionais. Os cimentos resinosos utilizados foram: All-Bond C&B (Bisco), Panavia 21 (Kuraray) e Super-Bond C&B (Sun-Medical). Os cimentos convencionais foram: cimento de fosfato de zinco Elite Cement 100 (GC), cimento de policarboxilato HY-Bond Carbo-plus Cement (Shofu) e o cimento de ionômero de vidro Fuji I (GC). Os espécimes foram armazenados em água destilada e ácido láctico para relacionar a solubilidade ao pH do meio. Os resultados sugeriram que, sob condições bucais, onde se localiza a linha de cimentação e o cimento fica em constante contato com os fluidos orais, os cimentos a base de resina são visivelmente menos solúveis que os cimentos convencionais. Os autores concluíram que, utilizando cimentos resinosos, as restaurações protéticas serão capazes de resistir ao uso clínico por maior tempo se comparadas àquelas cimentadas com agentes convencionais.

Özcan et al.<sup>14</sup> (1998) revisaram a literatura em busca dos métodos de condicionamento de superfície mais utilizados. Os tratamentos que promovem retenção mecânica encontrados foram: 1)

união mecânica, na qual um dente, de resina ou do paciente, é unido ao esmalte condicionado usando resina composta ou acrílica; 2) união macromecânica, a qual utiliza estruturas metálicas perfuradas para reter o cimento; 3) união micromecânica realizada por meio de jateamento em que a união entre resina e metal é aumentada devido à limpeza e remoção de óxidos da superfície e à criação de rugosidade, que amplia a área de adesão e conseqüentemente aumenta a retenção mecânica e química do metal a materiais resinosos, principalmente aqueles que apresentam monômeros fosfatados; 4) ataque eletrolítico, utilizado para criar irregularidades na superfície de ligas não-nobres e aumentar a resistência de união; e 5) condicionamento ácido, na qual utiliza-se de géis ácidos que produzem um padrão de condicionamento menos profundo que o observado no ataque eletrolítico. Os tratamentos que promovem união química encontrados foram: 1) SR Spectra Link, o qual cria união mecânico-química entre resina e metal por meio de uma resina fotopolimerizável a base de ácido metacrílico que tem monômeros funcionais que reage com óxidos metálicos, materiais resinosos, além de repelir a água; 2) Silicoater Classical, que consiste em queimar uma camada de SiOx com uma chama em um equipamento próprio sobre a superfície metálica previamente jateada com Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (250 µm) promovendo, assim, via silano, uma união adequada da resina ao metal; 3) Silicoater MD, trata-se da técnica anterior atualizada, no qual um líquido com SiO<sub>x</sub> é aplicado sobre a superfície e queimado num forno especial, diferindo do

método anterior por conter este líquido que também serve para doar cromo (que repele água) à superfície e a queima ser realizada de forma controlada e com temperaturas cuidadosamente reguladas, o que evita problemas de ajustes de chama e elimina fatores humanos; 4) Kevloc AC, que oferece a combinação de união química e retenção mecânica, utilizando transferência e radiação de calor dentro do aparato de ativação do sistema. Para isso necessita de um jateamento prévio e aplicação de um primer e de um adesivo do próprio sistema; 5) Siloc, outro tratamento térmico no qual a superfície é, primeiramente, jateada com óxido de alumínio de 250  $\mu\text{m}$ , o Siloc Pre (primer com óxido de sílica) é aplicado e colocado dentro do aparato para aquecer, depois aplica-se o silano Siloc Bond na superfície e fotopolimeriza-se o conjunto na unidade Dentacolor XS; 6) Rocatec, que utiliza o princípio triboquímico de aplicação de uma camada de sílica por meio de jateamento, no qual, teoricamente, as partículas de óxido de alumínio modificadas por ácido silícico chocam com a superfície da liga a 200 m/s e pressão de 0,25 MPa, produzindo pontos de temperatura acima de 1.000°C. Este procedimento resulta em incrustação das partículas recobertas por sílica na superfície do metal, tornando esta superfície quimicamente mais reativa ao silano aplicado na sequência, uma vez que este adere fortemente à superfície quando a energia mecânica é transformada em energia térmica. Por sua vez, o silano promove união química entre a camada de sílica e o cimento resinoso. Além disso, o Rocatec apresenta como vantagens rapidez,

precisão, boa visualização da camada de sílica, e, diferentemente dos sistemas Silicoater Classical, Silicoater MD, Kevloc AC e Siloc, evita-se o estresse térmico da infra-estrutura; 7) deposição de estanho, utilizada para ligas nobres, deposita cristais na superfície da liga, facilitando a penetração da resina e produzindo retenção micromecânica e química; e 8) união química adesiva, que utiliza cimentos resinosos adesivos. Após a apresentação dos tratamentos de superfície, os autores apresentaram estudos comparativos entre eles e observaram que a deposição de sílica proporciona maior resistência de união que o ataque eletrolítico e o condicionamento ácido. Além disto, o sistema Rocatec provê, independente da liga utilizada, maior confiança de união química do que o jateamento com óxido de alumínio e o tratamento com silano sozinhos.

Taira et al.<sup>21</sup> (1998) avaliaram três tipos de primers para metal em relação à resistência e durabilidade de união de quatro agentes cimentantes ao Ti cp. Os primers utilizados foram Cesead Opaque Primer (Kuraray) (monômero funcional MDP), Metal Primer (GC) (MEPS), Metal Primer II (GC) (MEPS). Os cimentos foram Imperva Dual (Shofu) (4-AET), Bistite Resin Cement (Tokuyama) (MAC 10), Panavia 21 (Kuraray) (MDP) e Super-Bond C&B (Sun Medical) (4-META). Após realizar ciclagem térmica (100.000 ciclos – 4 e 60°C – 1 min/banho) e ensaio de cisalhamento em máquina universal a 0,5 mm/min, concluiu-se que os primers derivados do ácido fosfórico (MDP) e do ácido tiofosfórico (MEPS) são efetivos na união dos agentes cimentantes ao titânio puro fundido.

Especula-se que o MDP e o MEPS podem reagir com a fina camada de óxidos produzidos na superfície do titânio e contribuir para aumentar a resistência e durabilidade de união.

Diaz-Arnold et al.<sup>6</sup> (1999) revisaram a literatura na qual se propuseram a discutir a composição e as características dos cinco tipos de agentes cimentantes: fosfato de zinco, policarboxilato, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e cimento resinoso. Os cimentos resinosos são variações de resinas a base de BIS-GMA e outros metacrilatos que polimerizam por mecanismos de iniciação química, fotopolimerização ou combinação de ambos. A adesão ao esmalte ocorre por meio de interdigitações micromecânicas da resina aos cristais de hidroxiapatita do esmalte condicionado. Já a adesão à dentina é mais complexa, envolvendo penetração de monômeros hidrofílicos entre as fibras de colágeno da dentina condicionada. Os cimentos resinosos unem-se quimicamente às restaurações de resina composta e à porcelana silanizada; aumentam a resistência à fratura de materiais cerâmicos que podem ser condicionados e silanizados; demonstram também boa resistência de união a ligas metálicas não nobres jateadas (retenção micromecânica) e os cimentos resinosos que contêm 4-META mostram forte adesão como resultado de interação química da resina com a camada de óxido na superfície metálica. A capacidade de aderir a múltiplos substratos, a alta resistência à compressão e à tração diametral, a insolubilidade na cavidade oral e seu potencial de cores, fazem com que

os cimentos resinosos sejam uma ótima opção na cimentação de restaurações estéticas, inlays, onlays, facetas, coroas, próteses fixas e restaurações reforçadas por fibras. Cimentos resinosos polimerizados quimicamente são especificamente recomendados para cimentação de próteses fixas adesivas confeccionadas em ligas metálicas não nobres. Podem, também, ser utilizados para ligas nobres, mas requerem tratamento de superfície prévio com deposição de estanho. Entretanto, determinadas características dos cimentos resinosos como resistência ao desgaste, degradação hidrolítica e contração de polimerização geram grande preocupação entre os pesquisadores. Os autores concluíram que não existe um cimento ideal para todas as situações clínicas. Para assegurar o sucesso, o clínico deve conhecer as características e manipulação de cada classe de cimento.

Papadopoulos et al.<sup>15</sup> (1999) investigaram o efeito do jateamento com três diferentes tamanhos de partícula de óxido de alumínio (50  $\mu\text{m}$ , 110  $\mu\text{m}$  e 250  $\mu\text{m}$ ) na microestrutura e rugosidade de superfície do Ti cp grau 2 fundido, com a finalidade de estimar o efeito desse procedimento na união do metal a porcelana. Os autores observaram que, em todos os tamanhos de partícula, o alumínio fica incrustado na superfície. No entanto, a partícula de maior tamanho parece ser mais vantajosa por contaminar menos a superfície, o que aumenta a união da porcelana ao titânio, além de reduzir o número de defeitos na

interface metal/cerâmica, e aumentar a rugosidade, promovendo maior imbricamento mecânico com a porcelana.

Watanabe et al.<sup>26</sup> (1999) compararam a resistência ao cisalhamento da união do Ti cp e de liga áurea com a resina Artglass (Heraeus Kulzer) após o jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  com diferentes tamanhos de partícula seguido de deposição de sílica (sistema Siloc, Heraeus Kulzer). Para cada metal, dividiram-se três grupos de acordo com os pré-tratamentos: 1) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$ ; 2) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 250  $\mu\text{m}$ ; e 3) polimento com lixa 600. Depois, foi aplicado o sistema Siloc e por fim, seguiram-se os passos do sistema Artglass. Como grupo controle, foram utilizados espécimes apenas jateados com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$ , sem o sistema Siloc. Os autores concluíram que a deposição de sílica aumentou significativamente a resistência ao cisalhamento da união do Artglass à liga áurea quando jateada com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  e ao Ti cp quando jateado com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  e de 250  $\mu\text{m}$ .

Cobb et al.<sup>4</sup> (2000) avaliaram o efeito de quatro métodos de tratamento da superfície do metal e do emprego de silano na resistência de união entre resina composta e liga nobre. Noventa discos fundidos com liga de AuPd foram polidos e receberam um dos seguintes tratamentos: 1) ponta diamantada; 2) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50  $\mu\text{m}$ ) com Microetcher; 3) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (27  $\mu\text{m}$ ) com KPC-2000 e 4) jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (30  $\mu\text{m}$ )

revestidas por sílica (Cojet Sand). Metade dos espécimes de cada grupo foi silanizada com Porcelain Primer (Bisco) (n=10). Adicionalmente, foi confeccionado outro grupo jateado com Cojet Sand, no qual se empregou o silano Espe-Sil (3M ESPE) (n=10). Posteriormente, foram aplicados, em todos os grupos, o adesivo Bonding Resin (Bisco) e a resina composta Pertac (3M ESPE). Os espécimes foram termociclados (300 ciclos - 5°C e 55°C) e submetidos ao ensaio de cisalhamento. Espécimes adicionais foram confeccionados para avaliação da morfologia das superfícies tratadas em microscopia eletrônica e para análise da composição dessas superfícies por EDS. A combinação do Cojet Sand com os silanos Porcelain Primer e Espe Sil apresentou resistência significativamente maior em relação aos demais grupos, enquanto a asperização com pontas diamantadas resultou no menor valor. O jateamento com Cojet Sand sem silano, o KPC 2000 e o Microetcher empregados com ou sem silano resultaram em resistências de união intermediárias e similares entre si. O uso do silano promoveu aumento da resistência adesiva somente nos grupos tratados com Cojet Sand. Todos os espécimes apresentaram falha adesiva. Nas superfícies tratadas com partículas de óxido de alumínio, foi encontrada alta concentração do elemento alumínio e nas tratadas com Cojet Sand, alta concentração dos elementos alumínio e silício.

