

HILKA TIEMI NAOE

I N F L U Ê N C I A D O S T I P O S D E T R A T A M E N T O S
S O B R E A R E S I S T Ê N C I A D E U N I ã O E N T R E
D E N T E S E R E S I N A S A C R Í L I C A S

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

PIRACICABA
2009

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Sueli Ferreira Julio de Oliveira – CRB-8ª. / 2380

N159i	<p>Naoe, Hilka Tiemi. Influência dos tipos de tratamentos sobre a resistência de união entre dentes e resinas acrílicas. / Hilka Tiemi Naoe. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.</p> <p>Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Materiais dentários. 2. Prótese dentária. 3. polimerização. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (sfjo/fop)</p>
-------	--

Título em Inglês: Influence of types of treatments on the strength bond between teeth and acrylic resins

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental materials. 2. Dental prothesis. 3. Polymerization

Área de Concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca Examinadora: Rafael Leonardo Xediek Consani, Paulo Henrique dos Santos, Mario Alexandre Coelho Sinhoreti

Data da Defesa: 03-02-2009

Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 03 de Fevereiro de 2009, considerou a candidata HILKA TIEMI NAOE aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Rafael L. X. Consani".

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Paulo Henrique dos Santos".

PROF. DR. PAULO HENRIQUE DOS SANTOS

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Mario Alexandre Coelho Sinhorette".

PROF. DR. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

DEDICO ESTE TRABALHO

A **DEUS**, por iluminar e agraciar meu caminho com momentos e pessoas especiais com quem compartilho minha vida.

Ao meu pai, **Mário**, inspiração de minha paixão pela odontologia, e **Rosa**, minha mãe, pelo exemplo de força, amor e carinho incondicional aos filhos, que souberam constantemente nos apoiar em momentos de dificuldades e se orgulhar diante dos nossos esforços. A eles que me ensinaram valorizar a vida e a lutar pelos meus sonhos, sempre de maneira equilibrada e respeitosa ao próximo.

Aos meus queridos irmãos, **Henrique** e **Henry**, que sempre estiveram presentes em minha vida com palavras de incentivo, apoio e conselhos em momentos que precisei. À minha querida e amada família, minha eterna gratidão.

Aos meus avôs maternos, **Nobuyoshi** e **Suzuku Miyazaki**, que sempre foram a luz de minha família.

Ao **Cristiano**, por toda compreensão, carinho, paciência e pelos momentos compartilhados juntos durante toda essa fase de minha vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, Livre Docente da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e confiança que proporcionou grande harmonia em nosso convívio, pelo incentivo, dedicação e orientação sempre prestativa, sem a qual seria impossível a realização deste trabalho de dissertação de mestrado.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade, confiança, exemplo profissional, apoio, inspiração e pelos ensinamentos valiosos. A minha admiração, amizade e agradecimento.

Ao Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos, Assistente Doutor da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pelo apoio, incentivo, ensinamentos e orientações para que eu pudesse prosseguir nos estudos acadêmicos, e acima de tudo, pela amizade e confiança que proporcionou o ambiente de trabalho agradável e saudoso.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, representada pela Direção, Coordenadoria de Pós-Graduação pela oportunidade de realização do curso de mestrado em Materiais Dentários.

À CAPES, pelo auxílio financeiro concedido durante o período do curso.

À Área de Prótese Total da Faculdade de Piracicaba – UNICAMP, pelo livre acesso ao laboratório e pertences.

Aos docentes da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, que me forneceram a formação necessária para ingressar na profissão de cirurgiã-dentista.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela orientação e realização da análise estatística, além da amizade e ensinamentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, Titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade e atenção.

À Prof^a. Dr^a. Regina Maria Puppim Rontani, Coordenadora da Área de Materiais Dentários dos Programas de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade, companheirismo e atenção durante o curso.

Aos demais professores da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, em especial aos demais integrantes do curso de Pós-Graduação em Materiais Dentários.

Ao engenheiro, Marcos Blanco Cangiani, técnico da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade, convivência e

orientação no uso de equipamentos do Laboratório de Materiais Dentários e auxílio na confecção de gráficos e tabelas.

A Sr^a. Selma Aparecida Barbosa dos Santos Segalla, secretária do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade e atenção oferecida durante o curso.

Ao Paulo Roberto Alcarde, técnico em Prótese Dental do laboratório de Pré-Clínica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela colaboração eficaz na fase laboratorial deste trabalho.

