

Meredith Tercero Muñoz

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO  
ENTRE DENTES ACRÍLICOS E REPAROS EM  
RESINA ACRÍLICA: EFEITO DE DIFERENTES  
TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates

Co-orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Cláudia Ângela Maziero Volpato

Florianópolis – SC

2013

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Muñoz, Meredith Tercero

Avaliação da resistência de união entre dentes acrílicos e reparos em resina acrílica : Efeito de diferentes tipos de tratamento de superfície / Meredith Tercero Muñoz ; orientador, Luiz Henrique Maykot Prates ; co-orientador, Cláudia Ângela Maziero Volpato. - Florianópolis, SC, 2013. 109 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Resina acrílica. 3. Dente artificial. 4. Resistência de união. I. Maykot Prates, Luiz Henrique. II. Maziero Volpato, Cláudia Ângela. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

Meredith Tercero Muñoz

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO  
ENTRE DENTES ACRÍLICOS E REPAROS EM  
RESINA ACRÍLICA: EFEITO DE DIFERENTES  
TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração Prótese Dentária, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 28 de Fevereiro de 2013.

---

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini  
Coordenador do Curso

**Banca Examinadora**

---

Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates  
Orientador

---

Prof. Dr. Izo Milton Zani  
Membro

---

Dr.<sup>a</sup> Fabiane Borges de Liz  
Membro



*A ti, meu Deus, obrigada por todas as oportunidades oferecidas ao longo da minha vida, principalmente por esta linda experiência e meta, que hoje alcancei e que devo completamente a ti, pois tens segurado a minha mão a cada dia, para me mostrar as lições mais inspiradoras. Obrigada por ser esse Ser, que me acompanha em todo momento e lugar, me dando força para continuar, inclusive diante de caminhos tortuosos. Espero ser merecedora de cada uma das tuas bênçãos e não te decepcionar. Te amo infinitamente Senhor.*



*Papi, mami y Toñito, - mis tesoros - gracias por creer en mis sueños y ser estos pilares fuertes, en los cuales me apoyo, a pesar de la distancia. Hoy, me enorgullece dedicarles esta victoria, que juntos conquistamos. Ustedes son mis mejores motivos para continuar, los amo inmensamente.*



## **AGRADECIMENTOS**

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA, pela experiência de estudar nesta reconhecida instituição.

Ao professor Dr. RICARDO DE SOUZA MAGINI, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, pela dedicação.

À Dra. FABIANE BORGES DE LIZ e ao Professor Dr. IZO MILTON ZANI, pela participação como membros da Banca Examinadora.

Ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Áreas de concentração: Prótese Dentária e Materiais Dentários.



## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao Professor Dr. LUIZ HENRIQUE MAYKOT PRATES, foi uma honra tê-lo como orientador, assumindo o compromisso de me apoiar em todo momento. Obrigada pelo incentivo, estímulo e correção no momento preciso. Por esse grande carinho.

À Professora Dra. CLÁUDIA ÂNGELA MAZIERO VOLPATO, pelo conhecimento compartilhado, paixão pela Odontologia e por sempre ter palavras determinantes na vida dos alunos.

Ao Professor Dr. IZO MILTON ZANI, pela sua simpatia e pelo interesse demonstrado nos momentos difíceis.

Ao Professor Dr. LUIS GUSTAVO D'ALTOÉ GARBELOTTO, agradeço a amizade oferecida. Serás sempre referência na minha formação como cirurgiã dentista, professora e ser humano.

À Professora Dra. ANALUCIA GEBLER PHILLIPI, por sua ótima energia e atitude diante da vida, por oferecer sempre esse sorriso que encanta a todos. Obrigada pelo apoio oferecido, sendo mais do que uma professora, por ser como você é.

À ANA ELISA COLLE KAULING, amiga, irmã, parceira e colega - tudo o que se pode esperar de uma grande amizade. Tu és parte da minha vida para sempre. Simplesmente obrigada por rir e chorar, por planejar, realizar e sonhar, junto comigo. Eu te adoro amiga.

Ao CHRISTIAN ESCOBAR MARTINEZ. Só posso dizer obrigada por me fazeres tão feliz a cada um dos nossos dias juntos, pelas infinitas boas *vibes*. Por me ensinar que se pode ter uma família mesmo longe do nosso lar. Sei que torces por mim, como eu por ti, para sempre. *Gracias hermano.*

Ao CARLOS GARCIA, que começou como mais um colega e acabou sendo a pessoa com quem mais compartilhei este projeto. Obrigada amigo pelas inúmeras horas nos laboratórios, onde além de testes, artigos e fotos intercambiamos longas conversas, desabafos, desesperos, decepções e alegrias. Isso tudo nos fez mais fortes e nos conduziu a uma linda amizade.

À KARLA NUNES TEIXEIRA, que se preocupou tanto com meu bem estar, pelo fato de eu estar sozinha. Agradeço por esse colo e abraço carinhoso a todo momento. Eu e a minha família somos eternamente gratos pela tua visita no Panamá, em um momento muito crucial. Obrigada mesmo por tudo.

À JULIANA MARTINS TRAJANO, irmãzinha Ju, que chegou na minha vida para ficar. Obrigada pela companhia em casa, na clínica e por estar sempre do meu lado nos altos e baixos do dia a dia. Agradeço também a tua família por ter me acolhido, apoiado e recebido como mais uma filha, irmã e cunhada. Os amo muito.

À minha amiga e Técnica em Prótese Dentária ELAINE FACIOLI, a quem admiro muito, por esse amor e dedicação ao trabalho. Agradeço sempre as tuas palavras e teu apoio, pelas noites de estudo e por dividires comigo teus conhecimentos. Obrigada pela parceria e carinho contínuo.

À Senhora IGNIS LANER GARCIA, paciente e amiga, por sempre ter me oferecido um abraço acolhedor, agindo como uma mãe incondicional. Por me orientar com as suas sábias palavras, transmitindo calma e fé em Deus.

Aos meus amigos do mestrado, especialização e àqueles que simplesmente apareceram na minha vida nestes anos, em especial: BEATRIZ, XAVIER, LUCIANE, LEANDRO, e FRAN, porque cada um de vocês me ensinou coisas positivas de um jeito diferente.

Aos meus pacientes que, em qualquer condição e lugar do mundo, são a minha motivação para estar aqui. Obrigada pela confiança, por permitir o meu crescimento profissional, principalmente às pacientes do curso: IGNIS, CARLA e MARLETE.

Ao pessoal técnico-administrativo da UFSC, que sempre nos ofereceu seu apoio, especialmente ANA MARIA na Pós graduação, LAURO no Laboratório de Pesquisas, MOACIR na Prótese, BATISTA e LUIS no Laboratório de Procedimentos, RO e DAE na Clínica.

A toda minha família e amigos no Panamá, que torceram por mim desde que eu decidi entrar neste projeto, se preocupando, rezando e me estimulando para continuar. Sem seu apoio, nas horas mais difíceis, nada seria possível.

Aos brasileiros e brasileiras, que abriram um espaço para mim neste cantinho do mundo, me acolhendo de tal forma que hoje posso me sentir parte deste País. Vocês tornaram-se os meus melhores amigos, confidentes e até familiares. Não tenho palavras para agradecer pela força, companhia e amor que me ofereceram. Deus os abençoe.

E, finalmente, a todos que direta ou indiretamente me auxiliaram na realização deste projeto de vida.

*“O ser humano sempre caminha ao longo de precipícios. Sua maior obrigação é manter o equilíbrio”.*

*João Paulo II*



MUÑOZ, M. T. **Avaliação da resistência de união entre dentes acrílicos e reparos em resina acrílica: Efeito de diferentes tratamentos de superfície.** 2013. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## **RESUMO**

O objetivo deste estudo foi comparar a resistência da união ao cisalhamento entre dentes artificiais de resina acrílica e reparos em resina acrílica quimicamente ativada, após diversos tratamentos de superfície. Foram selecionados setenta e dois dentes artificiais antero-superiores de resina acrílica (MFT, Vita, Alemanha). Os espécimes foram distribuídos aleatoriamente em seis grupos (n=12): G1-C: não receberam tratamento de superfície (controle); G2-M: foi aplicado monômero de metil-metacrilato (Jet, Clássico, Brasil) à superfície dos dentes, por 5min; G3-A: foi aplicado um agente adesivo à base de metil-metacrilato e metiletilcetona (Vitacoll, Vita, Alemanha) sobre a superfície dos dentes de acrílico, por 5min. Os grupos G4-OA, G5-OAM e G6-OAA foram submetidos ao jato de óxido de alumínio com 45 $\mu$ m (Polidental, Wilson, SP/Brasil), sendo repetidos respectivamente os tratamentos dos grupos G1-C, G2-M e G3-A. Os espécimes foram reparados com resina acrílica quimicamente ativada (Jet, Clássico, Brasil). O teste de resistência de união ao cisalhamento foi realizado em uma máquina de ensaios mecânicos (Instron 4444). Para a comparação estatística foram utilizados ANOVA 2 e teste de Tukey com  $p < 0,05$ . Os valores médios de resistência da união ao cisalhamento dos grupos G4-OA, G5-OAM e G6-OAA foram significativamente maiores ( $p < 0,05$ ) do que dos grupos G1-C, G2-M e G3-A. A resistência ao cisalhamento do

grupo G3-A foi significativamente mais elevada ( $p < 0,05$ ) do que a dos grupos G1-C e G2-M. Não houve diferença significativa ( $p > 0,05$ ) entre os valores médios de resistência de união dos grupos G4-OA, G5-OAM e G6-OAA, e nem entre os grupos G1-C e G2-M. Conclui-se que o tratamento químico com o agente adesivo à base de metil-metacrilato e metiletilcetona mostrou melhoras significativas na resistência de união apenas quando o jato de óxido de alumínio não foi utilizado. O tratamento das superfícies com partículas de óxido de alumínio apresentou os maiores valores médios de resistência da união ao cisalhamento entre dentes artificiais e reparos de resina acrílica quimicamente ativada, independentemente da aplicação ou não de monômero ou adesivo.

**Palavras-chave:** Resina acrílica. Dente artificial. Resistência de união.

MUÑOZ, M. T. **Avaliação da resistência de união entre dentes acrílicos e reparos em resina acrílica: Efeito de diferentes tratamentos de superfície.** 2013. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

### **ABSTRACT**

The purpose of this study was to compare shear bond strengths of denture teeth to autopolymerized repair acrylic resin after various surface treatments. Seventy-two upper anterior acrylic resin denture teeth (MFT, Vita, Germany) were selected. Specimens were randomly assigned into six groups (n=12): G1-C, acrylic teeth received no surface treatment (control); G2-M, methyl-metacrylate (Jet, Clássico, Brazil) was applied to the surface of the teeth for 5 min; G3-A an adhesive agent (Vitacoll, Vita, Germany) was applied to the surface of the teeth for 5 min. The surface of G4-OA, G5-OAM and G6-OAA was airbonded-particle abraded with 45 µm aluminum oxide (Polidental, Wilson, Brazil); G4-OA received no additional surface treatment; G5-OAM was treated with methyl-metacrylate (Jet, Clássico, Brazil) for 5 min; and G6-OAA was treated with an adhesive agent (Vitacoll, Vita, Germany) for 5 min. They were then repaired with autopolymerized acrylic resin (Jet, Clássico, Brazil). The shear bond strength test was performed using a universal testing machine (Instron 4444). Two-way ANOVA and post hoc Tukey's analysis at  $p < 0,05$  were used for statistical comparison. The shear bond strengths of groups G4-OA, G5-OAM and G6-OAA were significantly higher ( $p < 0,05$ ) than that of groups G1-C, G2-M and G3-A. The shear bond strength of Group G3-A were significantly higher ( $p < 0,05$ ) than that of groups G1-C and G2-M. No significant difference ( $p > 0,05$ ) was detected for the bond strengths between groups G4-OA,

G5-OAM and G6-OAA nor between groups G1-C and G2-M. Concluding that the chemical treatment with an adhesive agent showed significant improvement in the bond strength without the aluminum oxide treatment. More significantly, treating surface with aluminum oxide particles resulted in the highest bond strength values of the denture teeth that had been repaired with autopolymerized acrylic resin.

**Keywords:** Acrylic resin. Artificial teeth. Shear bond strength.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tubos de PVC.....	66
Figura 2 - Dentes de resina acrílica (MFT Vita, Bad Säckingen/Alemanha).....	66
Figura 3 - Dente fixado pela face cervical na cera de utilidade e circundado por tubo de PVC.....	66
Figura 4 - Espécime/cilindro de PVC posicionado na matriz metálica circular.....	67
Figura 5 - Regularização/planificação do espécime..	67
Figura 6 - Detalhe da superfície finalizada (G1-C, G2-M e G3-A).....	67
Figura 7 - Aplicação do jato de óxido de alumínio...	69
Figura 8 - Espécimes em cuba ultra-sônica com água destilada.....	69
Figura 9 - Aplicação de jato de ar.....	70
Figura 10 - Detalhe da superfície finalizada (G4-OA, G5-OAM e G6-OAA).....	70
Figura 11 - Papéis adesivos circulares.....	70
Figura 12 - Papel aderido no centro da superfície.....	70
Figura 13 - Aplicação de metilmetacrilato (G2-M e G5-OAM).....	72
Figura 14 - Aplicação de agente adesivo (G3-A e G6-OAA).....	72
Figura 15 - Matriz de teflon bipartida.....	73
Figura 16 - Dispositivo para a confecção do reparo..	73
Figura 17 - Manipulação da resina acrílica.....	74
Figura 18 - Aplicação da resina acrílica no orifício da matriz.....	74
Figura 19 - Separação da matriz após polimerização da resina acrílica.....	74
Figura 20 - Corpo de prova pronto para a realização do teste de cisalhamento .....	74
Figura 21 - Ensaio da resistência de união ao	

Cisalhamento (Máquina de testes Instron 4444).....	75
Figura 22 - Ilustração gráfica dos valores de resistência de união ao cisalhamento (MPa) nos seis grupos avaliados.....	78
Figura 23 - Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G1-C. (A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X).....	79
Figura 24 - Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G2-M. (A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X).....	80
Figura 25 - Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G3-A. (A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X).....	80
Figura 26 - Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G4-OA. (A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X).....	81
Figura 27 - Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G5-OAM. (A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X).....	81
Figura 28 - Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G6-OAA. (A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X).....	82

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores médios de resistência de união ao cisalhamento (MPa) nos seis grupos em estudo...	78
Tabela 2 - Valores individuais de resistência de união (N) nos diferentes grupos avaliados.....	103
Tabela 3 - Valores individuais de resistência de união (MPa) nos diferentes grupos avaliados.....	105
Tabela 4 - Análise de Variância (ANOVA 2).....	107
Tabela 5 - Valores de p após a comparação múltipla entre os grupos, pelo Teste de Tukey (5%).	109



## **LISTA DE QUADROS**

Quadro 1 - Descrição dos grupos de ensaio deste estudo.....	68
Quadro 2 - Composição dos materiais avaliados.....	101



## LISTA DE ABREVIATURAS

°C	-	graus Celsius
G1-C	-	Grupo 1 – controle (sem tratamento)
G2-M	-	Grupo 2 – com aplicação de monômero
G3-A	-	Grupo 3 – com aplicação de adesivo
G4-OA	-	Grupo 4 – com jato de óxido de alumínio
G5-OAM	-	Grupo 5 – com jato de óxido de alumínio e aplicação de monômero
G6-OAA	-	Grupo 6 – com jato de óxido de alumínio e aplicação de adesivo
kg	-	Quilogramas
min	-	Minutos
mm	-	Milímetros
MEV	-	microscópio eletrônico de varredura
MPa	-	Megapascals
µm	-	micrometros
N	-	Newtons
PMMA	-	polimetil metacrilato
RAAQ	-	resina acrílica ativada quimicamente
RAAT	-	resina acrílica ativada termicamente
s	-	Segundos