Sun et al.<sup>20</sup> (2000), utilizando teste de flexão de 4 pontos, investigaram a energia solicitada para romper a união das interfaces

resina composta/ouro e resina composta/porcelana. Para tal finalidade, as superfícies foram jateadas com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestidas por sílica (Cojet Sand – 3M ESPE) ou com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$ . A energia de união da interface resina composta/porcelana aumentou significativamente de 42,72  $\text{J/m}^2$  ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) para 61,35  $\text{J/m}^2$  (Cojet Sand). Comportamento semelhante foi observado na interface resina composta/ouro cuja energia aumentou significativamente de 27,31  $\text{J/m}^2$  ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) para 42,13  $\text{J/m}^2$  (Cojet Sand). De acordo com os autores, o sistema de união promovido pelo Cojet Sand oferece uma vantagem potencial na prática clínica.

Geurtsen<sup>8</sup> (2002) revisaram a literatura focando na liberação de íons metálicos e corrosão das ligas dentais, bem como seus efeitos biológicos. Os efeitos adversos dos materiais metálicos dentais são, principalmente, causados pela corrosão resultante da liberação de íons metálicos que promovem interações metal-proteína ou metal-célula. As ligas a base de níquel revelaram um elevado grau de corrosão com liberação de íons  $\text{Ni}^{2+}$  após armazenamento em pH 1 e 4, podendo consistir em risco à saúde. Desse modo, reações alérgicas locais e sistêmicas a muitos metais têm sido observadas, sendo o níquel o elemento alergênico mais frequente. Por outro lado, o interesse e a importância do Ti cp para fabricação de restaurações removíveis e fixas têm aumentado na última década, uma vez que este metal apresenta-se altamente biocompatível.

Attar et al.<sup>1</sup> (2003) se propuseram a comparar a resistência flexural, módulo de elasticidade, radiopacidade e pH dos cimentos Flecks – Keystone (fosfato de zinco), Fuji I – GC (ionômero de vidro convencional), RelyX Vitremer – 3M Dental (ionômero de vidro modificado por resina), Calibra - Dentsply-Caulk (cimento resinoso de polimerização dual – fotopolimerizado e não fotopolimerizado), RelyX ARC – 3M Dental (cimento resinoso de polimerização dual – fotopolimerizado e não fotopolimerizado) e Crown & Bridge – Bisco (cimento resinoso autopolimerizável). Para o teste de resistência à flexão de três pontos, foram utilizados espécimes (n=8) em forma de barra (25 x 2 x 2 mm) para duas condições de armazenamento: 24 horas e 3 meses. Os autores observaram que todos os cimentos resinosos apresentaram resistência superior as dos cimentos de fosfato de zinco e de ionômeros de vidro (convencional e modificado por resina) nas duas condições de armazenamento. Os cimentos duais não fotopolimerizados apresentaram menor resistência comparado aos fotopolimerizados. O cimento ionomérico modificado por resina apresentou resultado mais elevado que o cimento de fosfato de zinco e ionomérico convencional. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os tempos de armazenamento. O módulo de elasticidade foi determinado de acordo com a relação carga-deformação gerada durante o teste de flexão de três pontos. Observou-se que o cimento fosfato de zinco e o ionomérico modificado por resina apresentaram o maior e menor módulo de

elasticidade nas duas condições de armazenamento, respectivamente. O cimento resinoso Calibra não fotopolimerizado apresentou menor módulo de elasticidade que o mesmo cimento fotopolimerizado. Para o teste de radiopacidade, quatro discos para cada cimento foram confeccionados e radiografados junto com esmalte e dentina humana para comparação. Observou-se, então, que o cimento fosfato de zinco foi o mais radiopaco (3x maior que o esmalte humano). Os cimentos resinosos duais e ionomérico convencionais apresentaram radiopacidade semelhante à do esmalte. Já o cimento ionomérico modificado por resina ficou entre o esmalte e a dentina e o cimento resinoso autopolimerizável mostrou-se semelhante à dentina humana, com a menor radiopacidade entre todos. Por fim, para o teste de pH, foi utilizado um eletrodo, ligado a um medidor de pH, em contato com o material nos tempos 0, 1, 5, 15, 30 minutos e 1, 2, 4, 6 e 24 horas. Observaram-se os seguintes valores de pH inicial e após 24 horas, respectivamente: cimento ionomérico convencional 1,5, e 6,4; fosfato de zinco 2,2 e 6,8; ionomérico modificado por resina 3,6 e 5,7; os cimentos resinosos foram os menos ácidos no início variando de 4,4 a 5,5 e finalizaram as 24 horas entre 4,9 e 5,4. Os autores concluíram que os cimentos resinosos duais testados apresentaram ótima combinação de alta resistência flexural, alta rigidez, baixo pH inicial e adequada radiopacidade.

Matinlinna et al.<sup>10</sup> (2004) realizaram uma revisão da literatura do período entre 1958 e 2002, apresentando a química, propriedades, uso

e experiências clínicas dos silanos. Os autores descreveram os silanos como um vasto grupo de compostos orgânicos que contêm essencialmente um ou mais átomos de silício e podem ser bifuncionais. A parte organo-funcional, por exemplo, vinil  $-\text{CH}=\text{CH}_2$ , alil  $-\text{CH}_2\text{CH}=\text{CH}_2$ , amino  $-\text{NH}_2$  e isocianato  $-\text{N}=\text{C}=\text{O}$ , pode polimerizar com uma matriz orgânica, e os agrupamentos alcoxi, como methoxy,  $-\text{O}-\text{CH}_3$ , etoxy,  $-\text{O}-\text{CH}_2-\text{CH}_3$  podem reagir com um substrato inorgânico. Em ambos os casos, ligações covalentes são formadas. Na Odontologia, os autores notaram uma grande utilização desses materiais na prótese e na dentística restauradora, principalmente o silano 3-trimetoxisililpropilmetacrilato (MPS) que é usado para otimizar e promover adesão, por meio de união química e física entre metal e compósito, cerâmica e compósito e compósito e compósito. Para aumentar essa união em metais e cerâmicas, faz-se necessário o uso do silano combinado a tratamentos de superfície com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestidas por sílica como os sistemas Rocatec e Cojet Sand. Concluíram que a maioria dos resultados clínicos apontava para um papel significativo dos silanos na adesão. No entanto, não existe ainda um consenso para seu uso e protocolo de utilização. Sendo assim, os silanos necessitam ainda ser bastante estudados.

Petridis et al.<sup>16</sup> (2004) compararam o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência ao cisalhamento de união entre liga de AuPdAgIn e a resina composta indireta Artglass (Heraeus Kulzer).

Para isso, foram empregados um dos seguintes tratamentos: 1) jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (250  $\mu\text{m}$ ), 2) jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (250  $\mu\text{m}$ ) + sistema de união Siloc (Heraeus Kulzer) (já explicado anteriormente) e 3) jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50  $\mu\text{m}$ ) + sistema de união Siloc. Após aplicação da resina composta, metade dos espécimes foi armazenada a seco por 24 horas e a outra metade em soro fisiológico por 10 dias e então termociclada (2.500 ciclos – 5°C e 55°C). As partículas de 50  $\mu\text{m}$  apresentaram resultados mais favoráveis do que as de 250  $\mu\text{m}$ . Além disso, observou-se que o sistema promotor de retenção química aumentou a resistência de união quando comparado ao grupo que apenas recebeu retenção mecânica.

Yoshida et al.<sup>30</sup> (2004) investigaram se monômeros funcionais, como o 10-MDP, 4-META, phenyl-P, aderiam à hidroxiapatita do dente. Para isso, utilizaram soluções de 15% (em massa) desses monômeros e dentes humanos extraídos. Através de espectroscopia fotoelétrica de raio-X (XPS), os autores observaram a hidroxiapatita tratada com cada um dos três monômeros e sem tratamento e observaram que o 10-MDP realmente adere à hidroxiapatita enquanto a união do 4-META é menor e o phenyl-P não adere. Essa união do 10-MDP aparenta ser muito estável e de difícil solubilidade, confirmada pela baixa taxa de dissolução dos sais de cálcio na água, além de ser conseguida em um curto tempo (30 segundos) o que permite a praticabilidade clínica.

Matinlinna et al.<sup>11</sup> (2006) avaliaram, por meio de teste de resistência ao cisalhamento de união, cinco marcas de silanos (Bisco Porcelain Primer – Bisco; Cimara – VOCO; Espe Sil – ESPE Dental; Pulpdent Silane Bond Enhancer – Pulpdent; RelyX Ceramic Primer – 3M ESPE) como promotores de adesão entre o cimento resinoso RelyX ARC (3M ESPE) e o titânio jateado com Rocatec Plus. Vinte lâminas de Ti cp grau 2 (20 mm X 40 mm) tiveram sua metade superior (10 mm X 40 mm) jateada com partículas de  $Al_2O_3$  de 50  $\mu m$  e tratada com Rocatec Plus. Os espécimes foram distribuídos em 10 grupos, sendo 5 submetidos a 6.000 ciclos térmicos (5 - 55°C, 30s/imersão) e 5 mantidos secos. A análise estatística revelou que a marca dos silanos e as condições de armazenagem diferiram significativamente ( $p < 0,005$ ). No entanto, não houve interação entre silano e condição de armazenagem ( $p = 0,725$ ). O melhor resultado foi do RelyX Ceramic Primer na condição seca ( $19,5 \pm 4,3$  MPa) e após a termociclagem ( $16,6 \pm 3,5$  MPa) e o pior foi do Pulpdent Silane Bond Enhancer na condição seca ( $7,8 \pm 2,2$  MPa) e após a termociclagem ( $5,3 \pm 2,4$  MPa). Concluiu-se que os silanos apresentaram diferentes forças de união; a termociclagem enfraqueceu a resistência de união de apenas dois silanos (Cimara e Espe Sil); os silanos com pH mais baixo (4,0 e 4,5) mostraram união mais forte que aqueles com pH 5,5 e 6,0; e, desse modo, nem todos os silanos podem ser usados na união entre cimento resinoso e titânio tratado com deposição de sílica.