Aos amigos do curso de Pós-Graduação (mestrado): Ailla, Ana Rosa, Adriana, Carla Arita, Karlinha, Kiti, Ian, Lucas Naves, Paula, Rafael e aos demais colegas do doutorado, pelas experiências trocadas e momentos agradáveis. E em especial à Vanessa, com quem dividi minhas angústias e alegrias durante a estadia em Piracicaba e que se tornou grande amiga.

À tia Toyoko e ao tio Luís que me acolheram em Piracicaba, proporcionando momentos agradáveis, de amizade e gratidão.

Aos meus amigos que sempre apoiaram, confiaram e me proporcionaram momentos de alegria e paciência durante esse período de dedicação: Anderson Catelan, André Naoe, Ariella Furlan, Bruno Araújo, Fabiana Uemura, Fernando Maeda, Leandro Pelochs, Leandro Haiyashida, Samuel Garcia, Sibele de Sá, Tiago Miyagi, Zilo, Neide, Ademir e Zilda.

A todos, que direta ou indiretamente, me auxiliaram na execução desta etapa de minha vida.

RESUMO

O objetivo neste estudo foi verificar a resistência da união ao cisalhamento entre as resinas acrílicas Clássico ou Onda-Cryl e o dente Trubyte-Biotone, sob a influência de diversas formas de retenção, compreendendo nenhum tratamento (controle), perfuração com broca, jateamento com partículas de óxido de alumínio, condicionamento com monômero, condicionamento com primer e interações. Noventa matrizes retangulares, medindo 20mm de largura por 35mm de comprimento, foram confeccionadas com cera utilidade e incluídas na parte inferior de muflas metálicas ou plásticas, com gesso pedra tipo III Herodent. As matrizes retangulares foram removidas depois de plastificadas com água em ebulição e os moldes de gesso revestidos com silicone laboratorial, nos quais foram incluídos um dente molar com a base contendo um cilindro de cera de 6mm de diâmetro por 25mm de comprimento. O conjunto dente-cilindro em cera foi recoberto com uma camada de silicone e a mufla preenchida com gesso pedra. Depois da presa do gesso, o conjunto dente-cilindro em cera foi removido, o bastão em cera retirado, o dente limpo com detergente e as bases submetidas aos tratamentos de acordo com o protocolo e recolocadas nos moldes de silicone. As resinas acrílicas termopolimerizáveis foram proporcionadas na relação volumétrica de 3/1 (polímero/monômero), adaptadas na fase plástica nos moldes de silicone e prensadas em prensa hidráulica de bancada. As muflas metálicas foram levadas à termopolimerizadora automática para polimerização da resina no ciclo em banho de água à temperatura de 74°C durante 9 horas. As muflas plásticas foram colocadas em forno de microondas para polimerização da resina, calibrado com 900W de potência, para o ciclo de: fase I – 3 minutos com 40% da potência, fase II – 4 minutos com potência 0% e fase III – 3 minutos com 90% da potência e esfriamento das muflas em bancada. Depois da demuflagem, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada à temperatura de 37°C durante 24 horas. Depois da armazenagem, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de

resistência ao cisalhamento na máquina de ensaios universal Instron, com velocidade de 1mm/minuto. Os resultados submetidos à análise de variância e as médias ao teste de Tukey (5%) mostraram que os valores da união entre dentes artificiais e resinas acrílicas não apresentam diferença estatística significativa, quando comparadas independentemente dos tipos de tratamentos. Na análise dos tipos de tratamentos, independentemente da resina acrílica, o grupo que recebeu jateamento+adesivo apresentou média com diferença estatística significativa com o grupo perfurado+adesivo. Os demais grupos não apresentaram diferença estatística significativa. Quando os tratamentos foram considerados em cada resina, na Clássico não houve diferença significativa entre eles e na Onda-Cryl os tratamentos controle e perfurado+adesivo foram diferentes estatisticamente dos grupos jateado+ monômero e jateado+adesivo. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatísticas. Na comparação entre resinas, somente o grupo controle apresentou diferença estatística significativa com o maior valor para a resina Onda-Cryl.

Palavras-chave: materiais dentários, prótese dentária, polimerização, adesão, base do dente artificial, cisalhamento.