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	31
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	
2.1	CONSIDERAÇÕES TÉCNICAS E PROPRIEDADES DAS RESINAS PARA AS BASES DE PRÓTESES .....	37
2.2	RESINAS QUÍMICAMENTE ATIVADAS.....	38
2.3	UNIÃO ENTRE DENTE E BASE DE RESINA ACRÍLICA.....	39
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b>	
3.1	OBJETIVO GERAL.....	63
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	63
<b>4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODO</b>	
4.1	MATERIAIS.....	65
4.2	MÉTODO.....	65
4.2.1	Preparação das amostras.....	65
4.2.2	Distribuição dos grupos.....	78
4.2.2.1	Microjato com óxido de alumínio.....	69
4.2.3	Delimitação da área de união.....	70
4.2.4	Condicionamento da superfície.....	71
4.2.5	Procedimento de união.....	72
4.2.6	Termociclagem.....	74
4.2.7	Ensaio de resistência ao cisalhamento.....	75
4.2.8	Análise Estatística.....	76
4.2.9	Microscopia eletrônica de varredura.....	76
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	77
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	83
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	91
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	93
	APÊNDICE.....	101
	ANEXOS.....	103



## 1 INTRODUÇÃO

Existe um envelhecimento populacional do mundo ocidental e a projeção é que por volta de 2025 mais de 50% da população estará com mais de 50 anos. Apesar do desenvolvimento da higiene oral, é provável que muitas pessoas necessitem de próteses totais ou parciais, para substituir os dentes perdidos. Para esses pacientes é importante que seja fornecida uma prótese atraente e altamente funcional, pois a mesma terá uma influência muito positiva na qualidade de vida dessas pessoas. Muitos materiais foram usados para confeccionar próteses totais e parciais removíveis, incluindo produtos de celulose, fenol formaldeído, resinas vinílicas e vulcanite. Entretanto, tais materiais apresentaram uma série de problemas. Os produtos de celulose empenavam na boca e possuíam um gosto de cânfora, usada como plastificador. A cânfora desprendia-se da prótese, causando bolhas, pigmentação e perda de cor em poucos meses. O fenol formaldeído (baquelite) era muito difícil de processar e também perdia a sua cor na boca. As resinas vinílicas possuíam baixa resistência à fratura e as falhas eram comuns, possivelmente devido à fadiga. O vulcanite foi o primeiro material utilizado na produção em massa de próteses, apesar das qualidades estéticas não serem muito boas (VAN NOORT, 2004).

Há mais de meio século a resina acrílica do tipo polimetacrilato de metila (PMMA) tem sido utilizada universalmente na Odontologia. As resinas acrílicas podem ser utilizadas para a confecção de bases de próteses totais, dentes artificiais, facetas, materiais restauradores diretos, coroas, próteses removíveis, reparos, reembasamentos, aparelhos ortodônticos e ortopédicos, placas oclusais e cimentos condicionadores de tecidos (PEYTON, 1975).

Atualmente, as próteses removíveis totais e parciais, na maioria dos casos, são confeccionadas com resina acrílica. Tal resina parte de um grupo de resinas sintéticas freqüentemente chamadas plásticas. A resina acrílica geralmente é fornecida ao profissional como um sistema de pó (polímero) e líquido (monômero), tendo como componente químico principal o polimetilmetacrilato (PMMA), um composto resinoso sintético. O monômero compõe-se basicamente de metilmetacrilato ou metilmetacrilato e hidroquinona (0,006%), sendo a hidroquinona um inibidor de polimerização que garante a estabilidade durante a armazenagem. A resina acrílica PMMA é o resultado da reação entre o polimetacrilato de metila (pó) e o metilmetacrilato (líquido) (ANUSAVICE, 2005).

Os avanços tecnológicos têm alcançado resultados positivos, oferecendo materiais cada vez mais adequados para a confecção de próteses removíveis. Entretanto, as propriedades mecânicas desses materiais, como a resistência à fratura, ainda não são ideais. A fratura de próteses dentárias à base de polimetilmetacrilato é um acontecimento bastante comum na prática clínica, principalmente quando ocorrida na linha média de próteses totais superiores (RACHED et al., 2004).

Tem sido relatada a ocorrência de outros tipos de falhas, observadas com freqüência. Uma das mais comuns é a falha de adesão entre o dente artificial de resina acrílica e a base da prótese, mesmo tendo os dentes artificiais entre suas propriedades a capacidade de se aderir à base de prótese. Várias tentativas têm sido praticadas para melhorar a adesão entre esses dentes e a base da prótese. Infelizmente os resultados desses estudos demonstram dados contraditórios (VALLITTU, 1995).

As causas das fraturas estão relacionadas principalmente a má adaptação da base da prótese, oclusão

desequilibrada, planejamento inadequado, fabricação defeituosa, falhas na escolha do material, resistência insuficiente do material de reparação e estresse sobre a base da prótese. Também podem ocorrer falhas fora da boca, devido a acidentes, como a perda de retenção ao tossir, com conseqüente queda da prótese, ou durante a limpeza da mesma (STIPHO e TALIC, 2001).

A elaboração de uma nova prótese é geralmente uma tarefa demorada e cara, sendo o maior inconveniente o fato do paciente permanecer sem a prótese durante um período prolongado de tempo. Assim, é comum reparar-se a prótese como uma medida temporária ou definitiva. A maioria das próteses é fabricada a partir de polimetilmetacrilato ativado por calor. Por outro lado, a maioria dos reparos é realizada com resina acrílica quimicamente ativada. É indispensável considerar-se que a escolha de um material de reparação eficaz depende da relação custo-benefício, ou seja, simples de usar, ter um curto tempo de polimerização, alta resistência e durabilidade, além de boa estética, ser anti-alérgico e não causar distorção na prótese existente (NG et al., 2004). Além disso, a reparação deverá ser realizada de forma fácil, rápida e econômica (WARD et al., 1992).

De maneira geral, o condicionamento da superfície dos materiais dentários é o tratamento pelo qual a energia de superfície poderá ser aumentada (FAWZY et al., 2008). Quando é realizado um reparo com resina quimicamente ativada, é necessária uma união estável à base da prótese. Para alcançar esse objetivo, têm sido descritas várias tentativas para melhorar a resistência de união, como por meio de modificações mecânicas ou químicas da superfície da base de prótese. Algumas dessas modificações mecânicas incluem asperização com brocas, jato com partículas abrasivas, e laser, para aumentar a área de superfície e a retenção (MINAMI et al., 2004).

Pequenas partículas de pó de óxido de alumínio misturadas ao ar comprimido são disparadas em alta velocidade sobre uma superfície, sendo que a energia cinética resultante provoca a abrasão. A aplicação desse jato de óxido de alumínio, como etapa prévia à realização de procedimentos adesivos, tem sido relatada com sucesso durante a história da Odontologia (SANTOS-PINTO, 2006), utilizando-se principalmente para o preparo de superfícies de metal, resina acrílica, resina composta, sistemas cerâmicos e inclusive estruturas dentárias (EL-SHEIKH e POWERS, 1998; CHUNG et al., 2008; BRAGAGLIA et al., 2009).

Por outro lado, as modificações químicas promovem a penetração e difusão de monômeros de resinas quimicamente ativadas na base da prótese. Essas modificações superficiais melhoram a resistência de união de resinas quimicamente ativada à base da prótese (MINAMI et al., 2004). Infelizmente o reparo de uma prótese pode fraturar, especialmente na área de união entre as resinas térmica e quimicamente ativadas (falha adesiva), mais do que entre duas resinas de ativação química (falha coesiva) (WARD et al., 1992). Assim, recomenda-se a utilização de agentes químicos na superfície da estrutura a ser reparada, para promover o aumento na resistência de união entre resinas química e termicamente ativadas (THUNYAKITPISAL et al., 2011). Alguns desses solventes orgânicos incluem clorofórmio e diclorometano, que, devido aos potenciais carcinogênicos, têm sido menos utilizados do que outras alternativas, como: etil acetato, metilmetacrilato, metanoato de metilo, metil acetato e metil etil cetona (MINAMI et al., 2004). Recentemente foi introduzido no mercado odontológico um adesivo à base de metilmetacrilato e metiletilcetona, de fácil acesso e prática utilização (CUNNINGHAM e BENINGTON, 1999; SAAVEDRA et al., 2007).

Ressalta-se que esses tratamentos têm sido relatados como eficazes por algumas pesquisas e ineficazes por outras. A capacidade dos dentes artificiais de estabelecer um vínculo com as resinas acrílicas também pode ser afetada pelo tipo de material odontológico, mais precisamente se os dentes de acrílico são convencionais ou com ligações cruzadas. Alguns autores relatam que os dentes produzidos a partir de resinas acrílicas convencionais podem alcançar um maior vínculo do que aqueles produzidos com ligações cruzadas (TAKAHASHI et al., 2000).

Como descrito, vários fatores podem contribuir para a falha da interface base de resina acrílica - dente artificial. Por outro lado, nos últimos anos uma grande variedade de novos materiais, incluindo os diversos tipos de resinas acrílicas, foi adicionada à variedade de métodos de processamento, o que produz uma grande variabilidade nos resultados reportados. Esta variabilidade evidencia a necessidade de novas avaliações a fim de se esclarecer o método mais eficaz e simples no que diz respeito à melhora da resistência de união entre os dentes e materiais de base de prótese (MARRA et al., 2009).

Diante do exposto e tendo em vista a falta de uniformidade nas técnicas de reparo propostas para próteses totais e parciais removíveis, aliado ao surgimento de novos materiais, seria pertinente estudar o assunto no que se refere à resistência de união de reparos confeccionados com resina acrílica quimicamente ativada sobre dentes pré-fabricados do mesmo material termicamente ativado, após diferentes tratamentos de superfície. Os resultados poderão contribuir para o estabelecimento de uma técnica eficaz e mais simples e atual no que diz respeito a reparos em dentes artificiais fraturados e perdidos.



## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 Considerações técnicas e propriedades das resinas para bases de próteses.**

Taylor (1941) relacionou as características das resinas acrílicas para uso odontológico, relatando a maneira como se determina a formação da cadeia polimérica, onde o etileno, cujo radical seria uma molécula de ácido acrílico, é incorporado a um grupamento metila, obtendo-se o ácido metilacrílico, que tem como éster o metacrilato. Agentes oxidantes como o peróxido de hidrogênio ou o peróxido de benzoíla atuam como catalizadores da polimerização, a qual é inibida por desoxidantes como a hidroquinona e o pirogalol. Pontos importantes a serem respeitados na etapa laboratorial incluem: compressão suficiente do material no ato da prensagem; prensagem na fase plástica; prensagem de forma lenta e gradual; e controle rigoroso da temperatura, sobretudo para os casos em que houver maior espessura do material, a fim de minimizar efeitos indesejáveis, como porosidades.

Para Woelfel (1971), as resinas acrílicas quimicamente ativadas, comparativamente às similares polimerizadas por ação de temperatura, não apresentam maiores vantagens a não ser pelo seu reduzido tempo de trabalho e por sua maior estabilidade dimensional. As resinas quimicamente ativadas possuem uma solubilidade maior em água do que as resinas de ativação térmica, o que explica a alta liberação de monômero residual. Outras características importantes das resinas quimicamente ativadas são: menor rigidez e menor resistência. Com relação a fraturas sofridas pelas resinas acrílicas, os fatores causais relatados pelo autor seriam a deficiência na espessura das bases, o processamento incorreto (falta de

polimerização), a incorreção no relacionamento oclusal e os acidentes durante a higienização, dentre outros. O autor salientou ainda alguns cuidados durante a fase de processamento da resina, para possibilitar uma adequada polimerização, citando-se uma verificação criteriosa da relação polímero/monômero, pressão graduada e contínua durante a prensagem e utilização de ciclos de polimerização adequados, como o de 74°C por 9 horas ou de 1 hora e 30 minutos a 74°C seguidos de 30 minutos na água em ebulição.

## **2.2 Resinas quimicamente ativadas**

Segundo Lamb, Ellis e Priestley (1983), a resina acrílica autopolimerizável ou de polimerização química possui como ativador uma substância química, sendo normalmente utilizada uma amina terciária (dimetil-paratoluidina) adicionada ao monômero. Após a mistura do pó ao líquido, a amina terciária decompõe o peróxido de benzoíla presente no pó. Como consequência, são produzidos radicais livres que reagem com as moléculas de monômero disponíveis, iniciando o crescimento da cadeia polimérica. O grau de polimerização alcançado por esse material não é completo, restando certa quantidade de monômero livre, em torno de 3% a 5%. Cuidado deve ser tomado, pois essa substância pode causar irritação nos tecidos em contato com a peça acrílica, comprometendo a sua biocompatibilidade. Além disso, age como um plastificador, reduzindo a resistência transversa da peça confeccionada.

De acordo com Anusavice (2005), as resinas quimicamente ativadas não necessitam de energia térmica e, portanto, podem ser polimerizadas a temperatura ambiente. São também denominadas resinas de polimerização a frio, auto-polimerizáveis, ou resina de

auto-cura. A diferença fundamental entre as resinas ativadas termicamente e quimicamente ativadas é o método pelo qual o peróxido de benzoíla é dividido para permitir os radicais livres. Todos os outros fatores do processo permanecem os mesmos, como por exemplo, o ativador e o retardador. Geralmente o grau de polimerização alcançado pelas quimicamente ativadas é menor. Isso indica que há uma grande quantidade de monômero que não reagiu na resina confeccionada via ativação química. O monômero residual pode ser um irritante em potencial para os tecidos, comprometendo a biocompatibilidade das bases de dentadura e podendo agir como um plastificador, o que resulta em uma redução da resistência transversa da prótese total de resina.

### **2.3 União entre dente e base de resina acrílica**

Schoonover et al., em 1952, foram provavelmente os primeiros a estudar a união entre dentes artificiais (Denta Pearl, H.D. Justi e Son Inc. Philadelphia/EUA; Micromold, Austenal laboratories Inc. New York/EUA; Luxene, Luxene Inc. New York/USA; Verichrome 5-Phase, Universal Dental Co. Philadelphia/EUA; Dura Blend, Myerson Tooth Corp. New York/EUA; Trubyte Dentists' Supply Co. New York/EUA; Dentron, Dentists' Supply Co. New York/EUA) e bases de próteses em resina acrílica após diferentes métodos de eliminação de cera (lavagem com água fervente, mistura de éter-querosene 1:1, fosfato trissódico, sal soda e ácido acético diluído) durante o processo de confecção de uma prótese total. Os autores objetivavam determinar a resistência de união entre dentes de acrílico e bases de prótese em resina acrílica ativada termicamente em água aquecida. Moldes cilíndricos foram utilizados para a confecção das amostras, sendo os dentes posicionados ao centro e com a superfície

oclusal e do cingulo no longo eixo axial. Os dentes testados para a resistência de união foram divididos em quatro grupos: (1. dentes que não tiveram contato com cera; 2. cera eliminada somente com água fervente, 3. removedor de cera usado subseqüentemente à aplicação de água fervente; 4. dentes sem cera contaminados com isolante à base de alginato). Os espécimes receberam força de carga até que a fratura ocorresse. Os resultados mostraram que no grupo onde os dentes não haviam tido contato com cera as falhas ocorriam de forma coesiva, na base ou no dente, mas nunca na união entre os dois. Esse trabalho indicou que, embora nenhuma cera pudesse ser detectada através da inspeção visual, os traços de contaminação foram suficientes para alterar radicalmente as características de união. Com isso, concluíram que a causa primária de falhas na união química entre dente e resina na prótese total foi a presença de traços imperceptíveis de cera e isolante à base de alginato utilizado sobre o gesso.