Santos et al.<sup>18</sup> (2006) avaliaram a resistência ao cisalhamento de sistemas de reparo, em metal e porcelana, comparando-os a um protocolo de menor custo. Cinquenta cilindros foram confeccionados em NiCr e outros 50 foram confeccionados em porcelana feldspática. Os espécimes de cada substrato foram lixados até lixa 320 e divididos em 5 grupos (n = 10), de acordo com o sistema de reparo aplicado: grupo CL) Clearfil SE Bond/ Clearfil AP-X; grupo BT) Bistite II DC/ Palfique; grupo CJ) Cojet Sand System/ Z 100; grupo SB) Scotchbond Multipurpose Plus/ Z100, adotado como grupo controle e grupo CJSB –variação do grupo controle, no qual foi realizado jateamento com Cojet Sand, como no grupo CJ. Nos demais grupos, jateamento com óxido de alumínio de 50 µm previamente à aplicação do sistema de reparo foi realizado. Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37° C por 24 horas, termociclados (1.000 ciclos – 5°C e 55°C – 30 s/imersão) e novamente armazenados nas condições descritas anteriormente por 8 dias. Foi realizado ensaio de cisalhamento e as superfícies fraturadas foram analisadas em lupa estereoscópica (30x). Para os espécimes em metal, o grupo CJ apresentou superioridade estatística em relação aos demais grupos. Os grupos CL e SB foram estatisticamente iguais entre si, mas somente o grupo CL apresentou resultados significativamente maiores que o grupo CJSB. O grupo BT apresentou os menores valores de resistência. Para os espécimes em porcelana, não houve diferença significativa entre os grupos SB, CJ e BT, mas apenas o grupo SB

apresentou resultados significativamente maiores que os grupos CL e CJSB. Os tipos de fratura predominantes em metal foram: adesiva para os grupos BT, CJ, SB e CJSB e coesiva do material reparador para o grupo CL. Em porcelana, todos os grupos apresentaram predominância de falha coesiva da porcelana.

Tsuchimoto et al.<sup>22</sup> (2006) avaliaram os efeitos dos monômeros 4-META e 10-MDP – nas concentrações de 0,1, 1,0 e 10% em massa – na resistência à tração dos cimentos Super Bond C&B e Panavia F ao titânio. As superfícies do Ti cp foram regularizadas com lixas de granulação 600, limpas com etanol durante 5 minutos em ultra-som e posteriormente receberam uma das combinações dos seis primers e dois cimentos. Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas e então ensaiados. No Panavia F, o MDP na concentração de 10% resultou em resistência significativamente maior que as demais concentrações do mesmo monômero e que todas as concentrações do monômero 4-META. No cimento Super Bond C&B, os grupos tratados foram iguais ao grupo que não recebeu tratamento (grupo controle).

Tsuchimoto et al.<sup>23</sup> (2006) realizaram um estudo em que utilizaram soluções ácidas (ácido clorídrico a 0,1 N e 1,0 N e ácido fosfórico a 37%) por cinco minutos como tratamento da superfície do Ti cp e cimento resinoso Panavia Fluoro Cement (Kuraray). Os espécimes foram termociclados por 20.000 ciclos (5 - 55°C e 1 min/banho) e realizado teste de tração. Os autores concluíram que o HCl a 1 N pode

ser usado para aumentar efetivamente a união do Ti ao cimento resinoso. Isso pôde ser atribuído ao efeito de descontaminação da superfície e aumento da interação química entre a resina e o titânio. Observou-se também que não se deve fazer o tratamento com ácido fosfórico, uma vez que este inibe a subsequente adsorção dos monômeros funcionais sobre o titânio. Para os autores, essa abordagem química pode ser perfeitamente combinada com outros métodos de tratamento de superfície que aumentam o imbricamento micromecânico entre a resina e o titânio, como, por exemplo, o jateamento.

Xible et al.<sup>28</sup> (2006) testaram o efeito do tratamento triboquímico na resistência de união entre pinos cerâmicos (Cosmopost) a base de zircônia e na resistência flexural desses núcleos. Os pinos de zircônia foram jateados com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  seguido pelo jateamento com Rocatec e aplicação de silano. Como grupo controle, foi utilizado o protocolo do fabricante. Anéis de resina composta (Tetric Ceram) foram aplicados em volta dos pinos. Teste de cisalhamento do tipo push-out foi realizado em máquina de ensaio universal. Para avaliar a resistência flexural, utilizou-se teste de flexão de três pontos. O tratamento triboquímico seguido da silanização promoveu maior resistência de união entre a resina composta e os postes de zircônia e resistência de fratura desses postes quando comparado ao grupo controle.

Bertolotti<sup>2</sup> (2007) revisou métodos e materiais para obter adesão da resina ao metal e à porcelana. O jateamento com partículas de

$\text{Al}_2\text{O}_3$  pode remover contaminantes, criando uma superfície limpa e microscopicamente irregular com alta energia de superfície, o que melhora o molhamento para os agentes de união. Outros métodos citados foram oxidação a alta temperatura, deposição de estanho, imersão em agentes oxidantes, anodização e deposição de sílica com injeção e queima de solução (Silicoater). Um método mais recente de jateamento de metal e outras superfícies é a deposição triboquímica de sílica por meio do sistema Rocatec (usado em laboratório) e Cojet Sand (usado em consultório, podendo ser usado intra-oralmente) que promovem retenção micromecânica. Com este tipo de tratamento, a superfície, além de rugosa, torna-se incrustada com sílica, favorecendo a ligação do silano como agente químico de união. Os materiais para promover adesão ao metal são os adesivos universais que podem funcionar como primers, e os cimentos resinosos que contêm monômeros adesivos e são capazes de reagir com os óxidos metálicos.

Matinlinna, Vallittu<sup>13</sup> (2007) revisaram sistematicamente a literatura utilizando 68 publicações do período entre 1967 e 2005, caracterizando e discutindo os métodos de condicionamento de superfície mais comuns baseados na silanização, enfatizando seus princípios químicos e descrevendo dados experimentais e clínicos. O método triboquímico de deposição de sílica (silicatização) é largamente utilizado hoje em dia para unir materiais resinosos a metais nobres e não-nobres, cerâmicas e compósitos. Quando o substrato impregnado com sílica é

imediatamente silanizado, provê-se uma real adesão. Observou-se, também, que outros métodos de deposição de sílica como os que empregam calor estão deixando de ser utilizados. Os relatos clínicos e pesquisas relacionados sobre silanos estão aumentando. No entanto, necessita-se de mais pesquisas sobre outros tipos de silanos como promotores de união em materiais dentários que não seja o MPS.

Matinlinna et al.<sup>12</sup> (2007), avaliaram a eficácia de cinco silanos na resistência ao cisalhamento de união entre o cimento resinoso RelyX ARC e titânio cp. Este metal foi cortado em barras (1 mm espessura x 20 mm de largura x 40 mm de comprimento), cujas superfícies foram jateadas com partículas de óxido de alumina revestidas por sílica (Rocatec – 3M ESPE) e tratadas com um dos seguintes silanos: 3-acriloiloxipropiltrimetoxisilano (ACR), N-[3-(trimetoxisilil)-propil]etilenodiamino (TPEA), 3-mercaptopropiltrimetoxisilano (MER), bis-[3-(triethoxisilil)propil]polisulfeto (PSS) e 3-metacrililoiloxipropiltrimetoxisilano (ESPE Sil) (grupo controle). Na seqüência, o cimento resinoso RelyX ARC foi fotopolimerizado sobre as superfícies tratadas. Metade dos grupos foi termociclada (6.000 ciclos – 5°C e 55°C e tempo de imersão de 30 segundos). Tanto nos grupos termociclados quanto nos não termociclados, os menores valores de resistência foram obtidos pelos silanos TPEA e PSS, enquanto as maiores resistências foram alcançadas pelo ACR e MPS, também nas duas condições de armazenamento. A termociclagem reduziu a resistência de união de todos os silanos.

Schneider et al.<sup>19</sup> (2007) avaliaram a resistência de tração na união entre cimentos resinosos de dupla ativação (Panavia F e RelyX ARC) e Ti cp nos tempos de 10 minutos e 24 horas após o jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50  $\mu\text{m}$ ). Nos grupos em que foi utilizado o Panavia F, um primer contendo os monômeros MDP e VBATDT (Alloy Primer, Kuraray) foi aplicado sobre o metal jateado. Quando utilizado o RelyX ARC, o silano RelyX Ceramic Primer (3M Dental) foi aplicado. Como resultado, não houve diferença estatística entre os grupos. De acordo com os autores, embora o Panavia F contenha monômeros funcionais que agem sobre a superfície do titânio, o principal promotor de retenção nos espécimes estudados foram as microretenções promovidas pelo jateamento com óxido de alumínio, o que explica a proximidade dos valores de resistência dos grupos. No entanto, o modo de fratura do RelyX ARC foi predominantemente adesivo, o que indica uma falha adesiva clínica prematura. Por outro lado, o Panavia F apresentou falha coesiva, o que indica uma união clínica adesiva mais duradoura.

Gerdolle et al.<sup>7</sup> (2008) avaliaram as características de absorção de água e solubilidade de quatro agentes cimentantes: Variolink II (Vivadent), Panavia F (Kuraray) - cimentos resinosos; Resinomer (Bisco) – resina modificada por poliácidos; Fuji Plus (GC) - ionômero de vidro modificado por resina. Os espécimes (n=5), em forma de disco, foram confeccionados de acordo com as instruções dos fabricantes e depois dessecados. Os discos foram imersos por sete dias em água destilada e

após este período foram pesados. Os espécimes foram dessecados novamente e pesados diariamente por 35 dias. A absorção de água e a solubilidade de cada espécime foram calculadas de acordo com as mudanças no peso observadas antes e após períodos de imersão e dessecação. O cimento ionomérico modificado por resina foi o que mais absorveu água (quatro vezes maior que a resina modifica por poliácidos e 12 vezes maior que os cimentos resinosos). Dos três cimentos a base de resina, o Resinomer demonstrou significativamente maior absorção de água, enquanto o Variolink II e o Panavia F não apresentaram diferença estatisticamente relevante entre eles. O cimento ionomérico apresentou a maior solubilidade enquanto que os outros três não apresentaram diferença estatística. Sendo assim, pôde-se observar que os cimentos resinosos aparentam ser mais apropriados para corresponder às necessidades de longevidade que resina modifica por poliácidos e cimentos de ionômero de vidro modificados por resina.