ABSTRACT

The purpose of this study was to verify the shear bond strength between denture tooth Trubyte-Biotone and the acrylic resins Clássico and Onda-Cryl, under the influence of various forms of treatments, including no treatment (control), retention groove, sandblasting with aluminum oxide particles, monomer application, primer application, and interactions. Ninety wax rectangular mold patterns (20 mm in width and 35 mm in length), were poured into a traditional brass flask or metal with type III dental stone that was proportioned and manipulated following the manufacturer's recommendations. After wax patterns removal, the stone mold was filled with a layer of laboratory silicone putty. Identical model acrylic molar teeth with a wax stick (6mm diameter and 25mm long) attached at the ridge lap surface were partially embedded into the silicone layer. The resultant tooth/wax stick set was then covered with a layer of laboratory silicone putty. After dental stone isolation with petroleum jelly, the flask was completely poured with type III dental stone and pressed in a hydraulic press bench. Following, the tooth/wax stick set was deflasked and the wax stick removed from the tooth ridge lap. The tooth was brushed with a solution of hot water and liquid detergent to eliminate the wax residuos. Heat-cured denture base acrylic resins were prepared using a ratio of volume 3/1 (polymer/monomer), adapted on stage in plastic molds made of silicon and pressing into bench hydraulic press. The metal flask were conventional packed, polymerized in a hot water bath at 74°C for 9 hours in polymerizing unit, and deflasked after flask cooling at room temperature. The plastic flask were placed in the microwave oven for curing the acrylic resin, calibrated with 900W of power for the cycle: Phase I - 3 minutes with 40% of the power, phase II - 4 minutes with 0% power and phase III - 3 minutes with 90% of the power and flask cooling at room temperature. After deflasked, all specimens were stored in distilled water at a temperature of 37°C for 24 hours, and they were

performed the shear bond testing in an Instron machine, using a cross-speed of 1mm/minuto. The results were submitted to ANOVA and Tukey's test (5%) showed that the values of the shear bond strength between artificial teeth and acrylic resins were not statistically significant when compared regardless of the types of treatments. In the treatment type analysis, regardless of acrylic resin, the sandblasting+adhesive group showed bond strength values with significant statistically difference when compared to groove+adhesive group. The other experimental groups were not statistically different. When the treatments were considered in each resin, in the Classico acrylic resin there was no significant difference between them. In Onda-Cryl, control and groove+adhesive treatments were statistically different of the sandblasting+monomer and sandblasting+adhesive groups, while the other showed no statistical differences. In the comparison between resins, only the control group showed statistically significant differences, with the greatest value for the Onda-Cryl acrylic resin.

Key-words: dental material, denture, polymerization, adhesion, ridge lap tooth, shear bond strength.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	4
3. PROPOSIÇÃO	33
4. MATERIAIS E MÉTODO	34
4.1. Materiais	34
4.2. Método	35
4.2.1. Confeção dos corpos-de-prova	35
4.2.1.1. Montagem dos dentes	35
4.2.1.2. Prensagem e polimerização	41
4.3. Teste de cisalhamento	42
4.4. Análise de fratura	44
4.5. Análise estatística	44
5. RESULTADOS	45
6. DISCUSSÃO	52
7. CONCLUSÃO	59
REFERÊNCIAS	60
APÊNDICE	67

1. INTRODUÇÃO

A resina acrílica foi introduzida na Odontologia como material para base de próteses dentais, em 1937 (Vieira, 1976). A partir dessa época, a resina acrílica tem sido melhorada para produzir trabalhos protéticos mais precisos, buscando melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material, com modificações na composição química e nos métodos de polimerização. Como resultados dessas modificações, a polimerização por irradiação de microondas (Nishii, 1968), calor seco (Gay & King, 1979), ciclo rápido em água aquecida (Polyzois *et al.*, 1987) e por luz visível (Takamata, 1989) foram sugeridas como alternativas ao método de polimerização convencional em banho de água aquecida (Stanford & Paffenbarger, 1956; Austin & Basker, 1982; Anusavise, 1996).

Apesar dessas inovações, o ciclo longo em água aquecida seria o procedimento de polimerização da resina acrílica mais eficiente e aceito no meio odontológico (Anusavise, 1996). Contudo, resultados relatados na literatura têm mostrado que a polimerização da resina acrílica por meio da energia de microondas tem sido satisfatória (Al-Hanbali *et al.*, 1991; Wallace *et al.*, 1991; Sanders *et al.*, 1991), assim como o ciclo rápido de polimerização (Firtell *et al.*, 1981; Polyzois *et al.*, 1987).