Morrow et al. (1978) realizaram um estudo comparando a força de adesão e tração de duas resinas acrílicas termicamente ativadas, uma de alto impacto (Lucitone 199, Caulk Co, EUA) e outra convencional (Lucitone, EUA). Avaliaram também o efeito contaminante do isolante na força de adesão entre o dente artificial e a resina para base de prótese e possíveis efeitos da aplicação de monômero nos colos de dentes artificiais íntegros. Para o teste de força de união, os corpos de prova foram confeccionados seguindo a especificação nº15 da ADA (4,5 a 6 mm), com resina termicamente ativada (Lucitone 199 Caulk Co, EUA) e divididos em três grupos (1. controle, 2. aplicação de monômero por 10 minutos e 3. aplicação de isolante). A aplicação de solução de monômero nos colos dentais íntegros resultou em uma força de adesão menor ( $290 \text{ kg/cm}^2$ ) do que a do grupo

controle ( $439 \text{ kg/cm}^2$ ) e menor do que o estabelecido na especificação da ADA. A contaminação da superfície do colo dos dentes com isolante resultou em uma redução severa na força de adesão ( $194 \text{ kg/cm}^2$ ). A força de tração da resina de alto impacto foi significativamente mais alta ( $588 \text{ kg/cm}^2$ ) e mais consistente do que a da resina convencional ( $415 \text{ kg/cm}^2$ ).

Cardash et al. (1986) realizaram um experimento para determinar se a confecção de retenções mecânicas de diversos formatos, na superfície cervical dos dentes de resina acrílica, poderia aumentar a resistência de união ao cisalhamento entre a base de resina termicamente ativada e os dentes de resina acrílica. Foi utilizada resina acrílica de ativação térmica (Q20, De Trey, Inglaterra) e 60 dentes artificiais - incisivos centrais (Luxor Corp., Israel) do mesmo modelo. Foi removida a superfície polida dos dentes e realizada uma fenda com 2mm de diâmetro na superfície lingual dos mesmos, a 3 mm da face incisal no sentido apical, para impedir o deslocamento do aparelho de teste. Os dentes foram distribuídos em quatro grupos: 1. nenhum preparo mecânico; 2. sulco de 2mm de profundidade e 2mm de altura, feito com uma broca reta, seccionando o colo do dente no sentido MD; 3. sulco feito com uma broca de cone invertido (2 x 2); 4. sulco de meia volta, com um diâmetro de 2 mm, feito com uma broca esférica. O modelo foi testado em uma máquina de testes universal Instron (Instron Corp., EUA), seguindo a recomendação nº 15 da ADA. A média do grupo sem preparo foi de 46,50 kg, enquanto as médias dos grupos testados foram: 42,73 kg para o sulco feito com broca reta, 39,46 kg para o grupo feito com broca tronco cônica e 42,93 kg para o sulco feito com broca esférica. A análise dos resultados indicou que não houve diferença significativa entre os grupos. Foi concluído que a confecção de retenções mecânicas na superfície cervical

dos dentes artificiais, antes da inclusão na resina para base da prótese, não aumenta a resistência de união entre estas faces.

Em 1989, Clancy e Boyer compararam a resistência de união de resinas acrílicas termicamente ativadas, quimicamente ativadas e polimerizadas por luz visível, unidas a dentes de resina acrílica padrão (Trubyte Bioform, Dentsply, Canadá) e dentes de resina acrílica resistentes à abrasão IPN - cadeia de polímeros interpenetrantes (Trubyte Bioform IPN, Dentsply, Canadá). Tendo os colos planificados, os dentes foram limpos com água fervente para a remoção de resíduos de cera. O conjunto foi incluído, prensado e colocado em um tanque de polimerização, por 9 horas a 71°C (Microlon, L-W Denture Resin, Hygienic Corporation, Akron, Ohio/EUA). A resina acrílica quimicamente ativada (Dentsply Repair Material, Dentsply, Canadá) foi preparada de acordo com as instruções do fabricante. Os dentes a serem aderidos à resina fotoativada (Dentsply Triad VLC, Dentsply, Canadá) foram tratados com uma camada de agente adesivo (Triad VLC agente adesivo) em seus colos. Foram então ativados à luz, por 2 minutos. Depois da colocação da resina nos moldes, estes foram fotoativados por 12 minutos. Os corpos de prova foram termociclados por 24 horas entre as temperaturas de 5°C e 55°C, com o tempo de imersão de 30 segundos em cada temperatura. O ensaio de tração foi realizado em uma máquina de testes mecânicos Instron. A maior resistência de união ocorreu entre a resina acrílica termicamente ativada e dentes de resina acrílica, sendo que as fraturas ocorreram coesivamente na resina. Os corpos de prova feitos de resina acrílica termicamente ativada e com dentes IPN também tiveram falha coesiva, mas dentro dos dentes ou em uma associação dente/base. Os corpos de prova feitos de resina quimicamente ativada e resina fotoativada

apresentaram falha coesiva, sendo que a menor adesão foi encontrada na resina fotoativada, com ambos os dentes (IPN ou acrílico padrão).

Geerts e Jooste (1993) testaram a adesão entre dentes de resina acrílica (Premierdent, África do Sul) e bases também de PMMA (G. C. Acron, GC Dental Industrial Corp, Japão). Quatro grupos com 15 espécimes cada um foram preparados. O Grupo 1 foi processado com PMMA, ciclo convencional em água aquecida, seguindo as recomendações do fabricante, sem tratamento da superfície do dente. No Grupo 2, os dentes foram incluídos no PMMA termicamente ativado com energia de microondas. No Grupo 3, os dentes receberam tratamento com monômero apropriado antes da união à base de PMMA. No Grupo 4, os dentes foram submetidos ao jato de óxido de alumínio antes da inclusão no PMMA. Assim como no Grupo 2, nos grupos 3 e 4 os corpos de prova foram polimerizados com energia de micro-ondas. Segundo os resultados deste trabalho, a utilização do jato de óxido de alumínio não contribuiu significativamente no aumento da adesão. Por outro lado, o monômero aumentou a adesão.

Catterlin et al. (1993) estudaram o efeito da contaminação na força de adesão entre dentes artificiais (Bioblend, Dentsply Int., EUA) e uma base de resina acrílica (Lucitone 199, Dentsply Int., EUA). Foram feitos 80 corpos de prova: 40 para o grupo controle e 40 para o grupo experimental. No grupo experimental, um isolante de película (Modern Foil, Columbus Dental, St. Louis, EUA) foi aplicado sobre o gesso e nos dentes artificiais. Para o teste, cada corpo de prova foi colocado em uma máquina universal de testes Instron (Instron Corp., EUA). A força necessária para fraturar os corpos de prova foi de 460N no grupo controle, enquanto que para o grupo contaminado foi de 353N. Segundo os dados obtidos neste estudo, a contaminação de dentes de resina acrílica com

um isolante, durante o processamento, reduz significativamente a força de adesão de dentes artificiais à base de prótese.

Darbar et al., em 1994, realizaram um estudo com o intuito de determinar a prevalência do tipo de fratura mediante a distribuição de questionários a três diferentes laboratórios de prótese dentária. Os resultados obtidos mostraram que 33% dos reparos realizados foram devido aos dentes perdidos (descolados). Vinte e nove por cento foram reparos de fraturas da linha média, mais comumente visto em próteses totais superiores. Os restantes 38% eram de outros tipos de fraturas, a maioria constituída por reparos em próteses parciais superiores, envolvendo fraturas da resina acrílica sobre o metal das selas e fraturas de conectores em próteses parciais removíveis.

Vallittu (1995) comparou a força de adesão entre dentes de PMMA e bases para prótese, também em PMMA. Usou uma resina de ativação térmica (Pro Base Hot, Ivoclar, Alemanha), e uma de ativação química (Pro Base Cold, Ivoclar, Alemanha), unidas a dentes de resina acrílica de ligação cruzada (Vitapan, Vita Zahnfabrik, Alemanha) com diferentes tratamentos mecânicos no colo. As superfícies dos dentes foram: sem tratamento, asperizadas, asperizadas e riscadas, asperizadas e com sulcos de retenção de 1,5 mm, sendo que em cada grupo metade dos dentes foram incluídos com resina acrílica termo e a outra metade com resina quimicamente polimerizada. Após cada tratamento, a superfície do colo dos dentes foi dissolvida com monômero (metilmetacrilato), por 180 segundos à temperatura ambiente, antes da inclusão na resina. Os corpos de prova foram desgastados até as dimensões predeterminadas e mantidos em água à temperatura ambiente, por 24 horas, antes do teste. A força necessária para fratura dos corpos de prova foi medida com uma máquina de teste de três

pontos de carga (Schleuniger 2E, Schleuniger/Suíça), a uma velocidade de 120 mm/min. Para determinar se a fratura era coesiva ou adesiva, as superfícies foram analisadas no microscópio eletrônico de varredura. Não houve diferença significativa entre os grupos sem tratamento do colo dental (48,7 N na RAAQ e 53,0 na RAAT). Os corpos de prova com perfuração alcançam valores de 108,8 N na RAAQ e 95,1 N na RAAT. Tanto na RAAQ como na RAAT, a asperização apropriada do colo do dente com dois sulcos horizontais alcançou a maior força de adesão.

Thean et al. (1996) realizaram uma investigação com o intuito de estudar as falhas ocorridas nas fraturas de próteses removíveis. Também avaliaram a força de adesão entre uma resina acrílica ativada termicamente (Lucitone 199, Caulk/Dentsply, EUA) e três diferentes tipos de dentes artificiais (Bioform, Dentsply, EUA; Dentacryl, Dentsply, EUA; e TNR, Oral Plastics, Inglaterra). Os dentes foram embutidos em uma base de resina com 6mm de diâmetro e 6mm de altura, sendo distribuídos em três grupos com nove corpos de prova cada um. Assim, a superfície dos espécimes foi asperizada com uma pedra macia, imersa em água até ferver, lavada com detergente e limpa com monômero. O material foi polimerizado por nove horas a uma temperatura de 90°C. Os corpos de prova foram embebidos em resina acrílica quimicamente ativada, garantindo uma superfície externa uniforme. Os testes foram aplicados com uma máquina de ensaios mecânicos (Instron, Instron Corp., EUA). Os autores concluíram que os dentes tiveram uma excelente adesividade à base, mesmo sem preparo mecânico, uma vez que as falhas foram em sua maioria coesivas dentro do corpo do dente. O Grupo onde foi utilizado Dentacryl exibiu uma maior força de adesão (15,54MPa) quando comparado com Bioform (10,45MPa) e TNR (8,44MPa).

Modificações feitas no colo de 120 incisivos centrais de resina acrílica com ligações cruzadas (Ivoclar, Liechtenstein), foram testadas por Barpal et al. em 1998, no intuito de avaliar a resistência ao cisalhamento dos dentes unidos a duas resinas acrílicas de alto impacto (Lucitone 199, Dentsply, EUA e SR-Ivocap Plus, Ivoclar, Liechtenstein). As modificações feitas na região de união dos dentes à resina de base foram: uma perfuração no centro do colo do dente, com 1,5 mm de profundidade, remoção do glaze e/ou adição de monômero. A superfície dos dentes a ser testada foi limpa com detergente e lavada em água fervente. Foram formados seis grupos com 10 dentes para cada uma das duas resinas acrílica: G1 - perfuração + monômero + glaze; G2 - perfuração + monômero + remoção de glaze; G3 - perfuração + glaze e sem monômero; G4 - perfuração + remoção de glaze e sem monômero; G5 - sem perfuração + monômero + glaze; e G6 - sem perfuração + monômero + remoção do glaze. Meio minuto antes da inclusão os dentes especificados tiveram uma gota de monômero aplicada ao seu colo. Os corpos de prova dos seis grupos foram então testados em uma máquina de ensaios mecânicos (Instron 1122, Instron Co, EUA). Foi observada ótima força de adesão para a resina Lucitone, com aplicação de monômero, glaze permanecendo intacto e nenhuma perfuração feita (G5). Para a resina Ivocap, a carga de falha foi significativamente mais alta quando o monômero não foi utilizado, com uma perfuração, sem influência significativa do glaze (G4). Foi concluído então que a falha na adesão de dentes artificiais com ligações altamente cruzadas às resinas acrílicas SR-Ivocap ou Lucitone 199 foi influenciada de forma diferente por modificações no colo do dente, antes do processamento.

El-Sheikh e Powers (1998) avaliaram a influência de diferentes tipos de tratamentos de superfície na

resistência de união entre dentes artificiais de cerâmica (Bioblend-43D, Dentsply Internacional, EUA) à base de prótese termicamente ativada (Lucitone 199, Dentsply Int., EUA). Foram utilizados 120 dentes, desgastados até a obtenção de uma superfície plana, distribuídos em 24 grupos com cinco cada um, segundo as seguintes especificações: tratamentos de superfície (nenhum, com condicionamento, com aplicação de jato de óxido de alumínio); com e sem condicionador cerâmico e agente adesivo; e com diferentes condições de armazenamento (50 horas em água, termociclados e envelhecimento acelerado). Logo depois do polimento, 30 corpos de prova foram deixados como controle; outros 30 foram condicionados com ácido hidrofúorídrico 8% (Bisco, EUA), de 3 a 4 minutos, lavados por 45 segundos e secos com ar; a outros 30 foi aplicado jato de óxido de alumínio de 150 $\mu$ m, por 10 segundos a 0,41MPa; e os 30 restantes foram abrasionados com óxido de alumínio 50 $\mu$ m. Assim, todos os espécimes prontos foram isolados, sendo nas faces expostas de 60 aplicado Scotchbond Ceramic Primer (3M Dental, EUA), seguido por secagem com ar, tratamento com Scotchbond Multipurpose Adhesive (3M Dental, EUA) e ativação por luz, durante 10 segundos. Na seqüência, foi inserida resina acrílica termicamente ativada aos moldes, sendo polimerizada por 9 horas, a 73°C. Depois da remoção da mufla, 40 corpos de prova foram mantidos em água e 40 termociclados (1000 ciclos entre 5°C e 55°C) e 40 tiveram envelhecimento acelerado. Foram então submetidos ao teste de tração perpendicular à superfície, em uma máquina de testes universal (Instron 8501, Instron Corp., EUA), a uma velocidade de 0,5mm/min. Concluíram que quando foi utilizado condicionador cerâmico e agente adesivo em conjunto com a aplicação de jato de óxido de alumínio ocorreu aumento da adesão (33MPa), comparativamente ao

condicionamento isolado (13MPa) ou unicamente o polimento da superfície (25MPa).

Em 1999, Cunningham e Benington avaliaram a resistência à tração no que diz respeito à adesão entre quatro tipos de resina acrílica para base de prótese: Trealon (Dentsply Limited, Surrey/Reino Unido), Trealon HI (alto impacto) (Dentsply Limited, Surrey/Reino Unido), RR (material de reparo quimicamente ativado) (Dentsply Limited, Surrey/Reino Unido), Redilon (Wright Health Group Limited, Dundee/Reino Unido) e dentes artificiais Mould no. T20, Cosmopolitan (Dentsply Limited, Surrey/Reino Unido). Os espécimes foram produzidos mediante métodos de processamento comumente utilizados em laboratórios de prótese dentária. Formaram-se 22 grupos, constituídos por 36 corpos de prova cada um e classificados em um dos cinco conjuntos experimentais a avaliar: 1. efeito do tempo de trabalho da resina acrílica, 2. efeito da condição da superfície do dente, 3. efeito das variações no processamento, 4. efeito do monômero e 5. efeito de adesivos de resina acrílica - Vitacol (VITA, Alemanha) e F3 (produto experimental - composto de um solvente, um ácido leve e um agente de ligação cruzada). Em relação ao efeito da condição da superfície dental na força de descolamento, somente a contaminação com cera apresentou força significativamente baixa (90N) em relação aos outros tratamentos (controle 340N, contaminação com isolante à base de alginato 360N, superfície com sulco mesio-distal 350N e superfície asperizada 320N). Um aumento significativo na força de adesão foi observado entre o controle e os corpos de prova tratados com monômero (420N). Em outro grupo, a utilização do agente adesivo Vitacoll aumentou a adesão com a resina de alto impacto utilizada (435N), comparativamente ao controle (340N). Já o cimento

experimental mostrou um aumento ainda maior em relação à mesma resina (470N).