Pilo et al.<sup>17</sup> (2008) se propuseram a avaliar a retenção de coroas unitárias metálicas em função da adesão à dentina e/ou tratamentos triboquímicos da superfície do metal em preparos dentais com alta conicidade. Para isso, os autores utilizaram 60 dentes humanos extraídos e preparados com conicidade de 40° (20° cada parede). Os preparos foram moldados e coroas unitárias foram confeccionados em liga de NiCr. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em 4 grupos (n=15) de acordo com os seguintes tratamentos: A) o interior das coroas

foi jateado com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50  $\mu\text{m}$ ) e cimentado com cimento de fosfato de zinco (grupo controle); B) as coroas foram cimentadas com cimento resinoso (Compolute Aplicap – 3M ESPE) sem tratamento prévio; C) o dente preparado foi tratado com sistema de condicionamento total (EBS multi – 3M ESPE) (condicionamento ácido por 20 segundos + primer por 20 segundos+ adesivo por 20 segundos) e cimentado com Compolute Aplicap; D) o dente foi preparado como o grupo C e o interior da coroa foi jateado com Cojet Sand (3M ESPE) por 15 segundos, aplicado silano e cimentado com Compolute Aplicap. Os espécimes foram armazenados em 100% de umidade a  $37^\circ\text{C}$  por 3 meses e depois termociclados (5.000 ciclos – 5 e  $55^\circ\text{C}$  – 10 s/imersão). A retenção das coroas foi mensurada por meio de ensaio de tração (1,0 mm/min). Observou-se que o grupo D apresentou a maior resistência à tração ( $3,52 \pm 1,37$  MPa) seguido pelo grupo C ( $2,23 \pm 0,92$  MPa). Os grupos A ( $1,22 \pm 0,45$  MPa) e B ( $0,85 \pm 0,4$  MPa) não apresentaram diferença estatística. De acordo com os resultados desta primeira parte, os autores confeccionaram mais três grupos (n=15) para testar um método diferente de cimentação com o Cojet Sand: E) coroas foram cimentadas com RelyX ARC (3M ESPE) sem tratamento prévio; F) o dente recebeu condicionamento ácido total, adesivo Single Bond (3M ESPE) cimento RelyX ARC; G) o dente foi tratado como o grupo F e o interior da coroa foi jateado com o Cojet Sand e cimentado com RelyX ARC. Observou-se que o grupo G apresentou maior resistência à tração ( $5,4 \pm 1,44$  MPa) e os grupos E ( $2,0 \pm 0,6$  MPa)

e F ( $2,64 \pm 1,26$  MPa) foram semelhantes. Os autores, então, concluíram que o tratamento triboquímico do metal combinado com o tratamento adesivo sobre a dentina mostrou maior valor de retenção das coroas cimentadas com cimentos resinosos em dentes com retenção comprometida.

Watanabe et al.<sup>27</sup> (2008) analisaram a efetividade do Cojet Sand na resistência de união do cimento resinoso Panavia F 2.0 (Kuraray) à liga Au-Ag-Pd. Para isso, os espécimes tiveram suas superfícies tratadas de acordo com os seguintes grupos (n=10): 1) jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (25  $\mu\text{m}$ ) + Metal Primer II (GC); 2) jateamento com Cojet Sand + aplicação do silano Espe-Sil (3M ESPE); 3) jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  + jateamento com Cojet Sand + aplicação do silano Espe-Sil; 4) jateamento com Cojet Sand + aplicação do silano Porcelain Bond (Kuraray); 5) jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  + jateamento com Cojet Sand + aplicação do silano Porcelain Bond. Após o tratamento da superfície, um disco de resina (Clearfil DC Core Automix, Kuraray) foi cimentado (Panavia F2.0) ao metal. Metade dos espécimes foi armazenada por 24 horas ( $37^\circ\text{C}$  – 100% de umidade) e a outra metade foi submetida a 20.000 ciclos térmicos ( $5 - 60^\circ\text{C}$  – 1 min/banho) antes de ser realizado o teste de resistência ao cisalhamento da união. Os espécimes tratados com Cojet Sand apresentaram maiores valores, antes da termociclagem, que aqueles jateados apenas com óxido de alumínio, indicando que a sílica aumenta a resistência de união. Após a termociclagem, não houve diferença

estatística. Os autores ressaltaram que a efetividade do Cojet Sand na união a ligas dentais se deve ao efeito combinado da formação da camada de sílica e reatividade dos agentes de união silano.

*Proposição*

---

### **3 PROPOSIÇÃO**

Considerando os fatos abordados anteriormente, julgou-se oportuno avaliar, por meio da resistência ao cisalhamento da união entre o titânio comercialmente puro (Ti cp) fundido e o cimento resinoso não-adesivo (RelyX ARC – 3M ESPE), a eficácia:

- de cada tipo de partícula (de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  e de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestidas por sílica);
- das partículas revestidas por sílica (Cojet Sand e Rocatec) quanto ao tamanho (30  $\mu\text{m}$  e 110 $\mu\text{m}$ , respectivamente);
- dos tratamentos pós jateamento para cada tamanho de partícula ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  - 50 $\mu\text{m}$ , Cojet Sand – 30  $\mu\text{m}$  e Rocatec – 110  $\mu\text{m}$ );
- de todas as associações (tamanho de partícula / tratamento pós jateamento).

Além disso, avaliar o modo de fratura predominante em cada condição experimental por meio de lupa estereoscópica.

## Material e Método

---

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Material

Os materiais utilizados no presente estudo estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 Materiais utilizados

| Material                                                                                 | Fabricante, cidade, estado, país                  | Lote   |
|------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|--------|
| Ti cp grau II (Ti>99%)                                                                   | RMI Co, Niles, Ohio, EUA                          | -      |
| Partículas de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> de 50 µm                                    | Bio-Art Equip Odontol Ltd, São Carlos, SP, Brasil | -      |
| Partículas de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> revestidas por sílica 30 µm (Cojet Sand)    | 3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha                     | 320861 |
| Partículas de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> revestidas por sílica 110 µm (Rocatec Plus) | 3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha                     | 260762 |
| Silano RelyX Ceramic Primer                                                              | 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA                        | 2721   |
| Adesivo Adper Single Bond 2                                                              | 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA                        | 51202  |
| Cimento resinoso RelyX ARC                                                               | 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA                        | CKCK   |

### 4.2 Método

#### 4.2.1 Confeção dos discos em Ti cp

Para este estudo, foram confeccionados 90 discos em titânio comercialmente puro (Ti cp). Para tal, foi utilizada uma matriz metálica

circular contendo um orifício de 9,0 mm de diâmetro e 3,0 mm de espessura (Fig. 1).

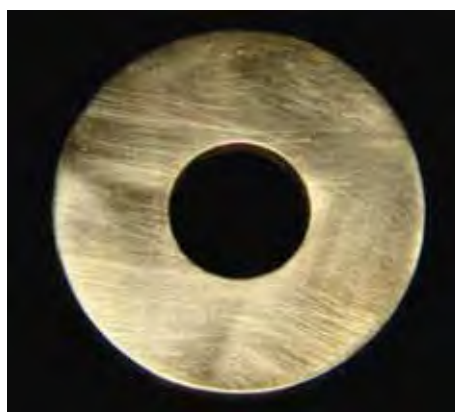


FIGURA 1. Matriz metálica

Esta matriz foi isolada com vaselina e seu orifício foi totalmente preenchido com resina acrílica quimicamente ativada (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e prensada entre duas placas de vidro. Para que a resina não aderisse ao vidro, facilitando sua remoção, foi utilizado folha de acetato (transparência) entre as placas. Após a polimerização da resina acrílica, o padrão foi destacado da matriz.

Para a inclusão, três padrões em resina foram adaptados a um conduto de alimentação com fio de cera redondo (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) com 5 mm de diâmetro, adaptado à três padrões em resina. O conjunto foi fixado ao vértice do cone formador de cadinho. Posteriormente, foi aplicado líquido umectante – anti-bolhas (Kota Ind. e Comércio LTDA, São Paulo, SP, Brasil) em toda

a estrutura e aguardou-se a secagem. Em seguida, um anel metálico, com 50 mm de altura X 42 mm de diâmetro interno, revestido com forro cerâmico KeraVlies (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) foi adaptado à base formadora de cadinho.

O revestimento Rematitan Plus (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) foi proporcionado (170 g de pó e 27 ml de líquido) e espatulado mecanicamente em um espatulador elétrico a vácuo Turbo Mix (E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP). Verteu-se a mistura no anel sob vibração. Após a presa do revestimento (2 horas), o anel foi levado ao forno elétrico (EDGCON 5P – E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil), para ocorrer a eliminação da resina acrílica e da cera como também para a expansão térmica do revestimento. O ciclo de aquecimento programado, seguindo as orientações do fabricante do revestimento, está descrito na tabela 2.

Tabela 2 Ciclo de aquecimento do revestimento Rematitan Plus

| Programa    | Fase 1   | Fase 2   | Fase 3   | Fase 4   |
|-------------|----------|----------|----------|----------|
| Temperatura | 150 °C   | 250 °C   | 1000 °C  | 430 °C   |
| Velocidade  | 5 °C/min | 5 °C/min | 5 °C/min | 5 °C/min |
| Tempo       | 90 min   | 90 min   | 60 min   | 30 min   |

As fundições em Ti cp foram realizadas por meio de arco voltaico em atmosfera de gás argônio em um forno a plasma (Discovery, E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil). A máquina possui

duas câmaras: uma superior (câmara de fusão), onde estão o cadinho de cobre, sobre o qual é colocado o lingote de titânio, e o eletrodo de tungstênio, e uma inferior, para o posicionamento do molde de revestimento. O processo é totalmente automatizado.

Após a fundição, o conjunto foi resfriado por imediata imersão em água. Os discos foram desincluídos com auxílio de martelo pneumático, jateados com óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  para limpeza e os condutos eliminados.

#### 4.2.2 Inclusão dos discos

Os discos foram incluídos em anel de PVC de 12,7 mm de diâmetro e 27,0 mm de altura, com resina acrílica quimicamente ativada Clas-Mold (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, SP, Brasil) de forma que uma de suas superfícies ficasse exposta e centralizada no anel (Fig. 2).

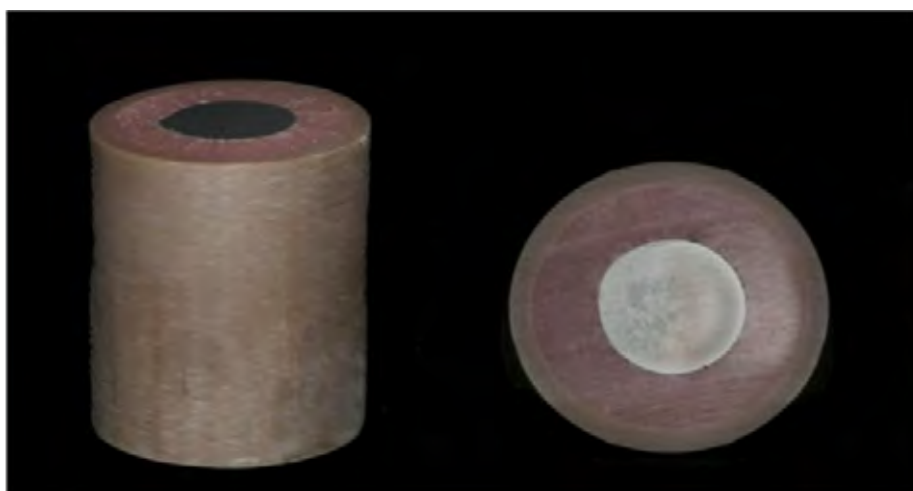


FIGURA 2. Discos em Ti cp incluídos em anel de PVC

#### **4.2.3 Aplicação do cimento nos discos**

Após a inclusão, os discos metálicos tiveram suas superfícies regularizadas sob refrigeração à água por dois minutos em cada uma das lixas de carbeto de silício nº 150, 400 e 600 em politriz Metaserv 2000 (Buehler Ltd, Lake Bluff, Illinois, EUA).