Para a confecção de próteses odontológicas, os dentes de resina acrílica são amplamente utilizados devido às características favoráveis quando comparados aos dentes de porcelanas, principalmente, pela capacidade de se unir quimicamente à base da resina acrílica e pela similaridade na composição química de ambos os materiais (Schoonover *et al.*, 1952; Sweeney *et al.*, 1958; Huggett *et al.*, 1982).

Alguns estudos têm mostrado que as próteses totais são freqüentemente reparadas devido à fratura do dente ou falhas da união dente-resina, necessitando de reposição ou substituição dos dentes de acrílico (Walton *et al.*, 1994; Darbar *et al.*, 1994; Cunningham & Benington, 1997).

O deslocamento do dente da base de resina pode ser causado por quedas, forças excessivas ou por fadiga em uso. Algumas falhas nas etapas de confecção em laboratório também podem impedir a união perfeita do dente à resina, ocasionando falhas posteriores (Huggett *et al.*, 1982). Assim, a superfície contaminada por cera pode produzir união significativamente mais fraca (Schoonover *et al.*, 1952; Spratley, 1987; Cunningham & Benington, 1996; Cunningham & Benington, 1997; Cunningham & Benington, 1999; Consani *et al.*, 2008a). Além da contaminação, outros fatores como o grau de ligação cruzada da resina do dente e a quantidade de monômero disponível podem afetar a força de união dente-resina (Kawara *et al.*, 1991).

O aumento da resistência da união do dente à base de prótese pode ser obtido por tratamentos químicos ou modificações mecânicas na base do dente de acrílico (Vallittu, 1995; Barpal *et al.*, 1998; Cunningham & Benington, 1999; Nishigawa *et al.*, 2006; Saavedra *et al.*, 2007).

As modificações mecânicas na superfície da base dos dentes por desgaste e perfuração (Cardash *et al.*, 1986; Spratley, 1987) ou jateamento com óxido de alumínio (Nishigawa *et al.*, 2006; Chung *et al.*, 2008) não mostraram resultados significativamente diferentes quando comparados com superfícies não modificadas. Esses trabalhos se contrapõem com outros estudos que afirmam que tais tratamentos melhoram a resistência da união (Vallittu, 1995; Cunningham & Benington, 1999; Nishigawa *et al.*, 2006; Saavedra *et al.*, 2007).

A literatura apresenta pesquisas conflitantes quanto ao condicionamento da base do dente com monômero (Sorensen & Fjeldstad, 1961; Morrow *et al.*, 1978; Huggett *et al.*, 1982; Spratley, 1987; Cardash *et al.*, 1986; Adeyemi *et al.*, 2007) ou com agente químico de união (Cunningham, 2000; Adeyemi *et al.*, 2007).

Os resultados contraditórios relatados pelos diversos pesquisadores ocorrem devido aos diferentes métodos empregados nos estudos, assim como aos diferentes tipos de dentes e de resinas acrílicas (Barpal *et al.*, 1998).

Diante dessas considerações, seria conveniente verificar a resistência da união entre dente e bases de resinas acrílicas termopolimerizáveis, sob a influência de diferentes formas de retenção mecânicas e químicas aplicadas na base dos dentes e interações. A hipótese do trabalho seria que os diferentes tratamentos efetuados na base dos dentes promoveriam diferentes valores de resistência da união dente-resina acrílica.