Ng et al. (2004) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a resistência de união entre três resinas utilizadas como materiais para reparo de próteses. Selecionaram uma resina acrílica termicamente ativada (Lucitone 199, Dentsplay Internationall Inc., PA/USA), para simular a base de prótese. Foram fabricados 51 espécimes distribuídos em três grupos com 17 amostras cada um. Cada Grupo foi reparado com as resinas acrílicas selecionadas: duas quimicamente ativadas (Rapid Repair, De Trey Division, Dentsplay Limited, Weybridge, Surrey/Inglaterra; e Palapress, Heraeus Kulzer GmbH, Philipp-Reis StraBe 8/13, Alemanha) e uma para microondas (Acron Mc, GC Coropracion, Tokyo/Japão). O teste de resistência ao cisalhamento foi realizado 24 horas após as amostras serem aderidas. A análise da fratura dos espécimes mostrou que o tipo de falha de união foi adesiva para todos os grupos. Os valores médios de resistência ao cisalhamento mostraram diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre Acron Mc (14,78 MPa) e Rapid Repair (1,27 MPa); e entre Palapress (13,97 MPa) e Rapid Repair (1,27 MPa), além de indicarem que Acron Mc (14,78 MPa) e Palapress (13,97 MPa) apresentaram valores superiores a Rapid Repair (1,27 MPa). No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre Acron Mc (14,78 MPa) e Palapress (13,97 MPa). Os autores concluíram que as resinas acrílicas para microondas podem ser utilizadas como reparo da base de prótese, obtendo uma adequada resistência da união.

Sarac et al. (2005) avaliaram a resistência da união ao cisalhamento de quatro resinas acrílicas para base de prótese após a utilização de três solventes químicos. Foram fabricados 40 discos (15 mm de diâmetro e 3 mm de

espessura) para cada material de base da prótese: duas resinas acrílicas ativadas termicamente (Meliodent, M, Heraeus Kulzer, Armonk/NY; e SR-Ivocap, I, Ivoclar Vivadent, Scaan/Liechtenstein); uma ativada por microondas (Acron MC, A, GC Corp, Tokyo/Japão); e uma resina acrílica para reparo, quimicamente ativada (Meliodent, Heraeus Kulzer, Armonk/NY). Um total de 120 espécimes foi processado de acordo com as instruções do fabricante, incluídos em blocos de resina acrílica e distribuídos em quatro grupos com dez cada um. Um dos grupos foi usado como controle e não teve tratamento de superfície. Nos três grupos experimentais as superfícies das amostras foram tratadas com condicionadores químicos, por imersão em acetona (AC, E. Merck, Darmstadt, Alemanha) durante 30 segundos, em diclorometano (MC, E. Merck, Darmstadt, Alemanha) durante 30 segundos, ou em MMA-metilmacrilato (mo) por 180 segundos. A resina acrílica ativada quimicamente (Meliodent, Heraeus Kulzer, Armonk/NY) foi colocada sobre as superfícies tratadas, utilizando-se um anel (6 mm de diâmetro e 2 mm de altura). Após 24 horas de armazenamento a 37°C, foi medida a resistência ao cisalhamento (MPa) das amostras em uma máquina de ensaios mecânicos (Lloyd LRX; Lloyd Instruments, Fareham, UK). Foram aplicados ANOVA 2 e teste de Tukey HSD, para identificar diferenças significativas ( $\alpha = 0,05$ ). A natureza da falha foi classificada como: adesiva, coesiva ou mista. Para examinar o efeito dos químicos sobre as superfícies tratadas de resina acrílica utilizou-se um microscópio eletrônico de varredura (MEV). Houve aumento significativo na resistência de união dos materiais de reparo a partir da aplicação dos condicionadores de superfície, comparativamente ao Grupo controle ( $P < 0,001$ ). O Grupo controle (Meliodent, M) apresentou maior resistência da união (16,7 MPa),

enquanto Acron, MC, A apresentou a menor (9,4 MPa). Quando as superfícies foram tratadas com acetona não foram detectadas diferenças significativas entre (Meliodent, M) (18,9 MPa) e (Acron, MC, A) (19,9 MPa). Quando da aplicação de diclorometano, também não foram observadas diferenças entre as resinas Meliodent, M (19,3 MPa) e Acron, MC, A (20,3 MPa). As imagens do MEV mostraram que a aplicação de condicionadores químicos produz superfícies mais suaves que as do controle. Os autores concluíram que o tratamento químico prévio ao reparo da prótese apresenta uma melhora significativa na resistência de união dos materiais.

Em um estudo de 2007, Saavedra et al. avaliaram o comportamento da adesão entre dentes de PMMA e bases de prótese do mesmo material, após quatro diferentes métodos de condicionamento da superfície de união do dente à base. Foram utilizados 24 dentes de resina acrílica (Triostat, Batch SZ 3D, Vita Zahnfabrik, Alemanha) que tiveram as bases retificadas e enquadradas nos seguintes grupos: SM1 – controle: sem tratamento de superfície; SM2 – aplicação de um adesivo à base de metacrilato de metila (Vitacoll, Vita Zahnfabrik, Alemanha); SM3 – jato com óxido de silício e silano; SM4 – SM3 + SM2. Uma resina acrílica (Lucitone 550, Dentsply De Trey, EUA) polimerizada em água aquecida (a 74°C por 9 horas e a 100°C por 1 hora) foi aplicada aos dentes, que depois de removidos da mufla foram armazenados em água destilada, por 7 dias. Todos os grupos foram testados em condição seca e após termociclagem (60 dias de armazenamento em água, seguido por 12 mil ciclos entre 5°C e 55°C, com permanência de 30 segundos em cada temperatura e 2 segundos de transferência de uma para outra), totalizando oito grupos experimentais. Os grupos foram submetidos então a um teste de microtração. A resistência de união foi significativamente afetada pelo condicionamento (SM4 =

SM2 > SM3 > SM1) e regimes de armazenamento (seca > termociclagem). O adesivo de metacrilato de metila apresentou maior força de união. Com a termociclagem diminuíram os valores de resistência em todos os grupos experimentais. Como conclusão, tem-se que o uso do adesivo de metil metacrilato entre o dente e a base da prótese dentária parece aumentar a união. O armazenamento em água seguido de termociclagem reduziu a resistência de união dos dentes de resina acrílica à base da prótese, quando comparado com condições de ensaio seco.

Barbosa et al. (2008) realizaram um estudo para avaliar a resistência de união entre dentes e bases de resina acrílica após termociclagem, investigando diferentes métodos de polimerização. Vinte espécimes foram preparados para cada método de polimerização (ciclo A - micro-ondas 500 W por 3 minutos, ciclo B - micro-ondas 90 W por 13 minutos + 500 W por 90 segundos, ciclo C - micro-ondas 320 W por 3 minutos + 4 minutos sem potência + 720 W por 3 minutos, ciclo T - imersão a 74°C por 9 horas, e ciclo Q - polimerização a frio a 23°C). Nos ciclos A, B e C foi utilizada resina acrílica para micro-ondas (Onda-Cryl, Artigos odontológicos Clássico Ltd., SP/Brasil). No ciclo T foi utilizada a resina acrílica convencional termicamente ativada (Clássico, Artigos odontológicos Clássico Ltd., SP/Brasil), e no ciclo Q resina acrílica quimicamente ativada (Jet, Artigos odontológicos Clássico Ltd., SP/Brasil). Depois de prontos, os corpos de prova foram armazenados a 37°C, por 50 ± 2 horas, em água destilada. Em cada grupo, dez foram termociclados (entre 4°C e 60°C, com 30 segundos de imersão, num total de 5.000 ciclos) e os outros não passaram por termociclagem antes do teste de cisalhamento. A termociclagem não teve efeito significativo na redução da adesão entre dente e base, com exceção da

resina quimicamente polimerizada do ciclo Q (de 4,22 para 1,66 MPa). Os métodos de polimerização afetaram a força de adesão (A=4,57 MPa; B=9,10 MPa; C=10,18 MPa; T=9,74 MPa; Q=4,22 MPa) e os valores mais altos foram encontrados nos ciclos C, T e B.

Tendo em vista a importância da adesão no reparo de próteses dentárias, Shreya e Aras (2008) realizaram um estudo avaliando a resistência à flexão de reparos de resina acrílica para base de prótese. Para atingir o objetivo, aplicaram tratamentos de superfície com produtos químicos (etil acetato e diclorometano), em diferentes tipos de resinas para base de prótese (convencional, alto impacto, e reforçada com fibra de vidro), sendo que no Grupo controle não foi realizado tratamento químico de superfície. As amostras foram reparadas com resina acrílica quimicamente ativada e o teste de resistência à flexão realizado em uma máquina de ensaios mecânicos. O estudo revelou que o tratamento químico de superfície com diclorometano e etil acetato melhorou a resistência à flexão da resina acrílica quimicamente ativada, quando comparado ao Grupo controle. O Grupo de resina acrílica reforçada com fibra de vidro e tratada com diclorometano mostrou os maiores valores médios de força entre os outros grupos testados.

O objetivo do estudo de Chung et al. (2008) foi examinar a resistência de união entre três dentes de resina (Trubyte, Biotone Dentsply Industria Ltd., RJ/Brasil; Trubyte, New Hue, Dentsply Canadá Ltda., Ontário/Canadá; Trubyte, Bioblend IPN, Dentsply International Inc., New York/EUA) e bases de prótese, após tratamentos de superfície e polimerização da base para prótese com água aquecida ou com energia de micro-ondas (QC-20, Dentsply Limited, DeTrey Division, Surrey/Reino Unido). Os espécimes foram preparados e testados de acordo com os métodos descritos na Especificação n° 15 da Associação

Dentária Americana (dentes de polímero sintético), utilizando uma montagem especial. Um grupo de 13 dentes ficou sem tratamento e dois grupos foram asperizados com uma broca. Um desses grupos foi então submetido ao jato com óxido de alumínio. Todas as superfícies foram condicionadas com monômero, por 10 segundos, antes da inclusão na resina. Os melhores resultados foram obtidos pelos dentes com a superfície submetida ao jato de óxido de alumínio (IPN com a resina acrílica termicamente ativada = 51,6 MPa). A força de adesão das superfícies submetidas ao jato e asperizadas foi significativamente mais alta do que a das superfícies somente asperizadas (40,8 MPa) e do que as do grupo controle (39,4 MPa). Também concluíram que o dente que apresentou a maior força de adesão foi o IPN. Os dentes processados com RAAT em água aquecida apresentaram as maiores forças de adesão (40,8 MPa para o grupo controle e 42,8 MPa para o grupo asperizado), enquanto o grupo de resina acrílica de ativação térmica por micro-ondas apresentou 47,0 MPa para os dentes IPN submetidos ao jato e asperizados.

Em um estudo de 2009, Bragaglia et al. compararam a resistência de união entre bases de prótese e incisivos centrais de resina acrílica (Vivadent PE, A14, cor 1C, Ivoclar Vivadent, Shaan/Liechtenstein), em condição de teste semelhante a situação clínica, submetidos a 6 tratamentos de superfície. Noventa e seis corpos de prova foram feitos com dentes de PMMA unidos a uma resina para base de prótese polimerizada por energia de micro-ondas (Vipi Wave, Dental Vipi Ltda., SP/Brasil). Seis grupos foram formados (n = 16) de acordo com o tratamento de superfície: 1. controle, superfície não alterada; 2. aplicação de monômero de metil-metacrilato; 3. aplicação de jato com partículas de óxido de alumínio de 50 µm; 4. remoção do brilho superficial com broca

esférica; 5. asperização com pedra abrasiva de óxido de alumínio; e 6. confecção de cavidade. A inclusão da resina acrílica nos dentes abrangeu a superfície axial dos mesmos, como é feito corriqueiramente nas próteses totais. Os grupos foram submetidos a uma carga compressiva em ângulo de 45 graus com o longo eixo dos dentes. Houve diferença estatisticamente significativa apenas entre os grupos 5 e 6 ( $p = 0,03$ ). Concluiu-se que a asperização da base do dente com uma pedra abrasiva proporcionou a maior resistência de união, embora com diferença estatisticamente significativa apenas em relação à confecção de uma cavidade na base do dente, que proporcionou a menor resistência de união.

Barbosa et al. (2009) avaliaram a resistência de união entre três tipos de resinas acrílicas e uma marca de dentes artificiais (Biotone, Dentsply Ind. e Com., RJ/Brasil), quando submetidos a dois protocolos diferentes de aplicação de monômero líquido sobre a superfície dos dentes e usando diferentes métodos de polimerização: A - micro-ondas de ciclo rápido; B - micro-ondas de ciclo longo; C - micro-ondas com ciclo do fabricante: Onda-Cryl (Artigos odontológicos Clássico Ltda., SP/Brasil); T - banho de água – ciclo longo (Clássico Artigos odontológicos, Clássico Ltda., SP/Brasil); e Q – resina de polimerização química (Jet Artigos odontológicos Clássico Ltda., SP/Brasil). Trinta espécimes foram preparados para cada método de polimerização, sendo 20 tratados com produtos químicos e 10 sem tratamento. Em 20 amostras as superfícies dos dentes foram preparadas com o monômero da resina acrílica, antes do processamento. Uma gota de monômero foi aplicada com um pequeno pincel nas superfícies dos dentes. Após a aplicação de monômero, os grupos foram divididos de acordo com o tempo de espera, de 60 e 180 segundos antes da inclusão em resina acrílica. As resinas foram misturadas de acordo com as

recomendações dos fabricantes e depois polimerizadas. Todos os espécimes foram armazenados a 37°C, por 50 minutos  $\pm$  2 horas em água destilada, antes do ensaio de resistência ao cisalhamento. A carga de fratura foi registrada. Os valores médios foram analisados mediante análise de variância (ANOVA 2) e comparados pelo teste de Tukey. Além disso, a digitalização foi feita no microscópio eletrônico de varredura (MEV), em ampliações de 100 e 350 vezes, para determinar os padrões de falha na interface resina/dente. As falhas foram classificadas como adesivas na interface resina acrílica/dente, coesivas na resina ou uma mistura de adesiva e coesiva. Concluindo, a união entre dentes e base de resina acrílica foi melhorada com a aplicação do monômero, porém não houve diferença estatisticamente significativa entre os tempos de aplicação, 60 ou 180 segundos. Maiores valores de resistência de união foram observados para os ciclos T (banho de água convencional) e B (microondas ciclo longo). Falhas adesivas ocorreram na maior parte do grupo sem tratamento, principalmente nos ciclos A e Q. Para o Grupo com tratamento químico, falhas coesas e mistas foram mais comuns nos ciclos B e T.

Marra et al. (2009) avaliaram a resistência de união entre três resinas acrílicas para base de prótese, sendo duas polimerizadas convencionalmente em banho de água (QC-20, Dentsplay Ind. e com. Ltda., RJ/Brasil; e Luicitone 550, Dentsplay Ind. e com. Ltda. RJ/Brasil) e uma polimerizada por meio de energia de microondas (Acron-MC, GC Lab technologies Inc., Illinois/USA) a dentes artificiais de duas marcas comerciais (Biotone/30 M, Dentsplay Ind. e com. Ltda, RJ/Brasil; e Trilux/M, RuthiBras Imp. exp. e com. de odont. Ltda., SP/Brasil). As avaliações foram realizadas por meio de um ensaio mecânico de cisalhamento com a aplicação de uma carga

perpendicular à interface dente-resina. Os resultados indicaram que as resistências foram semelhantes para as mesmas marca de resina, independentemente do tipo de dente utilizado. Para os dois tipos de dentes avaliados, as resinas Acron MC e Lucitone 550 apresentaram valores de resistência de união estatisticamente semelhantes entre dente artificial e resina acrílica, e superiores em relação à resina QC-20.