Os discos foram divididos aleatoriamente em nove grupos de 10 amostras, que receberam um dos seguintes tratamentos, antes da aplicação do cimento resinoso não-adesivo RelyX ARC:

01)  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50  $\mu\text{m}$ )

02)  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50  $\mu\text{m}$ ) + adesivo

03)  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50  $\mu\text{m}$ ) + silano (protocolo)

04) Cojet Sand (30  $\mu\text{m}$ )

05) Cojet Sand (30  $\mu\text{m}$ ) + adesivo

06) Cojet Sand (30  $\mu\text{m}$ ) + silano

07)  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50 $\mu\text{m}$ ) + Rocatec (110  $\mu\text{m}$ )

08)  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50  $\mu\text{m}$ ) + Rocatec (110  $\mu\text{m}$ ) + adesivo

09)  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (50  $\mu\text{m}$ ) + Rocatec (110  $\mu\text{m}$ ) + silano

O jateamento foi realizado durante 10 segundos por meio de microjateador (Bio-Art, São Carlos, SP, Brasil) com pressão de 70 psi e distância de 10,0 mm entre a ponta do aparelho e a superfície do metal,

mantida por meio de dispositivo padronizador, que também garantia a perpendicularidade entre ambas. Após esta etapa, os espécimes foram limpos em ultra-som com água destilada por 10 minutos e, posteriormente, deixados secar à temperatura ambiente.

O silano RelyX Ceramic Primer (3M ESPE) foi aplicado com pincel e deixado secar por 1 minuto à temperatura ambiente. O adesivo Adper Single Bond 2 também foi aplicado com auxílio de pincel, e logo após aplicou-se jato de ar para uniformizar a película e a seguir foi fotopolimerizado por 20 segundos utilizando um fotopolimerizador Curing Light XL 3000 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) com intensidade de aproximadamente  $580 \text{ mW/cm}^2$  a uma distância de 5,0 mm da superfície.

Finalmente, o cimento resinoso não-adesivo RelyX ARC, cuja apresentação é pasta-pasta, foi proporcionado em massa (0,066g de cada pasta) em balança de precisão com sensibilidade de 0,000g (Sartorius AG, Goettingen, Alemanha), e manipulado durante 10 segundos antes de ser aplicado sobre as amostras. Para a aplicação, foi posicionada, sobre o conjunto, uma matriz metálica bipartida com diâmetro interno de 5,0 mm e 2,0 mm de altura (Figura 3A) isolada com vaselina. As etapas de espatulação e inserção do cimento na matriz foram realizadas em caixa de revelação radiográfica (Indústria Odontológica e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil) para que não houvesse influência da luz, ocorrendo apenas ativação química do cimento, assim como ocorre na cimentação das restaurações com infra-

estrutura metálica. Decorridos 15 minutos da espatulação, o cimento resinoso foi retirado da matriz metálica bipartida. (Fig. 3B). O espécime foi, então, colocado em um frasco de armazenamento escuro e fechado para que sua polimerização química se procedesse completamente. Após 40 minutos da espatulação, o frasco foi preenchido com água destilada e armazenado durante 24 horas em estufa a 37 °C.

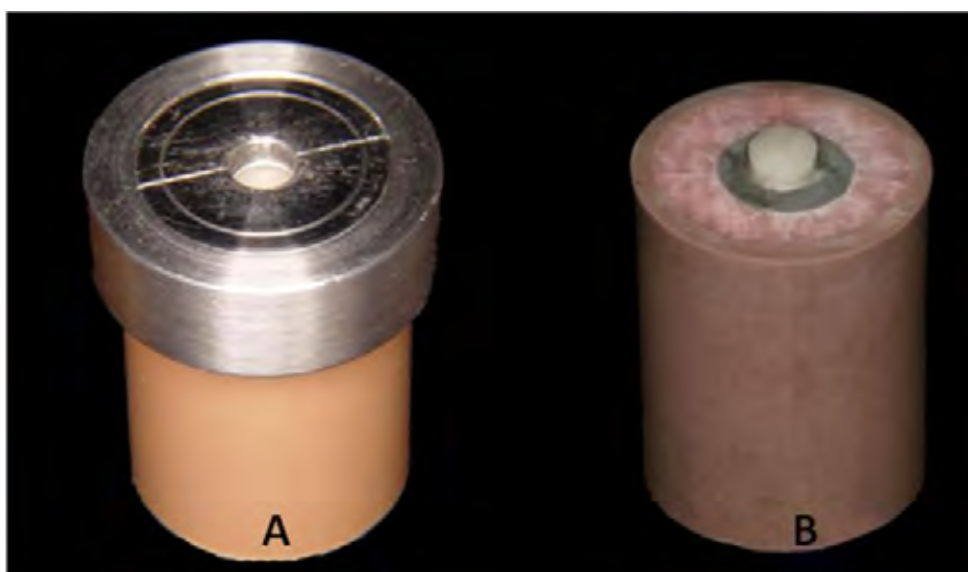


FIGURA 3. **A.** Matriz bipartida posicionada sobre o conjunto. **B.** Cimento resinoso RelyX ARC aplicado.

Os espécimes foram termociclados em Máquina Simuladora de Ciclagem Térmica (modelo MSCT-3, Elquip, São Carlos, SP, Brasil), em um total de 5.000 ciclos, com temperatura variando entre 5 e 55 °C, e tempo de imersão de 30 segundos em cada banho.

Os espécimes foram armazenados nas mesmas condições descritas anteriormente, por um tempo adicional de 24 horas e, então,

submetidos ao ensaio de cisalhamento, realizado em máquina de ensaios EMIC DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com célula de carga de 1 kN e velocidade do atuador de 0,5 mm/min.

Para o teste, utilizou-se de um cinzel, a qual tangenciava a interface adesiva do espécime, promovendo força de cisalhamento na interface adesiva (metal/cimento) (Figura 4).



FIGURA 4. Ensaio de cisalhamento da união

Os valores de resistência ao cisalhamento foram registrados em MPa e tabulados para a análise estatística.

#### **4.2.4 Análise da fratura**

Após o ensaio mecânico, a fratura dos espécimes foi analisada em lupa estereoscópica (Carl Zeiss, Jena) com aumento de 20 vezes, sendo as imagens capturadas e analisadas no software Leica QWin (Leica Microsystems Imaging Solutions Ltd., Cambridge, Inglaterra) e

classificadas por um único observador calibrado como adesiva, coesiva ou mista. Para esta classificação, a área adesiva foi dividida em quadrantes e em cada um deles foi observado o tipo de fratura predominante. A fratura foi classificada como adesiva ou coesiva caso um destes tipos de fratura predominasse em três ou mais quadrantes, e classificada como mista, caso dois quadrantes apresentassem falha adesiva e os outros dois, falha coesiva, de acordo com Santos et al.<sup>18</sup>.

#### **4.2.5 Planejamento experimental**

Para as análises comparativas, foram empregados os seguintes testes:

- Teste *t* de Student para verificar qual tipo de partícula promoveu maior resistência ao cisalhamento ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  ou  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestida por sílica);
- Análise de variância a dois critérios (tamanho da partícula e tratamento pós jateamento) e teste de Tukey para responder aos seguintes questionamentos:

1) dentre as partículas revestidas por sílica, qual tamanho proporcionou maior resistência;

2) qual o melhor tratamento pós jateamento para cada tamanho de partícula;

3) qual a melhor associação (tamanho de partícula X tratamento pós jateamento).

*Resultado*

---

## 5 RESULTADO

Os valores de resistência ao cisalhamento (RC) de todos os grupos encontram-se na Tabela 1A do Apêndice.

Para responder ao questionamento: Qual tipo de partícula promoveu maior resistência ao cisalhamento ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  ou  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestida por sílica), foi realizado teste  $t$  de Student, considerando número de amostras diferente.

### Melhor tipo de partícula ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ou $\text{Al}_2\text{O}_3$ revestida por sílica)

O teste  $t$  de Student apontou igualdade estatística entre os dois tipos de partícula ( $P=0,630$ ). As médias de resistência de cada tipo de partícula estão apresentadas na Figura 5.

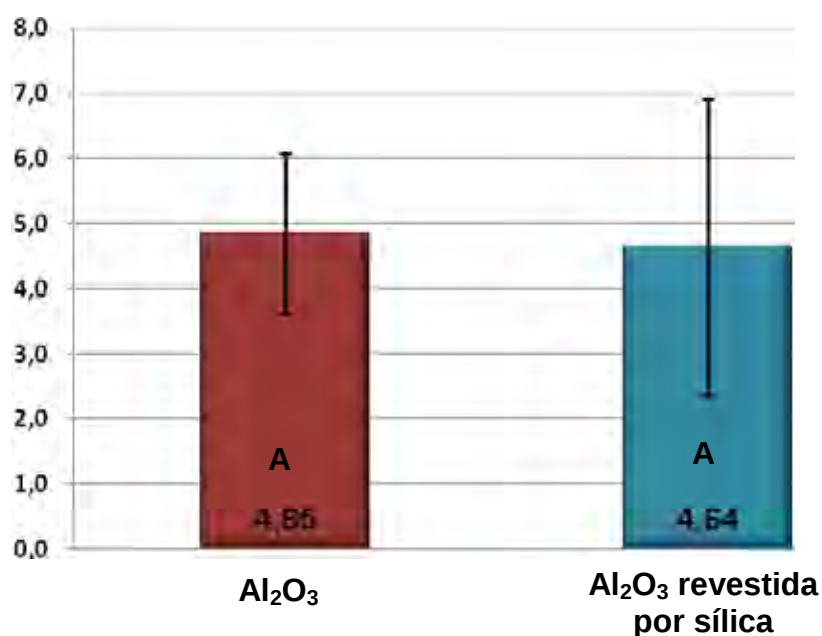


FIGURA 5. RC (MPa) em relação ao tipo de partícula.

Para responder aos seguintes questionamentos: 1) dentre as partículas revestidas por sílica, qual tamanho proporcionou maior resistência; 2) qual foi o melhor tratamento pós jateamento para cada tamanho de partícula; e 3) qual foi a melhor combinação (tamanho de partícula X tratamento pós jateamento), foi realizada ANOVA 2 fatores (Tabela 3). Na Tabela 4, estão apresentadas as médias, desvios-padrão e os grupamentos apontados pelo teste de Tukey.

Tabela 3 ANOVA 2 fatores

| Fonte de variação                                | Soma dos quadrados | G.L. | Quadrados médios | F     | P      |
|--------------------------------------------------|--------------------|------|------------------|-------|--------|
| Tamanho de partícula                             | 75,15              | 2    | 37,57            | 45,19 | <0,001 |
| Tratamento pós jateamento                        | 109,55             | 2    | 54,77            | 65,88 | <0,001 |
| Tamanho de partícula X Tratamento pós jateamento | 100,99             | 4    | 25,25            | 30,36 | <0,001 |
| Resíduo                                          | 67,35              | 81   | 0,83             |       |        |
| Variação total                                   | 353,03             | 89   |                  |       |        |

Tabela 4 Médias de RC (MPa), desvios-padrão e grupamentos

|                | 50 $\mu\text{m}$ ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) | 30 $\mu\text{m}$ (Cojet Sand) | 50 $\mu\text{m}$ ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) +<br>110 $\mu\text{m}$ (Rocatec) |
|----------------|----------------------------------------------|-------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|
| sem tratamento | 4,10 (0,79) Ba                               | 2,58 (0,37) Bb                | 3,65 (0,70) Cab                                                               |
| adesivo        | 6,14 (0,99) Aa                               | 2,31 (0,23) Bb                | 5,25 (1,08) Ba                                                                |
| silano         | 4,34 (0,71) Bc                               | 5,70 (0,93) Ab                | 8,36 (1,63) Aa                                                                |

valor crítico de Tukey: 1,30

letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa nas colunas ( $P < 0,05$ )

letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa nas linhas ( $P < 0,05$ )

### Melhor tamanho das partículas revestidas por sílica

Ao realizar uma comparação entre os tamanhos das partículas do Cojet Sand (30  $\mu\text{m}$ ) e das do Rocatec (110  $\mu\text{m}$ ), pode-se observar, na Tabela 4, que as partículas maiores apresentaram resistência significativamente maior ( $P < 0,05$ ) do que as partículas de menor tamanho, com exceção apenas dos grupos sem tratamento, que apresentaram igualdade estatística entre os dois tamanhos de partículas.