2. REVISÃO DE LITERATURA

SCHOONOVER *et al.*, em 1952, analisaram a resistência de união entre dentes plásticos e base de resina para prótese após diferentes métodos de eliminação de cera (lavagem com água aquecida, mistura de éter-querosene, fosfato trisódico, sal soda, ácido acético diluído) durante o processo de confecção de uma prótese total. Moldes cilíndricos foram utilizados para a confecção das amostras, onde os dentes foram posicionados ao centro e com a superfície oclusal e do cíngulo ao longo eixo axial. Eles encontraram que os dentes que nunca haviam tido contato com cera apresentaram-se tão resistentes quanto à base de resina acrílica, e que as falhas ocorridas se localizavam em vários pontos dos espécimes e em alguns casos no próprio dente, mas nunca na interface dente-resina. Esse trabalho indica que, embora nenhuma cera ou óleo pudesse ser detectado, a inspeção visual depois do molde tratado para eliminação de cera, os traços de cera remanescente foram suficientes para alterar radicalmente as características de união. Dentre as soluções utilizadas para a eficiente remoção de cera, o uso de solução de água aquecida com detergente sintético mostrou remover completamente a cera, e assegurou boa união química entre o dente e a base de resina e adequado para o uso odontológico. Com isso, concluiu-se que a causa primária de falhas na união química do dente de resina à base de resina da prótese total é a presença de traços imperceptíveis de cera não removida por métodos convencionais. O método rápido e simples para prevenir tais falhas tem sido desenvolvido usando detergente sintético, o qual remove efetivamente todos os resquícios de cera. E que traços de isolante de gesso também previnem a união química, e se esses materiais forem utilizados devem ser aplicados cuidadosamente para evitar que entrem em contato com os dentes artificiais.

Numa revisão sobre instruções de processamento da resina acrílica, STANFORD & PAFFENBARGER, em 1956, verificaram que a menor alteração

dimensional ocorrida na prótese total foi obtida no ciclo de polimerização de longo tempo, isto é, com água aquecida a 74°C por oito horas.

SWEENEY *et al.*, em 1958, relataram que 90% dos protéticos tinham usado ou usavam dentes plásticos, e que no geral, as propriedades mecânicas dessas resinas são menores em comparação com aqueles de outros materiais restauradores como o amálgama, liga de ouro e assim por diante. A baixa propriedade tais como resistência à abrasão, módulo de elasticidade e dureza, no entanto, tem algumas vantagens. Isso contribui para facilitar o ajuste oclusal, e eliminar o som de clicking produzido quando dentes de porcelana são utilizados.

SORENSEN & FJELDSTAD, em 1961, investigaram a resistência à tração para a união de dentes plásticos a vários tipos de resina autopolimerizável, resinas reparadoras e resinas termopolimerizáveis, e estudaram os fatores que afetam a resistência de união. A variação na resistência de união observada atingiu de 50 a 560kg/cm². Os maiores valores de resistência de união foram obtidos com resinas termopolimerizáveis. A condição superficial do dente plástico mostrou-se influenciar na resistência de união, particularmente com resinas autopolimerizáveis. Mesmo que a superfície colo do dente estivesse livre de qualquer resquício de cera ou outros contaminantes, algumas resinas autopolimerizáveis resultaram em pobre união, a não ser que a superfície do dente tivesse sido exposta a um solvente apropriado (etil-acetato ou monômero). O efeito do solvente tais como etil-acetato, monômero, monômero de alta ligação cruzada na superfície do colo do dente plástico foi mostrado e correlacionado com as diferentes resistências de união determinada após o uso dos mesmos.

A energia por microondas foi utilizada por NISHII, em 1968, para polimerização de resina acrílica termopolimerizável empregando tempos de irradiações variadas. Estudando as variáveis sorção de água, dureza, resistências à tração e transversal, deflexão, retenção dos dentes artificiais e adaptação das

bases de prótese total, o autor concluiu que as propriedades das resinas acrílicas foram tão satisfatórias quanto àquelas obtidas com polimerização em água aquecida, quando a irradiação foi de 11 minutos. A adaptação da base polimerizada pela técnica convencional foi semelhante à obtida pelas microondas.

De acordo com VIEIRA, em 1976, os materiais utilizados na confecção de bases de prótese total sofreram consideráveis inovações técnicas, desde o emprego da borracha rígida, conhecida como vulcanite e das poli-amidas, até o aparecimento das atuais resinas acrílicas, cujo conjunto de propriedades físicas era considerado favorável.

MORROW *et al.*, em 1978, objetivaram comparar a união e a resistência à tração da resina acrílica de alto impacto e resina acrílica convencional, estudar os efeitos de resistência de união produzida pela contaminação do colo do dente com isolante, e determinar os efeitos produzidos pela modificação da superfície do colo do dente com solução monômero/polímero. Foram feitos cilindros de cera de 75mm de comprimento e 7,5mm em diâmetro onde os dentes foram encaixados em uma das extremidades. O padrão de cera resultante foi duplicado e incluído na mufla odontológica com gesso comum. As muflas foram limpas com água fervente por 5 minutos, lavadas com três aplicações de solução detergente aquecida, e enxaguadas com água aquecida. A resina acrílica foi prensada no molde com o procedimento de compressão convencional e polimerizada de acordo com a especificação no. 15 da ADA ,com velocidade de 10mm/minuto. Nesse estudo os dentes que receberam tratamento com solução de monômero/polímero reduziram a resistência de união, e a contaminação do colo do dente com isolante resultou em severa redução da resistência de união dente-resina, o que sugere cuidados durante sua aplicação ao confeccionar uma prótese. A média de resistência de união da resina de alto impacto foi 11% maior do que a resina convencional, porém a diferença não foi significativa. Além disso, a resistência à tração das resinas apresentou diferença