Em 2007, Pero et al. investigaram a porosidade na interface dente/base de resina acrílica, pois a porosidade significativa pode enfraquecer a resina de base da prótese e provocar falhas de ligação entre o dente artificial e a resina de base; além de abrigar microorganismos, como a *Candida Albicans*, e ainda promover coloração inadequada da prótese. Um modelo de dente artificial de acrílico – Trilux (Dental Vipi, SP/Brasil) e três resinas para base de prótese: Acron MC - polimerizada com energia de micro-ondas, por 3 minutos a 500 W (GC Lab Technologies, Inc., Alsip, IL/EUA); Lucitone 550 - polimerizada em água aquecida, por 90 minutos a 73°C e mais 30 minutos a 100°C (Dentsply Ind. e Com. Ltd., RJ/Brasil); e QC-20 - polimerizada em água aquecida, por 20 minutos a 100°C (Dentsply Ind. e Com. Ltd., RJ/Brasil), foram utilizadas no experimento. Dez espécimes de cada conjunto foram processados e em seguida armazenados em água destilada a 37°C, por 50 horas. As amostras foram observadas em um microscópio com aumento de 80 vezes. Foram encontrados poros em todos os grupos experimentais. A área de cada poro presente entre dente artificial e resina de base da prótese foi medida e a área total de poros por superfície foi calculada em milímetros quadrados. As análises mostraram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ( $p = 0,79$ ). Dentro das limitações desse estudo “in vitro”, os autores concluíram que as resinas para base de próteses totais

avaliadas e seus respectivos processamentos não afetaram a formação de porosidade na interface resina de base e dente artificial.

Korkmaz et al. (2011) compararam a resistência de união ao cisalhamento e tipo de falha entre um dente artificial (Portrait IPN - Dentsply Trubyte, PA/EUA) e quatro tipos de resina para base de prótese, sendo uma autopolimerizável (Probase Cold, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); uma termicamente ativada (Probase Hot, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); uma ativada com energia de microondas e ligações cruzadas (Acron MC, GC Dental, Tokyo/Japão); e uma à base de poliuretano, também ativada com energia de microondas (Microbase, Dentsply DeTrey, Alemanha). Diferentes processamentos podem afetar a adesão entre dente e base, por isso esse fator também foi testado, sendo as três primeiras resinas para base processadas por compressão e a última (Microbase) processada por injeção. Seis grupos experimentais foram estabelecidos para cada um dos testes de cisalhamento e análise de superfície, sendo os quatro citados anteriormente, e mais dois grupos formados com a aplicação de uma camada de uma solução de diclorometano (LabScan; Dublin/Irlanda) nos dentes artificiais, antes da sua união com as resinas Probase Cold e Probase Hot. Os resultados mostraram que as resinas termicamente ativadas tiveram mais falhas coesivas, demonstrando maior força de adesão que as outras resinas utilizadas no estudo. A aplicação de diclorometano sobre as áreas de união dos dentes resultou em uma melhoria significativa da resistência de união tanto na RAAT como na RAAQ. Dentro das limitações desse estudo experimental, foi verificado que os tipos de material para base de prótese e métodos de processamento podem ter influência sobre a resistência de união entre os dentes artificiais de IPN e materiais para base de prótese. O

tratamento de dentes artificiais com diclorometano poderia fornecer substancial melhora na resistência de união às resinas termicamente e quimicamente ativadas. Porém, o efeito em longo prazo de tal tratamento sobre a força de união deve ser validado por novos experimentos.

Consani et al. (2011) realizaram um experimento para testar a resistência da união ao cisalhamento entre o dente artificial Biotone IPN (Dentsply; Petrópolis, RJ/Brasil) e duas resinas acrílicas para bases de prótese (Clássico Dental Product, SP/Brasil), sendo uma delas para microondas. Para o ensaio, os dentes sofreram diferentes tratamentos de superfície. Noventa corpos de prova foram distribuídos em nove grupos para cada resina de base (termicamente ativada e polimerizada por energia de micro-ondas). No Grupo 1 nenhum tratamento de superfície foi realizado. Os dentes do Grupo 2 receberam um sulco no meio das superfícies cervicais, feito com uma broca esférica nº 8. No Grupo 3 as superfícies dos dentes foram embebidas por monômero (Clássico ou Onda-Cryl monômeros; Clássico produtos odontológicos, SP/Brasil). No Grupo 4 as superfícies dos dentes foram submetidas a jato com partículas de óxido de alumínio (Bio-Art; São Carlos, SP/Brasil). No Grupo 5 as superfícies dos dentes foram levemente desgastadas com broca + aplicação de “primer” (Connector Primer, Heraeus Kulzer; Hanau/Alemanha), por 3 min, seguida por fotoativação, durante 90 s, de acordo com as instruções do fabricante. Mais quatro grupos foram formados com a união dos tratamentos de superfície: Grupo 6, com sulco esférico + monômero; Grupo 7, com sulco esférico + “primer”; Grupo 8, com jato + monômero; e Grupo 9, com jato + “primer”. Os resultados mostraram que nos grupos da resina termoativada não houve diferença significativa entre os tratamentos de superfície. Porém, na resina polimerizada em microondas o grupo sem tratamento de

superfície aliado ao grupo com o sulco + “primer” obteve os melhores resultados (16MPa), enquanto o grupo com jato + “primer” obteve o pior resultado (8MPa). Os autores concluíram que as resinas ativadas termicamente e as polimerizadas por energia de microondas, quando analisadas de forma independente de outros fatores, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas para os valores de resistência ao cisalhamento. Apenas os grupos com as superfícies não modificadas apresentaram diferenças estatisticamente significativas quando as resinas foram comparadas (termicamente ativada -11MPa e energia de micro-ondas -16MPa).

Thunyakitpisal et al. (2011) investigaram o efeito de alguns agentes químicos, utilizados para tratamento de superfície, sobre a resistência à flexão de resina acrílica termicamente ativada reparada com resina acrílica quimicamente ativada. Prepararam um total de 90 corpos de prova de resina acrílica ativada termicamente (Meliodent, Heraeus Kulzer, Senden/Alemanha), obedecendo às normas da ISO1567. Os espécimes foram distribuídos aleatoriamente em nove grupos: dois grupos controle, positivo e negativo (grupos I e II), e sete grupos experimentais (grupos III a IX). Os espécimes dos grupos II a IX foram cortados no meio, sendo realizado um chanfro em 45°C. O Grupo III foi tratado com metilmetacrilato (a parte líquida do Unifast TRAD, GC Dental products corp., Tokyo/Japão), durante 180 segundos. O Grupo IV foi tratado com Rebase II adesivo (Tokuyama Dental corp., Tokyo/Japão), de acordo com as instruções do fabricante. Os grupos V a IX foram tratados com metanoato de metilo (Fluka & Riedel-de Haen, Buchs/Switzerland), metil acetato (Acros organics, Geel/Belgium), e uma mistura de metil acetato e metanoato de metilo em várias concentrações (75:25, 50:50, 25:75% v/v, respectivamente), durante 15 segundos. Em seguida,

foram reparados com resina acrílica quimicamente ativada (Unifast TRAD, GC Dental products corp., Tokyo/Japão). Foi realizado um ensaio de carga de três pontos em uma máquina de ensaio universal. Os dados foram analisados por ANOVA e teste de Tukey ( $p=0,05$ ), para a comparação estatística. Também foram observadas as alterações morfológicas nos espécimes tratados e não tratados, por microscopia eletrônica de varredura. As forças de flexão dos grupos III a IX apresentaram-se significativamente maiores do que as do Grupo II ( $p<0,05$ ). As forças de flexão dos grupos IV a IX não apresentaram diferenças significativas ( $p>0,05$ ). Todos os espécimes dos grupos V a IX mostraram 100% de falha coesiva, enquanto os dos grupos II, III, e IV mostraram falha coesiva, de 10%, 60% e 60%, respectivamente. A avaliação das fotomicrografias auxiliou na verificação de que a aplicação de metanoato de metilo, metil acetato, e uma mistura de metil acetato e metanoato de metilo, resultou numa aparência 3D de favo de mel; enquanto as amostras tratadas com metilmetacrilato e adesivo II Rebase desenvolveram poços rasos e padrões de picos pequenos. Os autores concluíram que o tratamento de superfícies com metanoato de metilo, metil acetato e uma mistura de soluções de metil acetato e metanoato de metilo, aumentou significativamente a resistência à flexão de bases de próteses termicamente ativadas e reparadas com resina acrílica quimicamente ativada.

Kurt et al. (2012) também avaliaram o efeito de vários métodos de pré-processamento (confeccionados na superfície dos dentes acrílicos) na resistência de união entre a base e os dentes de resina acrílica (Enigma, Davis Schottlander & Davis Ltd., Letchworth, Herts/Inglaterra). Quatro grupos de pré-tratamento de superfície foram formados (N=30): ST1 - nenhum tratamento aplicado (controle); ST2 - aplicação de solvente de cera por 5 min;

ST3 - água fervente, seguida por condicionamento com monômero de metacrilato de metila (MMA) por 10 s; e ST4 - água fervente, seguida de solvente de cera por 5 min e aplicação de monômero MMA por 10 s. Os dentes foram então incluídos em RAAT (Meliodent, Bayer Dental, Alemanha) em água aquecida, por 9 horas a 74°C. Os espécimes foram armazenados por 7 dias, em água destilada a 37°C, e submetidos a termociclagem (5.000 ciclos de 4°C a 60°C, por 30 segundos). A resistência de união foi medida por uma máquina universal de testes e os resultados mostraram que todos os valores de resistência dos grupos estavam dentro de limites clinicamente aceitáveis. Os valores mais baixos foram do Grupo ST1 e os maiores valores ocorreram no ST4. Os autores concluíram que métodos de eliminação de cera afetam a força de adesão. A aplicação de solvente de cera e monômero nas superfícies dos dentes mostrou os melhores resultados.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 OBJETIVO GERAL**

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a resistência de união ao cisalhamento de reparos confeccionados com resina acrílica quimicamente ativada (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil) sobre dentes pré-fabricados, também de resina acrílica (MFT Vita, Bad Säckingen/Alemanha).

#### **3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

3.2.1 Avaliar a resistência de união ao cisalhamento após a aplicação dos seguintes condicionadores sobre as superfícies dos dentes de resina acrílica: 1. controle (sem condicionamento); 2. monômero de metil metacrilato (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil); e 3. adesivo à base de metil metacrilato e metil etil cetona ou butanona (Vitacoll, Vita, Bad Säckingen/Alemanha).

3.2.2 Avaliar o efeito que o tratamento com jato de alumínio (Polidental, Wilson, SP/Brasil) (45 $\mu$ m) aplicado previamente sobre o substrato acrílico, tem sobre a resistência de união, utilizando-se os condicionadores citados.



## **4 MATERIAIS E MÉTODO**

### **4.1 Materiais**

Para este experimento foram utilizados 12 jogos de dentes pré-fabricados de resina acrílica (MFT, Vita, Bad Säckingen/Alemanha), cada um com seis dentes anteriores da mesma cor – 3M2 (escala 3D master, Vita/Alemanha).

### **4.2 Método**

O método para obtenção dos corpos de prova e realização dos ensaios de cisalhamento foi adaptado de trabalhos similares, que avaliaram a resistência de união de resinas acrílicas (MINAMI, 2004; NG et al., 2004; SARAC et al., 2005; MARRA, 2009). O método de cisalhamento tem sido amplamente utilizado em pesquisas com materiais odontológicos e se aproxima das tensões que ocorrem com materiais restauradores na cavidade bucal.

#### **4.2.1 Preparação das amostras**

Após a seleção dos dentes, os mesmos foram embutidos individualmente em resina acrílica quimicamente ativada (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil), com o auxílio de tubos de PVC com 20 mm de diâmetro por 20 mm de altura. Para isso, cada dente foi fixado contra uma placa de cera utilidade (Lysanda, Produtos Odontológicos Ltda, SP/Brasil), com a face cervical voltada para a cera, de modo que tal superfície ficasse disponível futuramente para o tratamento. Em seguida, os cilindros de PVC foram posicionados na cera, circundando cada dente, de modo que as amostras ficassem localizadas no centro de cada

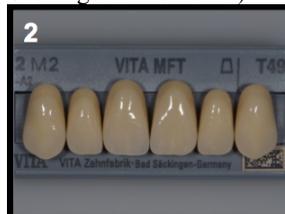
tubo. Tanto as amostras quanto os tubos ficaram levemente intruídos na cera, para evitar o extravasamento da resina acrílica. A resina acrílica quimicamente ativada foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante e vertida lentamente no interior dos tubos, ainda na fase arenosa, para que as amostras não fossem deslocadas da posição central, preenchendo os tubos por completo (FIGURAS – 1, 2 e 3).

**Figura 1.** Tubos de PVC.



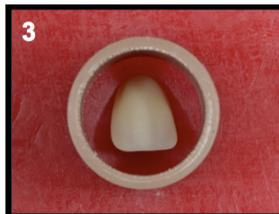
Fonte: O autor

**Figura 2.** Dentes de resina acrílica (MFT Vita, Bad Säckingen / Alemanha).



Fonte: O autor

**Figura 3.** Dente fixado pela face cervical na placa de cera utilidade e circundado por tubo de PVC.



Fonte: O autor

Após a polimerização da resina, as amostras foram removidas da cera e posicionadas individualmente em um dispositivo metálico, para serem planificadas com lixas de carbeto de silício (Grão Grano, Alcar Abrasivos,

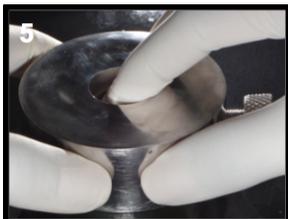
SP/Brasil), números 400, 600 e 1200, sob refrigeração com água, em uma Politriz (DP-10, Struers, Panambra Industrial e Técnica Ltda., SP/Brasil), durante 40 segundos em quatro posições diferentes, sendo 10 segundos em cada posição. Esse dispositivo consiste de uma peça de aço inoxidável com 2,5 cm de espessura por 60 cm de diâmetro externo, com uma perfuração circular central e ligeiramente maior que 20 mm de diâmetro, na qual foram posicionadas as amostras. Um parafuso foi rosqueado na lateral da peça para se obter a fixação dos cilindros de PVC durante o processo de regularização das superfícies (FIGURAS - 4, 5 e 6).

**Figura 4.** Espécime/cilindro de PVC posicionado no dispositivo metálico circular.



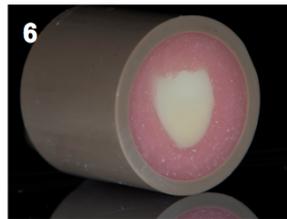
Fonte: O autor

**Figura 5.** Regularização-planificação do espécime.



Fonte: O autor

**Figura 6.** Detalhe da superfície finalizada (G1-C, G2-M e G3-A).



Fonte: O autor

#### 4.2.2 Distribuição em grupos

As 72 amostras foram distribuídas em seis grupos (n=12) de acordo com o tipo de tratamento de superfície, conforme descrito no Quadro 1. G1-C correspondeu ao Grupo controle, sem tratamento; G2-M ao Grupo com aplicação de monômero; G3-A ao Grupo com aplicação de um agente adesivo. Nos grupos G4-AO, G5-OAM e G6-OAA foram repetidos, respectivamente, os tratamentos dos grupos G1-C, G2-M e G3-A, porém, após a aplicação de jato de óxido de alumínio.