### Melhor tratamento pós jateamento para cada tamanho de partícula

Como pode ser observado na Tabela 4, o jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  apresentou resistência significativamente maior quando associado ao adesivo ( $P < 0,001$ ). Nesta modalidade de

jateamento, não houve diferença significativa entre os grupos sem tratamento e tratado com silano.

Com relação aos grupos jateados com Cojet Sand (30  $\mu\text{m}$ ), o silano promoveu maior resistência ( $P < 0,001$ ) quando comparado aos grupos sem tratamento e tratado com adesivo, não tendo havido diferença significativa entre os outros dois tratamentos pós jateamento.

Assim como ocorreu nos grupos jateados com Cojet Sand, o silano também foi o melhor tratamento pós jateamento nos tratados com Rocatec (110  $\mu\text{m}$ ) ( $P < 0,001$ ), ficando o adesivo em uma colocação intermediária e a condição sem tratamento como a menor resistência.

#### **Melhor associação (tratamento pós jateamento x tamanho/tipo de partícula)**

Considerando os resultados apresentados na Tabela 4, a associação (tratamento pós jateamento x tamanho/tipo de partícula) que apresentou a maior resistência foi o jateamento com Rocatec seguido da aplicação do silano. A figura 6 ilustra a resistência ao cisalhamento, em ordem decrescente de resistência, de todos os grupos, bem como os agrupamentos estatísticos.

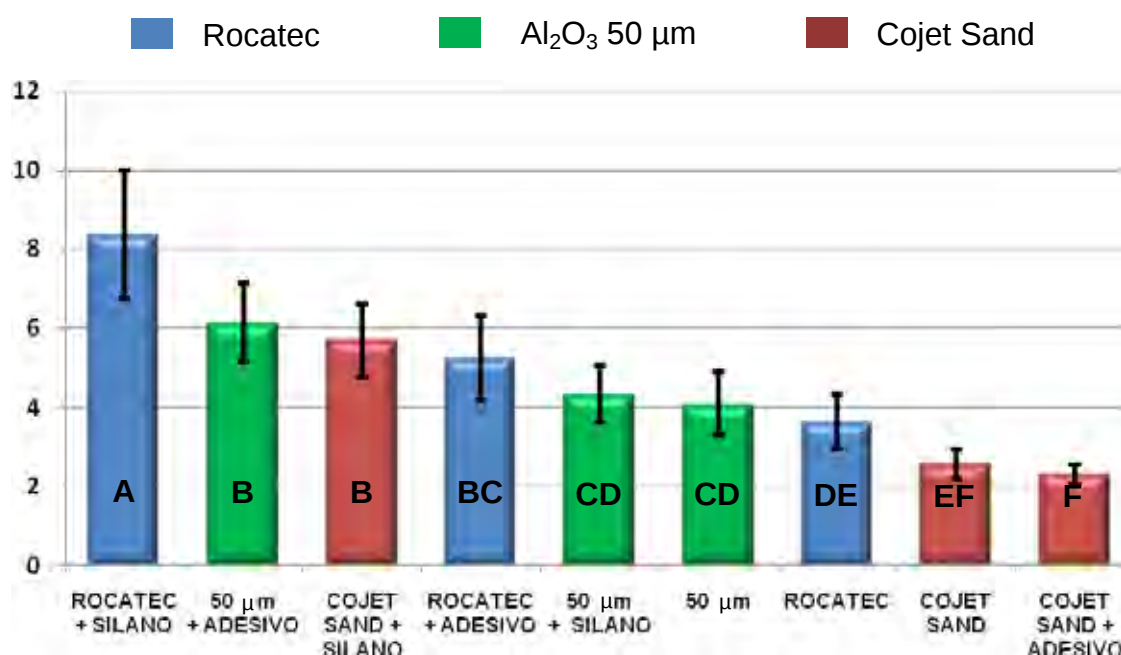


FIGURA 6. RC (Mpa) dos grupos.

### Análise de fratura

Todos os grupos apresentaram 100% de fratura adesiva. As Figuras 7, 8 e 9 ilustram a imagem das superfícies jateadas com partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de 50 µm, com partículas do Cojet Sand (30 µm) e com partículas do Rocatec (110 µm), respectivamente.

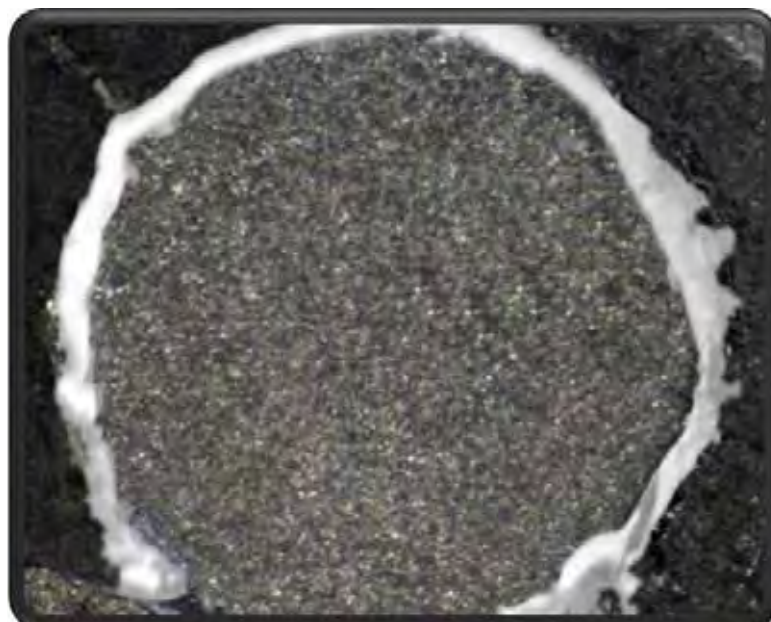


FIGURA 7. Superfície do Ti cp jateada com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  após o ensaio de cisalhamento

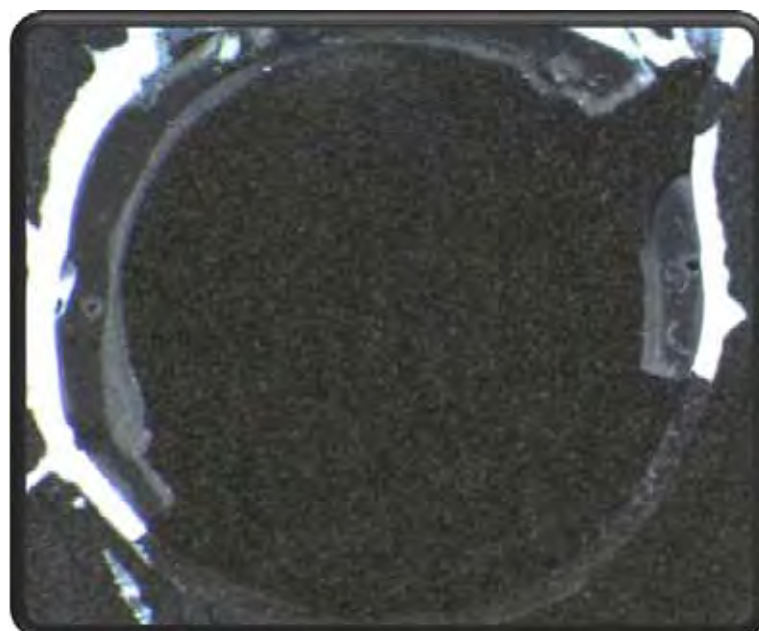


FIGURA 8. Superfície do Ti cp jateada com Cojet Sand após o ensaio de cisalhamento



FIGURA 9. Superfície do Ti cp jateada com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  e Rocatec após o ensaio de cisalhamento

*Discussão*

---

## 6 DISCUSSÃO

De acordo com as recomendações do fabricante do cimento resinoso RelyX ARC (3M ESPE), na cimentação de restaurações metalocerâmicas, deve-se realizar na superfície do metal jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  seguido da aplicação de silano. Entretanto, como já foi comentado na seção Introdução, existem diferentes tratamentos alternativos que, empregados isoladamente ou em associação, podem igualmente resultar em retenção mecânica e união química.

Com o objetivo de investigar a eficácia de algumas associações de tratamentos na resistência ao cisalhamento da união entre o cimento resinoso RelyX ARC e o Ti cp, no presente estudo, variou-se o tipo de partícula (de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ou de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestida por sílica), o tamanho da partícula de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestida por sílica (30  $\mu\text{m}$  ou 110  $\mu\text{m}$ ), bem como o tratamento pós jateamento (sem tratamento, adesivo ou silano).

Ao avaliar a resistência ao cisalhamento da união entre o Ti cp e o cimento resinoso RelyX ARC, considerando-se apenas o tipo de partícula ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestida por sílica), foi detectada igualdade estatística entre os dois tipos, opostamente ao esperado. Como já foi mencionado anteriormente, o Rocatec e o Cojet Sand, pela composição de suas partículas, promovem retenção mecânica e união química,

diferentemente das partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  que, com o jateamento, criam uma superfície rugosa, propiciando exclusivamente retenção mecânica.

Essa igualdade de resistência entre os dois tipos de partículas pode ser justificada pela seguinte linha de pensamento: pela observação dos resultados, parece que, mais do que o tipo, o tamanho das partículas e o tratamento pós jateamento parecem ser fatores mais decisivos na determinação da resistência. O Rocatec foi superior ao  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  no tratamento pós jateamento com silano, sendo que nas demais condições apresentaram igualdade estatística entre si. O Cojet Sand também foi superior ao  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  no tratamento pós jateamento com silano. Entretanto, nos demais tratamentos pós jateamento, sua resistência foi significativamente menor. Portanto, observa-se que, sempre que houve a combinação de retenção mecânica (jateamento) e de união química (tratamento com silano), as partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestidas por sílica mostraram superioridade em relação às de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , evidenciando a influência do fator tratamento pós jateamento. Nas demais situações de pós jateamento (sem tratamento e com adesivo), em que ocorreu exclusivamente retenção mecânica, o fator determinante parece ter sido o tamanho da partícula. Este comportamento é evidenciado pela superioridade das partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  em relação ao Cojet Sand tanto na condição sem tratamento quanto no tratamento com adesivo. Estudos como o de Papadopoulos et al.<sup>15</sup> e de Watanabe et al.<sup>26</sup> também evidenciaram a superioridade de partículas

maiores sobre as menores, em relação à resistência de união. De acordo com Papadopoulos et al.<sup>15</sup>, partículas maiores promovem maior rugosidade na superfície e, conseqüentemente, propiciam maior retenção mecânica. De acordo com este raciocínio, o Rocatec, com partículas de 110  $\mu\text{m}$ , deveria apresentar maior resistência que as partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$ , o que não ocorreu. A igualdade estatística entre estes dois tamanhos de partícula pode ter sido resultante do jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  previamente à aplicação do Rocatec propriamente dito. Na verdade, o protocolo do fabricante do Rocatec preconiza pré jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 110  $\mu\text{m}$ . Entretanto, no presente estudo, foi selecionado o tamanho de 50  $\mu\text{m}$ . Poder-se-ia ter utilizado o jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 120  $\mu\text{m}$ , por ser um valor próximo de 110  $\mu\text{m}$ . No entanto, a intenção foi comparar os valores obtidos no grupo Rocatec com aqueles dos grupos jateados com as partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$ . Além disso, outros trabalhos na literatura<sup>12, 28</sup> também já fizeram esta modificação na técnica, mas sem comparações prévias. No entanto, não se sabe o quanto o jateamento com as partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  interferiu na capacidade de retenção mecânica do Rocatec. Estudos complementares serão realizados com o intuito de se avaliar a veracidade ou não desta possível interferência.

Considerando as observações apresentadas anteriormente, a igualdade estatística ocorrida entre ambos os tipos de partículas pode ser explicada pelos baixos resultados apresentados pelo Cojet Sand nas

condições de retenção mecânica, evidenciando a elevada dependência deste sistema em relação ao silano. Na literatura, os trabalhos são unânimes na utilização do silano após a deposição de sílica <sup>4, 10-13, 18, 26</sup>

Quanto ao melhor tamanho de partícula revestida por sílica, o mesmo raciocínio feito anteriormente pode ser aplicado quando da comparação entre as partículas do Cojet Sand e do Rocatec.

Nos tratamentos pós jateamento com adesivo e com silano, o Rocatec proporcionou resistência significativamente maior em relação ao Cojet Sand. Pelo seu maior tamanho de partícula, o Rocatec promoveu maior rugosidade na superfície e, portanto, maior retenção mecânica. Assim, clinicamente, na cimentação de uma restauração metalocerâmica confeccionada em Ti cp fundido, uma vez que o fabricante do Rocatec e do Cojet Sand recomendam o emprego de silano posteriormente ao jateamento, a escolha do Rocatec em detrimento do Cojet Sand seria a mais indicada.

Na ausência de tratamento pós jateamento, houve igualdade estatística entre os dois materiais. Não foram encontrados na literatura dados que possam explicar este comportamento. Além disso, na literatura também não há trabalhos que comparem diretamente o Cojet Sand e o Rocatec.

Em relação ao tratamento pós jateamento realizado para cada tamanho de partícula, a aplicação do adesivo foi o melhor tratamento para a superfície jateada com partículas de  $Al_2O_3$  enquanto o

silano promoveu resistência significativamente maior em relação aos demais tratamentos pós jateamento tanto para o Cojet Sand quanto para o Rocatec.

Diferentemente do que preconiza o fabricante do cimento RelyX ARC, que indica a aplicação de silano após o jateamento com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , o adesivo, neste trabalho, apresentou a melhor opção de tratamento pós jateamento nos grupos jateados com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  quando comparado ao silano e à ausência de tratamento, os quais foram estatisticamente semelhantes entre si.

O adesivo Adper Single Bond 2 foi proposto, no presente estudo, para aumentar o contato (molhamento) do cimento resinoso ao metal jateado<sup>18</sup>, aprimorando a retenção mecânica. Este fato pode ser evidenciado pela diferença significativa existente entre os grupos sem tratamento (4,10 MPa) e tratado com adesivo (6,10 MPa). Apesar de o RelyX ARC ser um cimento resinoso com elevada fluidez<sup>19</sup>, a utilização do adesivo favoreceu ainda mais o contato deste cimento ao Ti cp.

Em contrapartida, o silano não foi eficaz como o adesivo, possivelmente porque não teve efeito nem na retenção mecânica e nem na união química, com resistência (4,34 MPa) estatisticamente semelhante à obtida no grupo sem tratamento (4,10 MPa).

Logo após a aplicação do silano, ocorre a evaporação de solventes voláteis e fica depositada na superfície do metal uma película cuja espessura varia entre 10 e 50 nm.<sup>13</sup> De acordo com Matinlinna et al.,

2007<sup>13</sup>, o silano deveria apresentar um adequado molhamento na superfície do metal, contribuindo para uma retenção mecânica adicional, o que não ocorreu. Entretanto, existe uma gama considerável de silanos que se diferem quanto à composição, concentração, método de ativação e ao pH, sendo que todos estes fatores determinam suas propriedades, dentre elas, sua capacidade de molhamento. O silano utilizado no presente estudo tem em sua composição o 3-metacrilóiloxipropiltrimetoxisilano (MPS), o etanol (70-80%) e água (30-20%) como solventes e seu pH é 4,0, um dos mais baixos dentre diversas marcas comerciais disponíveis no mercado. O MPS é o silano mais empregado na Odontologia<sup>13</sup>, que, quimicamente, trata-se de um éster organofuncional do tipo trialcóxissilano com três grupos alcoxi hidrolizáveis diretamente unidos ao átomo de sílica<sup>12, 13</sup>. Além disto, em relação à capacidade de estabelecer a união química, Matinlinna et al.<sup>13</sup> também comentaram que o silano aplicado em uma superfície jateada com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  produz uma união ( $\equiv\text{Al-O-Si}\equiv$ ) hidroliticamente instável a qual é mais fraca do que a união ( $\equiv\text{Si-O-Si}\equiv$ ) presente nas superfícies jateadas com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  revestidas por sílica.

Esta última explicação pode justificar a superioridade do silano tanto nos grupos jateados com Cojet Sand quanto naqueles jateados com Rocatec. Em tais situações, o silano, que possui um grupo organofuncional e um grupo silicofuncional, atua quimicamente na união entre o cimento resinoso e o metal jateado<sup>4, 10, 13, 26</sup>. Sua porção

organofuncional reage quimicamente com os monômeros presentes no material resinoso enquanto sua porção silicofuncional reage com os radicais OH<sup>-</sup> presentes na superfície jateada do metal, resultando em uma forte união  $\equiv\text{Si-O-Si}\equiv\text{C}^{4, 11, 13}$ . Em um estudo realizado por Matinlinna, Lassila e Vallittu<sup>11</sup>, no qual foi investigada a eficácia de diferentes marcas comerciais de silano, dentre elas Bisco Porcelain Primer (Bisco), Cimara (Voco), Espe Sil (3M ESPE), Pulpdent (Pulpdent) e RelyX Ceramic Primer (3M ESPE), este último, também empregado no presente estudo, apresentou os maiores valores de resistência adesiva entre o cimento resinoso RelyX ARC e o Ti cp usinado previamente jateado com partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de 50 µm seguido da aplicação do Rocatec, tendo os autores justificado sua superioridade em função do menor pH em relação ao dos demais silanos.

Cobb et al.<sup>4</sup> compararam a resistência de união de uma resina composta a uma liga áurea após tratamento com Cojet Sand com e sem silano. O grupo tratado com silano apresentou resistência de união duas vezes maior que aquele sem silano. Deste modo, observa-se claramente que o procedimento de silicatização somente se justifica nos casos em que será aplicado sobre a superfície com sílica um silano, uma vez que ele atua como promotor de união química<sup>4, 10, 13, 26</sup>.

Fazendo uma comparação entre diferentes tratamentos de superfície, Pilo et al.<sup>17</sup> notaram que coroas em NiCr confeccionadas sobre preparos com alta conicidade apresentaram maior resistência de união ao

dente quando tratadas com silano e Cojet Sand e a dentina era tratada com condicionamento ácido e aplicação de adesivo previamente a cimentação com cimento resinoso não-adesivo. Semelhantemente, Watanabe et al.<sup>27</sup>, encontraram maiores valores de resistência de união entre uma liga áurea e um cimento resinoso adesivo quando utilizado o tratamento de superfície com Cojet Sand seguido da aplicação de silanos. Observa-se, então, que a deposição de sílica triboquimicamente sobre o metal combinada com a aplicação de silano se faz promissor.

No Cojet Sand, o uso do adesivo (2,31 MPa) não diferiu estatisticamente de quando o cimento resinoso foi aplicado sem tratamento pós jateamento (2,58 MPa), diferentemente do que ocorreu nos grupos jateados com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$ . Este comportamento pode ter ocorrido possivelmente pelo fato de o Cojet Sand não ter efetividade mecânica devido a seu menor tamanho de partícula e, portanto, mesmo com a aplicação de um agente de união que promova molhamento, o tamanho da partícula continua sendo o fator determinante na determinação da retenção mecânica.

Este comportamento já não ocorreu no Rocatec, ou seja, neste jateamento, o adesivo (5,25 MPa) promoveu resistência significativamente maior do que a ausência de tratamento (3,65 MPa) pós jateamento. Seguindo o raciocínio feito anteriormente, uma vez que no Rocatec o jateamento foi realizado com partículas de maior tamanho – 50  $\mu\text{m}$  e 110  $\mu\text{m}$  –, promovendo, com isto, uma superfície de maior

rugosidade, o adesivo teve o seu papel evidenciado, favorecendo a retenção mecânica.

Finalmente, a melhor associação (tratamento pós jateamento x tamanho/tipo de partícula) foi o uso do Rocatec seguido pela aplicação do silano (8,36 MPa). Nesta associação, observa-se o uso do tratamento triboquímico de deposição de sílica com uma partícula de maior tamanho e o uso do silano como agente de união químico entre a sílica depositada e o cimento resinoso. Como foi comentado antes, diferentemente do preconizado pelo fabricante, que indica jateamento prévio com partícula de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de igual tamanho (110  $\mu\text{m}$ ), neste estudo empregou-se partícula de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$ . Pode ser que, ao realizar o jateamento com a partícula de tamanho indicado, este resultado seja ainda maior. Outro estudo interessante seria verificar se há necessidade de realizar jateamento prévio com partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . De qualquer forma, dentre as condições experimentais deste estudo, o jateamento com Rocatec seguido do silano foi a melhor opção.

O Rocatec pode ser encontrado no mercado nacional e é aplicado por meio de microjateador que é acoplado no equipamento odontológico. Não se sabe o motivo, – talvez seja devido ao maior tamanho da partícula –, mas este produto, diferentemente do Cojet Sand, está indicado apenas para uso laboratorial. É interessante que, após uma extensiva procura pelo motivo do limitado emprego deste material, nenhuma informação foi encontrada. Se for considerado que, na

realização de um reparo intra-oral, ao realizar o jateamento com Cojet Sand, protege-se os tecidos moles com lençol de borracha, será que este mesmo procedimento não permitiria o jateamento com partículas de 110  $\mu\text{m}$ ?