**Quadro 1** - Descrição dos grupos avaliados neste estudo.

<b>Grupo</b>	<b>Condicionador</b>	<b>Aplicação de jato de óxido de alumínio (45 µm)</b>
<b>G1-C</b>	<b>Não</b>	<b>Não</b>
<b>G2-M</b>	<b>Monômero</b> (Jet, Clássico, RJ/Brasil)	<b>Não</b>
<b>G3-A</b>	<b>Adesivo</b> (Vitacoll Vita, Bad Säckingen/Alemanha)	<b>Não</b>
<b>G4-AO</b>	<b>Não</b>	<b>Sim</b>
<b>G5-OAM</b>	<b>Monômero</b> (Jet, Clássico, RJ/Brasil)	<b>Sim</b>
<b>G6-OAA</b>	<b>Adesivo</b> (Vitacoll Vita, Bad Säckingen/Alemanha)	<b>Sim</b>

#### 4.2.2.1 Aplicação de jato de óxido de alumínio

Nas amostras dos grupos G1-C, G2-M e G3-A não foi realizado tratamento de superfície com jato de óxido de alumínio.

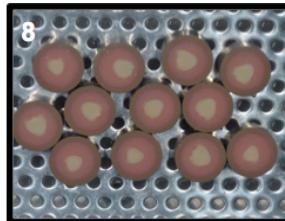
Todavia, as superfícies das amostras dos grupos G4-OA, G5-OAM e G6-OAA foram submetidas ao jato com partículas de óxido de alumínio com 45  $\mu\text{m}$  (Polidental, Wilson, SP/Brasil), durante 10 segundos, sob pressão de 5kg/cm<sup>2</sup>, com o auxílio de um microjato (F & F, Equipos médicos e odontológicos, SP/Brasil). A ponteira do microjato foi posicionada perpendicularmente à superfície cervical da amostra e mantida a uma distância aproximada de 1 centímetro. Em seguida, todos os espécimes foram imersos em água destilada em uma cuba ultrasônica (Ultrasonic Cleaner modelo 1440D, Odontobrás, SP/Brasil), durante 5 minutos, para remoção de excedentes das partículas de óxido de alumínio. A água da cuba ultrasônica foi trocada entre cada grupo, momento em que também foi realizada a limpeza do equipamento. Após, as superfícies foram submetidas a jatos de ar livre de água e óleo, durante 10 segundos (FIGURAS - 7, 8 9 e10).

**Figura 7.** Aplicação do jato de óxido de alumínio.



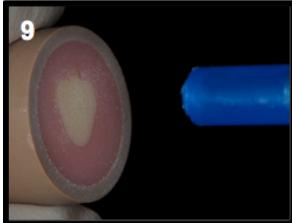
Fonte: O autor

**Figura 8.** Espécimes em cuba ultrasônica com água destilada.



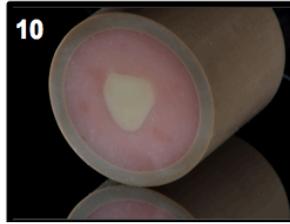
Fonte: O autor

**Figura 9.** Aplicação de jato de ar.



Fonte: O autor

**Figura 10.** Detalhe da superfície finalizada (G4-OA, G5-OAM e G6-OAA).

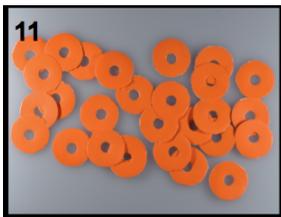


Fonte: O autor

#### 4.2.3 Delimitação da área de união

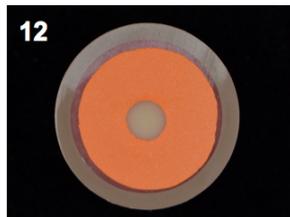
Para a realização dos procedimentos de união, papéis adesivos (Contact) circulares, com 15 mm de diâmetro externo e com um orifício central com 4 mm de diâmetro, foram aderidos e estabilizados nos centros das superfícies dos espécimes, com a finalidade de delimitar as áreas onde foi efetuada a união entre dente de resina acrílica e material reparador (FIGURAS - 11 e 12).

**Figura 11.** Papéis adesivos circulares.



Fonte: O autor

**Figura 12.** Papel aderido no centro da superfície.



Fonte: O autor

#### **4.2.4 Condicionamento da superfície**

Nas amostras do grupo G1-C não foi realizado tratamento de superfície (Grupo Controle).

Os dentes artificiais do grupo G2-M receberam monômero (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil), que é o próprio líquido da resina acrílica utilizada para o reparo (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil), aplicado na região exposta do dente, por 5 minutos.

O grupo G3-A recebeu como tratamento de superfície a aplicação de um adesivo à base de metacrilato de metila e metil etil cetona (Vitacoll, Vita, Bad Säckingen/Alemanha), aplicado na região exposta do dente, por 5 minutos, segundo as recomendações do fabricante.

O grupo G4-OA não recebeu tratamento de superfície após a aplicação do jato de óxido de alumínio.

No grupo G5-OAM, após a aplicação do jato de óxido de alumínio, as superfícies delimitadas dos dentes foram condicionadas com monômero (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil), durante 5 minutos (FIGURA 13).

No grupo G6-OAA, após a aplicação do jato, as superfícies delimitadas dos dentes foram condicionadas com adesivo à base de metacrilato de metila e metil etil cetona (Vitacoll, Vita, Bad Säckingen/Alemanha), também durante 5 minutos (FIGURA 14).

**Figura 13.** Aplicação de metil metacrilato (G2-M e G5-OAM).



Fonte: O autor

**Figura 14.** Aplicação do adesivo (G3-A e G6-OAA).

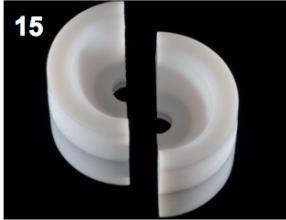


Fonte: O autor

#### 4.2.5 Procedimento de união

Uma matriz circular bi-partida de teflon foi posicionada individualmente sobre a superfície de cada dente embutido em resina acrílica. A região central da matriz circular de teflon, com uma perfuração de 4 mm de diâmetro por 2 mm de altura, coincidia com a área demarcada pelo papel adesivo (Contact). Tal coincidência foi possível por meio da utilização de um dispositivo de aço inoxidável formado por duas partes, sendo uma base onde era adaptado o tubo de PVC contendo o dente de resina, e uma parte superior onde era adaptada a matriz de teflon para confecção do reparo. Os parafusos do dispositivo tinham a finalidade de fixar a amostra e permitir a coincidência entre a área delimitada e o orifício na matriz de teflon (FIGURAS - 15 e 16).

**Figura 15.** Matriz de teflon bipartida.



Fonte: O autor

**Figura 16.** Dispositivo para a confecção do reparo.



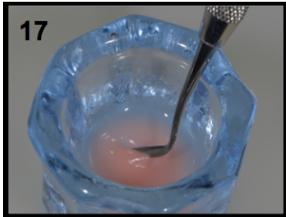
Fonte: O autor

Os procedimentos de união foram realizados após 24 horas da colocação dos papéis adesivos, para se obter a máxima união dos papéis às amostras.

Na seqüência, mediante o uso de provetas de vidro de 5 ml (Laborglas®, Brasil) e de uma balança de precisão (Bioprecisa, modelo FA2104N), utilizou-se a proporção recomendada, 2:1 em peso, ou seja, duas partes de pó (polímero) para uma parte de líquido (monômero), determinando-se assim a quantidade precisa de resina acrílica rosa (pó) e monômero (líquido) (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil). Em seguida, foram manipulados em um pote de vidro e, antes de atingir a fase plástica, aplicadas individualmente no orifício da matriz de teflon posicionado sobre a área delimitada na superfície do dente de resina acrílica.

Após a polimerização, os parafusos foram afrouxados e o corpo-de-prova removido (FIGURAS - 17, 18, 19 e 20), sendo os conjuntos armazenados em água destilada dentro de uma estufa microbiológica (Quimis, Quimis Aparelhos Científicos Ltda., SP/Brasil) a 37° C.

**Figura 17.** Manipulação da resina acrílica.



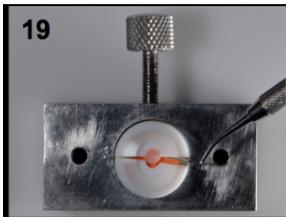
Fonte: O autor

**Figura 18.** Aplicação da resina acrílica no orifício da matriz.



Fonte: O autor

**Figura 19.** Separação da matriz após a polimerização da resina do acrílica.



Fonte: O autor

**Figura 20.** Corpo de prova pronto para a realização do teste de cisalhamento.



Fonte: O autor

#### 4.2.6 Termociclagem

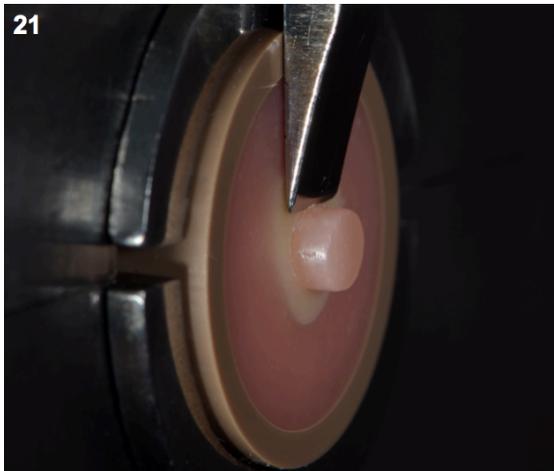
Todos os conjuntos, depois de polimerizados, foram levados a uma máquina de termociclagem (Ética modelo 521-E, Ética Equip. Cient. S.A., SP/Brasil), em água à temperatura de 5 a 55° C, permanecendo por 30 segundos em cada temperatura. Foram realizados 500 ciclos durante o dia e armazenados em água destilada à noite em uma estufa microbiológica a 37° C, perfazendo um total de 1500 ciclos durante três dias.

#### 4.2.7 Ensaio de resistência da união ao cisalhamento

Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência da união ao cisalhamento em uma máquina de ensaios mecânicos (Instron modelo 4444), à velocidade de 0,5 mm/minuto. Para isso, cada corpo de prova foi posicionado em uma base mecânica instalada na máquina de ensaios, sendo aplicada uma carga com ponta ativa em forma de cunha, paralela e justaposta à interface adesiva, até a fratura ou deslocamento do cilindro de resina acrílica, sendo o valor máximo de resistência registrado para cada corpo de prova (FIGURA - 21).

Em seguida, os valores individuais, registrados em newtons (N), foram relacionados às áreas de união ( $\text{mm}^2$ ) e expressos em megapascals (MPa).

**Figura 21.** Ensaio de resistência da união ao Cisalhamento (Máquina de testes Instron 4444).



Fonte: O autor

#### **4.2.8 Análise Estatística**

Inicialmente, os resultados foram submetidos à Análise de Variância a dois critérios (ANOVA 2).

Para determinar diferenças estatisticamente significantes entre grupos foi empregado o teste de *Tukey* (5%).

#### **4.2.9 Microscopia eletrônica de varredura**

Após a realização dos ensaios de cisalhamento, duas amostras de cada grupo foram selecionadas, aleatoriamente e com caráter ilustrativo, na tentativa de se visualizar o tipo de falha nas superfícies das amostras, mais precisamente nas superfícies cervicais dos dentes artificiais. Desta forma, as amostras foram avaliadas, em microscópio eletrônico de varredura (MEV) - (XL-30, Philips), subsequente aos testes. Os corpos-de-prova foram secos numa câmara a vácuo e recobertos com um banho de ouro (SCD 005, Bal-tec). A avaliação em MEV foi feita com aumentos de 15, 250, 500 e 1000 vezes.

## 5 RESULTADOS

Os valores médios, com respectivos desvios-padrão, dos seis grupos em estudo são apresentados na Tabela 1 e ilustrados no gráfico da Figura 22. Após a aplicação de ANOVA 2 e teste de Tukey (5%) foram estabelecidas similaridades e diferenças a seguir descritas.

Sem o tratamento das superfícies com jato de óxido de alumínio, o adesivo Vitacoll G3-A proporcionou a maior resistência de união aos reparos, estatisticamente superior às dos grupos controle G1-C ( $P=0,000133$ ) e com monômero G2-M ( $P=0,004497$ ), que foram similares entre si ( $P=0,411058$ ).

O tratamento das superfícies com óxido de alumínio proporcionou maior resistência de união aos reparos, estatisticamente superior aos grupos sem aplicação do mesmo, independentemente do condicionador utilizado. Entre os grupos GI-C e G4-OA ( $P=0,000130$ ), entre os grupos com aplicação de monômero G2-M e G5-OAM ( $P=0,000130$ ) e com aplicação de adesivo G3-A e G6-OAA ( $P=0,000130$ ).

Os grupos com as superfícies tratadas com jato de óxido de alumínio apresentaram resistências de união aos reparos estatisticamente similares. Entre os grupos G4-OA e G5-OAM ( $P=0,719418$ ); G4-OA e G6-OAA ( $P=0,757011$ ) e entre o G5-OAM e G6-OAA ( $P=1,000000$ ).

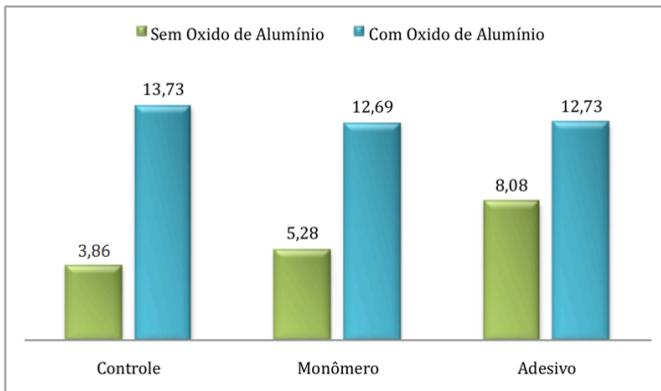
**Tabela 1** - Valores médios de resistência de união ao cisalhamento (MPa) nos seis grupos em estudo.

CONDICIONAMENTO	TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE	
	Sem Oxido de Alumínio	Com Oxido de Alumínio
<b>Controle</b>	3,86 (1,10)Aa	13,73 (2,04) Ab
<b>Monômero</b>	5,28 (1,07) Aa	12,69 (2,85) Ab
<b>Adesivo</b>	8,08 (1,49) Ba	12,73 (1,66) Ab

\*Letras maiúsculas distintas em uma mesma coluna ou minúsculas distintas em uma mesma linha são estatisticamente diferentes, pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

\*Desvios - Padrão entre parênteses.

**Figura 22.** Ilustração gráfica dos valores de resistência de união ao cisalhamento (MPa) nos seis grupos avaliados.



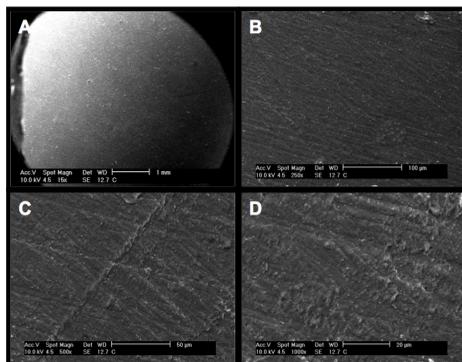
Nas Figuras (23, 24, 25, 26, 27 e 28) são apresentadas, com caráter ilustrativo, fotomicrografias em MEV (15x, 250x, 500x e 1000x) das superfícies cervicais

dos dentes de resina acrílica, selecionadas aleatoriamente, de cada grupo, após os ensaios de cisalhamento.

Nas Figuras 23 e 24, correspondentes respectivamente aos grupos G1-C e G2-M, podem ser observadas imagens sugestivas de falha adesiva. Nas figuras 25, 26, 27 e 28, correspondentes respectivamente aos grupos G3-A, G4-OA, G5-0AM e G6-OAA, podem ser observadas imagens sugestivas de falhas mistas (adesiva e coesiva).

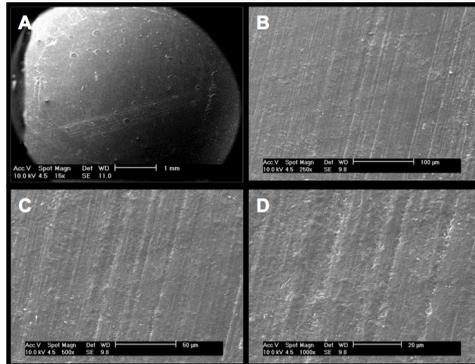
Na Figura 26 (G4-OA) também pode ser observada superfície com irregularidades/rugosidades provocadas pelo jato de óxido de alumínio.

**Figura 23.** Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G1-C. Observa-se uma estrutura bastante regular, suspeitando-se de uma falha adesiva. A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X.



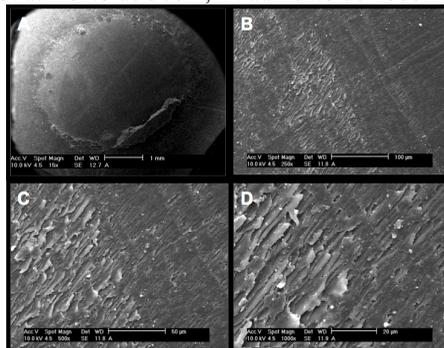
Fonte: O autor

**Figura 24.** Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G2-M. Observa-se uma estrutura bastante regular, suspeitando-se de uma falha adesiva. A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X.



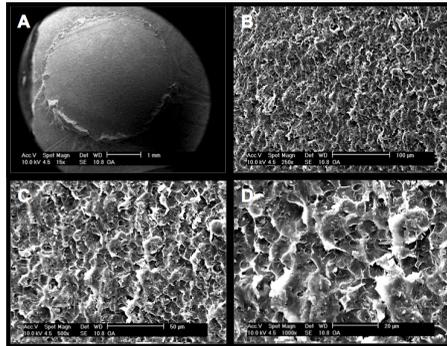
Fonte: O autor

**Figura 25.** Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G3-A. Observa-se uma superfície não uniforme, suspeitando-se de uma falha mista (adesiva e coesiva). A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X.



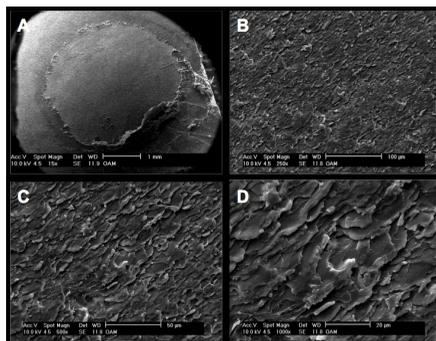
Fonte: O autor

**Figura 26.** Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G4-OA. Observa-se uma estrutura não uniforme, suspeitando-se de uma falha mista (adesiva e coesiva). A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X.



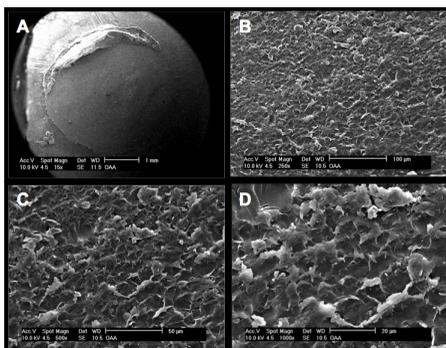
Fonte: O autor

**Figura 27.** Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G5-OAM. Observa-se uma estrutura não uniforme, suspeitando-se de uma falha mista (adesiva e coesiva). A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X.



Fonte: O autor

**Figura 28.** Fotomicrografias da superfície cervical do dente de resina acrílica após o ensaio de cisalhamento no Grupo G6-OAA. Observa-se uma estrutura não uniforme, suspeitando-se de uma falha mista (adesiva e coesiva). A. aumento de 15X; B. aumento de 250X; C. aumento de 500X; D. aumento de 1000X.



Fonte: O autor

## 6 DISCUSSÃO

Em pesquisa realizada por Darbar et al. (1994), sobre fraturas de próteses totais, foi revelado que 33% dos reparos eram realizados em virtude de dentes perdidos, 29% em virtude de fraturas na linha média, e 38% devido a outros tipos de fratura.

A presença de uma falha no local de reparação pode ser de origem adesiva ou coesiva. Na falha adesiva há uma carência de força na interface entre a resina acrílica termoativada e a quimicamente ativada. Enquanto que a coesiva ocorre quando a interface adesiva não está envolvida na falha, sendo o aumento na resistência do material de reparo e/ou da base da prótese a única maneira de melhorar essa situação (WARD et al., 1992).

As pesquisas relatam que as resinas acrílicas termicamente ativadas têm mais falhas coesivas, apresentando, com isso, maior resistência adesiva de dentes artificiais às bases de próteses do que as resinas acrílicas quimicamente ativadas (KORKMAZ et al., 2011). Apesar disso, são as resinas quimicamente ativadas a principal alternativa de uso clínico diante de uma situação de reparo em uma prótese fraturada (NG et al., 2004). Comparativamente às similares polimerizadas por ação de temperatura, as resinas quimicamente ativadas não apresentam maiores vantagens, a não ser pelo seu menor tempo de trabalho e por sua maior estabilidade dimensional durante a polimerização (WOELFEL, 1971; CLANCY et al., 1989; NARVA et al., 2005).

Também têm sido utilizados, por diversos autores, diferentes tratamentos e técnicas com o intuito de melhorar a superfície de contato entre dentes artificiais e a base da prótese (CARDASH et al., 1986; GEERTS e JOOSTE, 1993; VALLITTU, 1995; THEAN et al., 1996; BARPAL et al., 1998; CUNNIGHAM e BENINGTON, 1999;

SAAVEDRA et al., 2007; CHUNG et al., 2008; BRAGAGLIA et al., 2009; BARBOSA et al., 2009; CONSANI et al., 2011; KORKMAZ et al., 2011; KURT et al., 2012).

Nesta pesquisa, para a avaliação da resistência de união de reparos com resina acrílica quimicamente ativada sobre dentes artificiais também de resina acrílica, foi utilizado um método considerado próximo à realidade clínica, mais precisamente o da resistência de união ao cisalhamento. Alternativas semelhantes também foram sugeridas por outros autores (MINAMI, 2004; NG et al., 2004; SARAC et al., 2005; MARRA, 2009).

Nos resultados do presente estudo, quando os dentes artificiais não foram submetidos ao jato de óxido de alumínio, observou-se inicialmente que o tratamento das superfícies de resina acrílica utilizando-se adesivo à base de metilmetacrilato e metiletilcetona ou butanona (Vitacoll, Vita, Alemanha) (G3-A) proporcionou aumento na resistência de união dos reparos, estatisticamente significativo quando comparados com os grupos controle (G1-C) e monômero (G2-M) ( $p < 0,05$ ) (Tabela 1 e Figura 22). A aplicação de monômero isoladamente (G2-M), por sua vez, proporcionou resistência de união estatisticamente similar à do G1-C (controle) ( $p > 0,05$ ).

Recomenda-se na literatura, para melhorar a adesividade dos dentes artificiais à base da prótese, o controle da contaminação que diminui significativamente a adesão, devendo a superfície ser mantida sempre limpa (MORROW et al., 1978; CATTERLIN et al., 1993; CUNNINGHAM E BENINGTON, 1999). Além disso, relata-se uma ótima resistência de união após a aplicação de monômero nas bases dos dentes artificiais que serão retidas pela base da prótese (BARPAL et al., 1998; CUNNINGHAM E BENINGTON, 1999; BARBOSA et al., 2009; KURT et al., 2012). Alguns autores sugerem que,

pelo fato do monômero conter uma maior quantidade de agentes de ligação cruzada (dimetacrilato de etileno glicol), podem ocorrer maiores valores de resistência de união quando da aplicação prévia do citado produto, principalmente em situações em que são utilizadas resinas de alto impacto (CUNNINGHAM E BENINGTON, 1999).

Todavia, no presente estudo, o valor médio de resistência de união do G2-M (com aplicação de monômero e sem óxido de alumínio) foi estatisticamente similar ao do G1-C (controle) ( $p > 0,05$ ), o que demonstra que a aplicação de monômero, por si só, a princípio não traz benefício no que diz respeito ao aumento da resistência de união, a menos que seja associada a outro(s) método(s) que busquem tal objetivo. Similaridades podem ser observadas nos trabalhos de Morrow et al. (1978); Cunningham e Benington (1999); Consani et al. (2011), onde não foram observadas diferenças estatisticamente significativas no grupo em que foi utilizada resina acrílica quimicamente ativada como material de reparo, todavia, sendo observadas diferenças significativas nos grupos que utilizaram resina acrílica termicamente ativada. Uma hipótese para a variação nos resultados das duas resinas (quimicamente ativada e termicamente ativada) pode estar baseada no calor utilizado na resina térmica, que possivelmente incrementou a reação dos monômeros no substrato acrílico. Outros pesquisadores apresentaram resultados superiores quando da utilização de monômero, em comparação com grupos sem a aplicação do mesmo; ressaltando-se que nesses casos o monômero foi utilizado em conjunto com outros tratamentos de superfície, como no estudo de Thean et al. (1996), onde previamente à aplicação do monômero a superfície foi asperizada, fervida e lavada. Barpal et al. (1998), de outro modo, realizaram perfurações antes da aplicação de monômero. Portanto, esses fatores podem explicar os resultados observados

neste estudo, onde foi utilizado o monômero sem tratamentos adicionais na superfície dos dentes.

Cunningham e Benington (1999) observaram um aumento significativo na força de adesão das superfícies tratadas com algum tipo de adesivo específico para resina acrílica. Sugeriram que a constituição desses agentes teria a capacidade de proporcionar um ligeiro efeito solvente sobre a superfície do dente de resina acrílica, provavelmente permitindo a obtenção de uma superfície adequada para ligação cruzada do polímero na interface dente-resina. Da mesma forma, Saavedra et al. (2007) obtiveram resultados similares, onde também foi observado um aumento significativo na resistência de união no grupo tratado com o agente adesivo, comparativamente aos grupos controle e com aplicação de monômero.

Alguns autores têm utilizado outros produtos químicos como tratamento de superfície para melhorar a resistência da união entre as resinas acrílicas. Sarac et al. (2005), observaram um aumento significativo com a utilização de acetona e diclorometano, quando comparados com superfícies sem tratamento. De modo similar, Shreya e Aras (2008), com a utilização de diclorometano e etil acetato; e Thunyakitpaisal et al. (2011) ao utilizar metanoato de metilo, metil acetato, e a mistura das soluções em várias concentrações. Shreya e Aras (2008), comprovaram um aumento na força de adesão, atribuindo-a à infiltração do monômero nas ranhuras e irregularidades provocadas pelos próprios agentes químicos na superfície tratada. Explicam que essas irregularidades são causadas pela dissolução do poli metil metacrilato, pelo etil acetato e diclorometano.

Embora os autores citados tenham utilizado materiais, variáveis e metodologias distintas, ressaltam-se semelhanças nos resultados quando comparados com o

presente estudo. Possivelmente, estes resultados estejam relacionados à composição química do adesivo à base de metilmetacrilato e metiletilcetona, pois se sabe que o componente metiletilcetona, também conhecido como butanona, é amplamente utilizado na indústria, como solvente em diferentes aplicações. Tendo em vista a dificuldade na obtenção de informações relacionadas ao mecanismo de ação desse adesivo na Odontologia, sugere-se que, pelo fato desses agentes serem solventes orgânicos, possivelmente provoquem uma dissolução ou despolimerização das cadeias do substrato a ser reparado. Assim sendo, novos radicais estarão disponíveis para reação com o material de reparo.

No presente estudo, os grupos tratados com jato de óxido de alumínio correspondentes à G4-OA, G5-OAM e G6-OAA, apresentaram valores estatisticamente superiores ( $p < 0,05$ ) quando comparados com seus similares G1-C, G2-M e G3-A, sem o citado tratamento. Dados semelhantes foram relatados nos estudos de El-Sheikh e Powers (1998), Chung et al. (2008) e Bragaglia et al. (2009), em que os autores utilizaram diferentes tamanhos de partículas de óxido de alumínio, entre 50 e 200 micrometros e, em alguns casos, tratamentos superficiais adicionais, verificando que a utilização do jato de óxido de alumínio demonstrou os melhores resultados de resistência de união entre os dentes de resina acrílica e o reparo ou base da prótese. Por outro lado, Geerts e Jooste (1993) não observaram diferenças significativas comparando superfícies com e sem o jato, destacando-se o fato de terem aplicado uma metodologia distinta. Dentre essas diferenças, destaca-se a técnica utilizada para realizar o teste de fratura dos corpos de prova, o método de armazenamento e diferentes composições de resinas acrílicas.

Observa-se na literatura a utilização de vários tipos de tratamento de superfície, como retenções mecânicas, asperização com brocas e jato com óxido de alumínio, com objetivo de melhorar a resistência de união de dentes artificiais a bases de próteses (VALITTU, 1995; BARPAL, 1998; CHUNG et al., 1998; CONSANI et al., 2011).

Evidências indicam que as partículas abrasivas do jato de óxido de alumínio causam rugosidade suficiente na superfície dos dentes artificiais utilizados na confecção de próteses removíveis, chegando a permitir que a resina acrílica penetre nessas irregularidades, formando fortes ligações micromecânicas. Essa abrasão poderia também alterar a energia de superfície e a capacidade de umedecimento do substrato (EL-SHEIKH e POWERS, 1998). Além disso, provavelmente ocorre um aumento da área de superfície e um aumento da área de contato entre os dois substratos acrílicos, justificando todos esses fatores as maiores resistências de união observadas nos grupos em que foi aplicado o jato de óxido de alumínio.

No presente estudo observou-se ainda que, apesar da maior resistência de união nos grupos com aplicação de óxido de alumínio, comparativamente aos seus similares sem óxido, os grupos G4-OA, G5-OAM e G6-OAA, em que foi aplicado óxido, foram estatisticamente similares entre si ( $p > 0,05$ ), no que diz respeito à resistência de união. Possivelmente, a utilização do jato de óxido de alumínio interfira de forma positiva, em especial no G4-OA (sem condicionamento) e no G5-OAM em que foi realizado condicionamento com monômero, tornando tais grupos estatisticamente similares ao G6-OAA em que foi aplicado adesivo. Ressalta-se novamente que a aplicação do jato de óxido de alumínio aumenta a área de superfície e de contato no substrato acrílico, favorecendo também a imbricação mecânica, indicando que o mesmo possa ser de

fundamental importância, independentemente da associação de outros métodos.

Analisando-se as fotomicrografias (MEV) dos espécimes, realizadas com caráter ilustrativo após os ensaios de cisalhamento, verificou-se a ocorrência de falhas adesivas nos grupos sem aplicação do jato de óxido de alumínio (Figuras - 23 e 24). Assim sendo, observou-se que as falhas ocorreram predominantemente na interface entre resina acrílica (utilizada como reparo) e a superfície do dente artificial, o que coincide com os baixos valores médios de resistência de união ao cisalhamento observados nos grupos sem aplicação do jato de óxido de alumínio, principalmente nos grupos G1-C (3,86 MPa) e G2-M (5,28 MPa). Por outro lado, no G3-A (8,08 MPa), sem óxido mas com aplicação de adesivo, observou-se uma marcada presença de resíduos provavelmente oriundos do material restaurador aderido à superfície após a realização do teste (Figura - 25), o que conduz a hipótese de uma falha mista (adesiva e coesiva). Da mesma forma, foi observada a predominância de possíveis falhas mistas (adesiva e coesiva) nos grupos com aplicação do jato de óxido de alumínio (Figuras - 26, 27 e 28), presumindo-se que estão associadas com o maior valor médio demonstrado nos testes de resistência de união ao cisalhamento nos grupos G4-OA (13,73 MPa), G5-OAM (12,69 MPa) e G6-OAA (12,73 MPa). Interessante destacar ainda a predominância de uma superfície irregular, observada principalmente em aumentos de 250X, 500X e 1000 X do Grupo 4-AO, onde foi aplicado jato de óxido de alumínio (Figura - 26: B, C e D). Esse fator pode ter sido determinante no aumento da área de retenção do material reparador, coincidindo com os resultados observados nos grupos G4-AO, G5-OAM e G6-OAA no presente trabalho.