Em uma segunda colocação quanto à resistência encontram-se os seguintes grupos: jateados com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  e adesivo (6,14 MPa); jateados com Cojet Sand e silano (5,70 MPa) e jateados com Rocatec e adesivo (5,25 MPa). Nesta colocação, novamente encontra-se o Rocatec, muito provavelmente pelo seu tamanho de partícula. Dentre os três grupos, levando-se em consideração o custo e uma vez que todos os grupos apresentaram falha adesiva, a melhor opção seria o jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$ . Além de o Cojet Sand ter um custo maior em relação ao da partícula de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , este produto não está sendo mais comercializado no Brasil e sim apenas no exterior (EUA, Europa, Japão e outros). Além disto, os grupos jateados com o Cojet Sand seguido dos tratamentos pós jateamento com adesivo e sem tratamento apresentou a menor resistência, denotando mais uma vez a dependência do Cojet Sand em relação ao silano.

Outro dado que deve ser colocado em destaque é a posição intermediária que ficou a combinação (tipo/tamanho de partícula x tratamento pós jateamento) indicada pelo fabricante do cimento resinoso empregado neste estudo (4,34 MPa). Como pôde ser observado, existem

outras combinações de tratamento mais eficazes do que o protocolo do fabricante do RelyX ARC.

Devido à dificuldade, quiçá impossibilidade, de se determinar uma resistência de união adesiva mínima que sirva de parâmetro para uma coroa permanecer clinicamente com sucesso, não foram encontrados dados na literatura que permitissem comparar se os dados deste estudo estão dentro de uma faixa clinicamente aceitável ou não.

Além disso, estudos relacionados devem ser realizados no sentido de se obter combinações melhores ainda em relação não apenas aos valores de resistência, mas também e igualmente importante em relação ao modo de fratura. Neste estudo, todos os grupos apresentaram 100% de falha adesiva. Schneider et al.<sup>19</sup> também observaram este comportamento ao avaliarem a resistência ao cisalhamento da união entre o cimento resinoso RelyX ARC e Ti cp. De acordo com estes autores<sup>19</sup>, a falha adesiva pode indicar uma falha clínica prematura na interface enquanto a falha coesiva, indicaria uma união mais duradoura.

Conclusão

---

## **7 CONCLUSÃO**

Considerando os resultados obtidos nas condições experimentais deste trabalho, concluiu-se que:

- 1- A média da resistência ao cisalhamento da união entre o Ti cp e o cimento resinoso RelyX ARC não apresentou diferença estatisticamente significante quando foram avaliados os jateamentos com partículas de  $Al_2O_3$  e com  $Al_2O_3$  revestidas por sílica;
- 2- O jateamento com Rocatec apresentou média de resistência ao cisalhamento significativamente maior em relação ao jateamento com Cojet Sand;
- 3- O uso do adesivo foi a melhor opção de tratamento pós jateamento nos grupos jateados com partículas de  $Al_2O_3$ , enquanto o silano promoveu a maior resistência adesiva nos grupos jateados com partículas revestidas por sílica;
- 4- O tratamento com Rocatec seguido da aplicação do silano apresentou a maior resistência ao cisalhamento da união entre o titânio e o RelyX ARC;
- 5- As combinações Rocatec e silano,  $Al_2O_3$  (50  $\mu m$ ) e adesivo e Cojet e silano promoveram resistência significativamente maior do que o protocolo recomendado pelo fabricante do RelyX ARC.

## *Referências*

---

## **8 REFERÊNCIAS\***

- 1 Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. J Prosthet Dent. 2003; 89: 127-34.
- 2 Bertolotti RL. Adhesion to porcelain and metal. Dent Clin North Am. 2007; 51: 433-51.
- 3 Christensen GJ. Seating nonmetal crowns or fixed partial dentures with resin cement. J Am Dent Assoc. 1998; 129: 239-41.
- 4 Cobb DS, Vargas MA, Fridrich TA, Bouschlicher MR. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. Oper Dent. 2000; 25: 427-33.
- 5 Cronin RJ, Cagna DR. An update on fixed prosthodontics. J Am Dent Assoc. 1997; 128: 425-36.
- 6 Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999; 81: 135-41.
- 7 Gerdolle DA, Mortier E, Jacquot B, Panighi MM. Water sorption and water solubility of current luting cements: an in vitro study. Quintessence Int. 2008; 39: e107-14.
- 8 Geurtsen W. Biocompatibility of dental casting alloys. Crit Rev Oral Biol Med. 2002; 13: 71-84.

\* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site:  
[http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

- 9 Kern M, Thompson VP. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. J Dent. 1994; 22: 300-6.
- 10 Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. Int J Prosthodont. 2004; 17: 155-64.
- 11 Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. Evaluation of five dental silanes on bonding a luting cement onto silica-coated titanium. J Dent. 2006; 34: 721-6.
- 12 Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. Dent Mater. 2007; 23: 1173-80.
- 13 Matinlinna JP, Vallittu PK. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. J Contemp Dent Pract. 2007; 8: 1-8.
- 14 Ozcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. Quintessence Int. 1998; 29: 713-24.
- 15 Papadopoulos T, Tsetsekou A, Eliades G. Effect of aluminium oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1999; 7: 15-21.
- 16 Petridis H, Garefis P, Hirayama H, Kafantaris NM, Koidis PT. Bonding indirect resin composites to metal: part 2. Effect of alloy surface treatment on elemental composition of alloy and bond strength. Int J Prosthodont. 2004; 17: 77-82.

- 17 Pilo R, Lewinstein I, Ratzon T, Cardash HS, Brosh T. The influence of dentin and/or metal surface treatment on the retention of cemented crowns in teeth with an increased taper. *Dent Mater.* 2008; 24: 1058-64.
- 18 Santos JG, Fonseca RG, Adabo GL, dos Santos Cruz CA. Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 165-73.
- 19 Schneider R, de Goes MF, Henriques GEP, Chand DCN. Tensile bond strength of dual curing resin-based cements to commercially pure titanium. *Dent Mater.* 2007; 23: 81–7.
- 20 Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent.* 2000; 28: 441-5.
- 21 Taira Y, Yoshida K, Matsumura H, Atsuta M. Phosphate and thiophosphate primers for bonding prosthodontic luting materials to titanium. *J Prosthet Dent.* 1998; 79: 384-8.
- 22 Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, Van Meerbeek B et al. Effect of 4-MET- and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dent Mater J.* 2006; 25: 120-4.
- 23 Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Takeuchi M, Mine A, Yatani H, Tagawa Y et al. Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dent Mater.* 2006; 22: 545-52.

- 24 Van Meerbeek B, Inokoshi S, Davidson CL, De Gee AJ, Lambrechts P, Braem M et al. Dual cure luting composites--Part II: Clinically related properties. *J Oral Rehabil.* 1994; 21: 57-66.
- 25 Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int.* 1996; 27: 401-8.
- 26 Watanabe I, Kurtz KS, Kabcenell JL, Okabe T. Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. *J Prosthet Dent.* 1999; 82: 462-7.
- 27 Watanabe T, Ino S, Okada S, Katsumata Y, Hamano N, Hojo S et al. Influence of simplified silica coating method on the bonding strength of resin cement to dental alloy. *Dent Mater J.* 2008; 27: 16–20.
- 28 Xible AA, de Jesus Tavares RR, de Araujo Cdos R, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 224-9.
- 29 Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta M. In vitro solubility of three types of resin and conventional luting cements. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 285-91.
- 30 Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004; 83: 454-8.

Apêndice

Apêndice1 - Tabela A1 - Valores originais, médias, desvios-padrão e coeficientes de variação de variação da resistência ao cisalhamento da união (MPa) entre RelyX ARC e titânio cp

|              | G1                                       | G2                                                    | G3                                                   | G4            | G5                         | G6                        | G7                                                    | G8                                                                 | G9                                                                |
|--------------|------------------------------------------|-------------------------------------------------------|------------------------------------------------------|---------------|----------------------------|---------------------------|-------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|
|              | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br>(50µm) | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br>(50µm) +<br>adesivo | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br>(50µm) +<br>silano | Cojet<br>Sand | Cojet<br>Sand +<br>adesivo | Cojet<br>Sand +<br>silano | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br>(50µm) +<br>Rocatec | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br>(50µm) +<br>Rocatec +<br>adesivo | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub><br>(50µm) +<br>Rocatec +<br>silano |
| 1.           | 3,10                                     | 4,68                                                  | 3,37                                                 | 1,90          | 1,97                       | 3,59                      | 2,63                                                  | 3,73                                                               | 5,59                                                              |
| 2.           | 3,28                                     | 4,91                                                  | 3,71                                                 | 2,17          | 2,14                       | 5,03                      | 2,85                                                  | 3,99                                                               | 6,51                                                              |
| 3.           | 3,70                                     | 5,79                                                  | 3,84                                                 | 2,37          | 2,15                       | 5,30                      | 2,96                                                  | 4,03                                                               | 7,40                                                              |
| 4.           | 3,75                                     | 5,89                                                  | 4,03                                                 | 2,38          | 2,23                       | 5,35                      | 3,41                                                  | 4,82                                                               | 8,22                                                              |
| 5.           | 3,88                                     | 6,06                                                  | 4,29                                                 | 2,58          | 2,26                       | 5,80                      | 3,74                                                  | 5,33                                                               | 8,34                                                              |
| 6.           | 4,01                                     | 6,07                                                  | 4,30                                                 | 2,73          | 2,27                       | 6,06                      | 3,82                                                  | 5,45                                                               | 8,59                                                              |
| 7.           | 4,11                                     | 6,20                                                  | 4,57                                                 | 2,75          | 2,30                       | 6,08                      | 3,86                                                  | 5,87                                                               | 8,92                                                              |
| 8.           | 4,43                                     | 6,63                                                  | 4,61                                                 | 2,81          | 2,50                       | 6,48                      | 3,94                                                  | 6,09                                                               | 9,05                                                              |
| 9.           | 4,90                                     | 7,03                                                  | 4,73                                                 | 3,03          | 2,56                       | 6,57                      | 4,56                                                  | 6,26                                                               | 9,53                                                              |
| 10           | 5,79                                     | 8,14                                                  | 5,93                                                 | 3,07          | 2,75                       | 6,70                      | 4,72                                                  | 6,94                                                               | 11,46                                                             |
| <b>Média</b> | <b>4,10</b>                              | <b>6,14</b>                                           | <b>4,34</b>                                          | <b>2,58</b>   | <b>2,31</b>                | <b>5,70</b>               | <b>3,65</b>                                           | <b>5,25</b>                                                        | <b>8,36</b>                                                       |
| <b>DP</b>    | <b>0,79</b>                              | <b>0,99</b>                                           | <b>0,71</b>                                          | <b>0,37</b>   | <b>0,23</b>                | <b>0,93</b>               | <b>0,70</b>                                           | <b>1,08</b>                                                        | <b>1,63</b>                                                       |
| <b>CV</b>    | <b>19,3%</b>                             | <b>16,2%</b>                                          | <b>16,3%</b>                                         | <b>14,5%</b>  | <b>9,9%</b>                | <b>16,4%</b>              | <b>19,1%</b>                                          | <b>20,7%</b>                                                       | <b>19,5%</b>                                                      |

Autorizo a reprodução deste trabalho.  
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 26 de março de 2009.

ANTONIO ALVES DE ALMEIDA JÚNIOR