Dentro das limitações deste estudo “in vitro”, foi verificado que o tipo de tratamento sobre a base de dentes

de resina acrílica pode ter influência na resistência de união entre tais dentes e reparos nas bases de próteses. Todavia, o efeito em longo prazo de tais tratamentos sobre a resistência de união deve ser avaliado por novos experimentos, aplicando-se variáveis não abordadas no presente estudo, como novos métodos, materiais, técnicas e até mesmo com pesquisas em “in vivo”; objetivando confirmar-se ou não os resultados aqui observados.

## 7 CONCLUSÃO

Respeitando-se as limitações de um estudo laboratorial, a partir dos resultados obtidos na presente pesquisa, é possível estabelecer-se as seguintes conclusões:

1. Sem o tratamento das superfícies com óxido de alumínio, o adesivo Vitacoll proporcionou a maior resistência de união aos reparos, estatisticamente superior aos grupos controle e com monômero, que foram similares entre si.
2. O tratamento das superfícies com óxido de alumínio proporcionou maior resistência de união dos reparos, estatisticamente superior aos grupos sem o citado tratamento, independentemente do condicionador utilizado.
3. Os três grupos com as superfícies tratadas com óxido de alumínio apresentaram resistências de união dos reparos estatisticamente similares entre si.



## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANUSAVICE, K. J. **Philips, Materiais Dentários**. Editora Elsevier, 2005, p. 824.

BARBOSA, D. B.; BARÃO, V. A.; MONTEIRO, D. R.; COMPAGNONI, M. A.; MARRA, J. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerization methods. **Gerodontology**, v. 25, n. 4, p. 237-44, Dec. 2008.

BARBOSA, D. B.; MONTEIRO, D. R.; BARÃO, V. A.; PERO, A. C.; COMPAGNONI, M. A. Effect of monomer treatment and polymerization methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. **Gerodontology**, v. 26, n. 3, p. 225-31, Sep. 2009.

BARPAL, D.; CURTIS, D. A.; FINZEN, F.; PERRY, J.; GANSKY, S. A. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, v. 80, n. 6, p. 666-71, Dec. 1998.

BRAGAGLIA, L. E.; PRATES, L. H. M.; CALVO, M. C. M. The role of surface treatments on the bond between acrylic denture base and teeth. **Br. Dent. J.**, v. 20, n. 2, p. 156-161, 2009.

CARDASH, H. S.; LIBERMAN, R.; HELFT, M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. **J. Prosthet. Dent.**, v. 55, p. 526-8, 1986.

CATTERLIN, R. K.; PLUMMER, K. D.; GULLEY, M. E. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of

resin denture tooth to its denture base. **J. Prosthet. Dent.**, v. 69, n. 1, p. 57-9, Jan. 1993.

CLANCY, J. M.; BOYER, D. B. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 61, p. 457-62, 1989.

CONSANI, R. L.; NAOE, H. T.; MESQUITA, M. F.; SINHORETI, M. A.; MENDES, W. B. Effect of ridge-lap surface treatments on the Bond of resin teeth to denture base. **J. Adhes. Dent.**, v.13, n. 3, p. 287-93, Jun. 2011.

CUNNINGHAM, J. L.; BENINGTON, I. C. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth a denture base resin. **J. Dent.**, v. 27, p. 129-135, 1999.

CHUNG, K. H.; CHUNG, C. Y.; CHUNG, C. Y.; CHAN, D. C. N. Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. **J. Oral Rehabil.**, v. 35, p. 268-75, 2008.

DARBAR, U. R.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Denture fracture – a survey, **Br. Dent. J.**, v. 176, p. 342–345, 1994.

EL-SHEIKH, M. M.; POWERS, J. M. Tensile bond strength of porcelain teeth to denture resin before and after aging. **Int. J. Prosthodont.**, v. 11, n. 1, p. 16-20, Jan-Feb. 1998.

FAWZY, A. S.; EL-ASKARY, F. S.; AMER, M. A. Effect of surface treatments on the tensile bond strength of

repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin composite. **J. Dent.**, v. 36, n. 12, p. 969-76, 2008.

GEERTS, G. A. V. M.; JOOSTE, C. H. A comparison of the bond strengths of microwave and water bath cured denture material. **J. Prosthet. Dent.**, v. 70, p. 406-409, 1993.

HUGGETT, R.; JOHN, G.; JAGGER, R. G.; BATES, J. F. Strength of the acrylic denture base tooth bond. **Br. Dent. J.**, v. 153, p. 187-90, 1982.

KORKMAZ, T.; DOGAN, A.; DOGAN, O. M.; DEMIR, H. The bond strength of a highly cross-linked denture tooth to denture base polymers: a comparative study. **J. Adhes. Dent.**, v. 13, n. 1, pp. 85-92, Feb. 2011.

KURT, M.; SARAÇ, Y. S.; URAL, Ç.; SARAÇ, D. Effect of pre-processing methods on bond strength between acrylic resin teeth and acrylic denture base resin. **Gerodontology**, v. 29, n. 2, p. e357-62, Jun. 2012.

LAMB, D. J.; ELLIS, B.; PRIESTLEY, D. The effects of process variable on levels of residual monomer autopolymerizing dental acrylic resin. **J. Dent.**, Kindlington, v. 11, n. 1, p. 80-8, Mar. 1983.

MARRA, J.; PALEARI, A. G.; PERO, A. C.; DE SOUZA, R. F.; BARBOSA, D. B.; COMPAGNONI, M. C. Effect of methyl methacrylate monomer on bond strength of denture base resin to acrylic teeth. **Int. J. Adh. Adh.**, v. 29, p. 391-395, 2009.

MINAMI, H.; SUZUKI, S.; MINESAKI, Y.; KURASHIGE, H.; TANAKA, T. In vitro evaluation of the influence of repairing condition of denture base resin on the bonding of autopolymerizing resins. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 2, p.164-70, 2004.

MORROW, R. M.; MATVIAS, F. M.; WINDELER, A. S.; FUCHS, R. J. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. **J. Prosthet. Dent.**, v. 39, n. 5, p. 567-568, May 1978.

NARVA, K. K.; LASSILA, L. V.; VALLITTU, P. K., The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. **Dent. Mater.**, v. 21, p. 421-8, 2005.

NG, E. T.; TAN, L. H.; CHEW, B. S.; THEAN, H. P. Shear bond strength of microwaveable acrylic resin for denture repair. **J. Oral Rehabil.**, v. 31, p. 798–802, 2004.

PERO, A. C. Avaliação da influência do método de polimerização e da espessura da base de próteses totais na porosidade da resina acrílica, Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual Paulista, Brasil (2005).

PERO, A. C.; MARRA, J.; POLATTO, C. A.; BARBOSA, D. B.; COMPAGNONI, M. A. Resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, v. 17, n. 3, p. 194-200, 2007.

PEYTON, F. A.; CRAIG, R. G. History of resin in dentistry. **Dent. Clin. North. Am.**, v. 19, n.2, p. 211, 222, Apr. 1975.

RACHED, R. N.; POWERS, J. M.; DEL BEL CURY, A. A. Efficacy of conventional and experimental techniques for denture repair. **J. Oral Rehabil.**, v. 31, p. 1130–1138, 2004.

SAAVEDRA, G.; VALANDRO, L. F.; LEITE, F. P.; AMARAL, R.; OZCAN, M.; BOTTINO, M. A.; KIMPARA, E. T. Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. **Int. J. Prosthodontic.**, v. 20, n. 2, p. 199-201, Ma. 2007.

SANTOS-PINTO, L. A força do ar. **Revista ABO**, Edição 76, v. 15, n. 1, fevereiro/março 2006.

SARAC, Y. S.; SARAC, D.; KULUNK, T.; KULUNK, S. The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair. **J. Prosthet. Dent.**, v. 94, p. 259-266, 2005.

SCHOONOVER, I. C.; FISCHER, T. E.; SERIO, A. F.; SWEENEY, W. T. Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins, **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 44, p. 285–287, 1952.

SHREYA, C.; ARAS, M. In vitro evaluation of transverse strength of repaired heat cured denture base resins with and without surface chemical treatment. **J. Indian Prosthodont. Soc.**, v. 8, n. 2, june 2008.

SPRATLEY, M. H. An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to denture. **J. Prosthet. Dent.**, v. 58, p. 389-392, 1987.

STIPHO, H. D.; TALIC, Y. F. Repair of denture base resins with visible light-polymerized reline material: effect on tensile and shear bond strengths. **J. Prosthet. Dent.**, v. 86, p. 143–148, 2001.

TAKAHASHI, Y.; CHAI, J.; TAKAHASHI, T.; HABU, T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. **Int. J. Prosthodont.**, v. 13, p. 59–65, 2000.

TAYLOR, P. B. Acrylic resins: their manipulation. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 28, p. 373-87, 1941.

THEAN, H.; CHEW, C.; GOH, K. I. Shear Bond strength of denture teeth to base: A comparative study. **Quintessence Int.**, v. 27, p. 425-428, 1996.

THUNYAKITPISAL, N.; THUNYAKITPISAL, P.; WIWATWARAPAN, C. The effect of chemical surface treatments on flexural strength of repaired acrylic denture base resin. **J. Prosthodont.**, v. 20, p. 195-99, 2011.

VAN NOORT, R. **Introdução aos Materiais Dentários.** Editora Artmed N° de págs. 344, 2° Edição, 2004.

VALLITTU, P. K. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. **Acta Odontol. Scand.**, v. 53, p. 99-104, 1995.

WARD, J. E.; MOON, P. C.; LEVINE, R. A.; BEHRENDT, C. L. Effect of repair surface design, repair material, and processing method on the transverse strength of repaired acrylic denture resin. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, n. 6, p. 815-820, June 1992.

WOELFEL, J. B. Newer materials and techniques in prosthetic resin materials. **Dental Clinics of North America**, v. 15, p. 67, 1971.



## APÊNDICE

**Quadro 2** - Composição dos materiais avaliados.

<b>Material</b>	<b>Composição</b>
Dente em resina acrílica (MFT Vita, Bad Säckingen/Alemanha)	PMMA (poli metil metacrilato)
Monômero (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil)	metil metacrilato inibidor DMT
Adesivo Vitacoll (Vitacoll, Vita, Bad Säckingen/Alemanha)	metil metacrilato metil etil cetona / butanona
Resina acrílica do reparo (pó) (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil)	poli metil metacrilato peróxido de benzoila pigmentos biocompatíveis
Dente em resina acrílica (líquido) (Jet, Artigos odontológicos Clássico, SP/Brasil)	monômero de metil metacrilato inibidor DMT

\*Fonte: composição de acordo com os fabricantes.



## ANEXOS

**Tabela 2** - Valores individuais de resistência de união (N) nos diferentes grupos avaliados.

<b>FORÇA = newton (N)</b>						
	<b>G2 –</b>					
	<b>G1 - C</b>	<b>M</b>	<b>G3 - A</b>	<b>G4 - OA</b>	<b>G5 - OAM</b>	<b>G6 - OAA</b>
<b>1</b>	81,4	86,0	130,0	208,0	211,6	192,4
<b>2</b>	64,6	81,4	126,8	204,3	211,0	188,0
<b>3</b>	55,8	81,3	117,1	203,7	179,4	174,7
<b>4</b>	53,2	75,1	116,2	192,5	177,4	173,8
<b>5</b>	51,3	68,2	107,8	183,4	171,9	172,0
<b>6</b>	45,0	66,7	106,6	174,5	168,2	162,5
<b>7</b>	44,3	64,3	96,7	166,8	164,9	159,6
<b>8</b>	42,8	62,1	89,8	156,1	155,2	150,8
<b>9</b>	40,2	60,4	89,6	154,6	142,8	144,5
<b>10</b>	36,5	56,9	86,6	148,3	118,0	136,4
<b>11</b>	35,9	55,5	76,0	142,2	108,4	133,8
<b>12</b>	32,3	37,5	74,5	135,2	103,1	130,5
<b>Média</b>	<b>48,61</b>	<b>66,28</b>	<b>101,48</b>	<b>172,47</b>	<b>159,33</b>	<b>159,92</b>

**Fórmula para o cálculo da área de união (mm<sup>2</sup>):**

$$\text{Área de união} = \pi \cdot R^2$$

Onde  $\pi$  = constante 3,1416; e  $R^2$  = raio da circunferência (mm) ao quadrado.

Portanto,

$$\text{Área de união} = 3,1416 \cdot 2^2$$

$$\text{Área de união} = 3,1416 \cdot 4$$

$$\text{Área de união} = 12,56\text{mm}^2$$



**Tabela 3** - Valores individuais de resistência de união (MPa) nos diferentes grupos avaliados.

<b>RUC = megapascals (MPa)</b>						
	<b>G1 - C</b>	<b>G2 - M</b>	<b>G3 - A</b>	<b>G4 - OA</b>	<b>G5 - OAM</b>	<b>G6 - OAA</b>
<b>1</b>	6,48	6,85	10,35	16,56	16,85	15,32
<b>2</b>	5,14	6,48	10,10	16,27	16,80	14,97
<b>3</b>	4,44	6,47	9,32	16,22	14,28	13,91
<b>4</b>	4,24	5,98	9,25	15,33	14,12	13,84
<b>5</b>	4,08	5,43	8,58	14,60	13,69	13,69
<b>6</b>	3,58	5,31	8,49	13,89	13,39	12,94
<b>7</b>	3,53	5,12	7,70	13,28	13,13	12,71
<b>8</b>	3,41	4,94	7,15	12,43	12,36	12,01
<b>9</b>	3,20	4,81	7,13	12,31	11,37	11,50
<b>10</b>	2,91	4,53	6,89	11,81	9,39	10,86
<b>11</b>	2,86	4,42	6,05	11,32	8,63	10,65
<b>12</b>	2,57	2,99	5,93	10,76	8,21	10,39
<b>Média</b>	<b>3,86</b>	<b>5,28</b>	<b>8,08</b>	<b>13,73</b>	<b>12,69</b>	<b>12,73</b>

**Formula para o cálculo da RUC (MPa)**

$$RUC = \text{Carga} / \text{Área de união}$$

Onde Carga = Força máxima (N) registrada durante o teste, até a fratura ou deslocamento do cilindro de resina acrílica.



## Análise estatística

Tabela 4 - Análise de Variância (ANOVA 2)

Causas da variação	S.Q.	G.L.	Q.M.	Valor F	Valor P
Aplicação de óxido	921,338	1	961,338	291,814	0,000000
Condicionam ento	37,096	2	18,548	5,630	0,005525
Aplicação de óxido *condicionam ento	81,469	2	40,735	12,365	0,000027
Resíduo	217,427	66	3,294		



**Tabela 5** – Valores de p após a comparação múltipla entre os grupos, pelo Teste de Tukey (5%)

	<b>G1 - C</b> (média <b>3,8692</b> )	<b>G2 - M</b> (média <b>5,2775</b> )	<b>G3 - A</b> (média <b>8,0783</b> )	<b>G4 - OA</b> (média <b>13,732</b> )	<b>G5 - OAM</b> (média <b>12,685</b> )	<b>G6 - OAA</b> (média <b>12,733</b> )
<b>G1 - C</b>						
<b>G2 - M</b>	0,411058					
<b>G3 - A</b>	0,000133	0,004497				
<b>G4 - OA</b>	0,000130	0,000130	0,000130			
<b>G5 - OAM</b>	0,000130	0,000130	0,000130	0,719418		
<b>G6 - OAA</b>	0,000130	0,000130	0,000130	0,757011	1,000000	