estatisticamente significativa, sendo que a resina de alto impacto apresentou maior média entre as resinas testadas.

Em 1979, GAY & KING investigaram a possibilidade de polimerizar a resina acrílica por meio do calor seco emitido por prensa aquecida. Corpos-de-prova retangulares de diferentes espessuras foram incluídos em muflas metálicas e as resinas acrílicas processadas nas temperaturas de 100°C por dez minutos, 75°C por 15 minutos, 70°C por 20 minutos e 60°C por 30 minutos. Como controle, corpos-de-prova semelhantes foram obtidos por processamentos em ciclos rápidos de 30, 45 e 60 minutos à temperatura de 100°C e por ciclo longo de nove horas à temperatura de 75°C. Os autores concluíram que o processamento das resinas por meio de placas aquecidas não promovia porosidades, sendo um processo que podia ser usado em muitas condições laboratoriais.

FIRTELL *et al.*, em 1981, estudaram o efeito da temperatura de processamento sobre a adaptação da prótese total superior confeccionada em ciclo curto de polimerização e pelo procedimento convencional em água aquecida. A distância entre a base e o modelo foi medida na linha média do palato posterior com micrômetro óptico. Os autores concluíram que não houve distorção significativa na vedação periférica posterior quando a base da prótese total foi processada na temperatura recomendada pelo fabricante ou abaixo dela. Distorção estatisticamente significativa foi observada nessa região quando a base foi processada acima da temperatura recomendada. A resina acrílica especialmente desenvolvida para o ciclo curto em água fervente produziu menos distorção na base que a resina acrílica convencional.

Em 1982, o trabalho de HUGGETT *et al.* mostraram que a união satisfatória pode ser obtida pela técnica convencional de confecção de próteses com resina acrílica termopolimerizável, e que preparos nas superfícies dos dentes são desnecessários. O uso do solvente para o processo de polimerização de

resina autopolimerizável não mostrou melhora consistente na resistência de união. A adição do agente de ligação cruzada etileno glicol dimetilmetacrilato na superfície do dente imediatamente antes da prensagem da resina não surtiu efeito na resistência de união com a resina termopolimerizável.

Em 1982, AUSTIN & BASKER estudaram os efeitos dos ciclos de polimerização sobre os níveis de monômero residual nas bases de prótese total. Esses autores verificaram que o ciclo curto teve pouca variação de tempo e temperatura durante o processamento, produzindo prótese total que podia induzir mais facilmente à reação da mucosa bucal do que as bases processadas pelo ciclo longo, como por exemplo, sete horas a 70°C seguido por três horas a 100°C, considerado o ciclo mais efetivo.

Bases de resinas acrílicas polimerizadas por microondas e pelo método convencional em água aquecida foram analisadas, em 1985, por REITZ *et al.*, quanto à porosidade, dureza e resistência transversal. Nenhuma diferença estatística entre os tipos de polimerização das resinas acrílicas em relação às propriedades pesquisadas foi observada. As barras de resina com dimensões de 25 x 12 x 2,5mm não apresentaram diferença estatística na quantidade de porosidade entre os dois métodos de polimerização. A maior área de porosidade entre quaisquer espécimes mensurados foi menos que 30µm de diâmetro. Os autores confeccionaram amostras com 3 x 1 x 1mm para verificar porosidade no centro e em corte transversal das barras e relataram que as resinas processadas em microondas apresentaram 70% de áreas visíveis de porosidade enquanto que nas barras de resina convencional nenhuma área de porosidade foi visível. Quando o ciclo de polimerização por microondas foi aumentado de 2,5 para 6,5 minutos em cada lado da mufla e a voltagem de freqüência de microondas reduzida de 400W para 90W, as amostras apresentaram redução de porosidade nas resinas acrílicas. A porosidade foi reduzida pelo aumento do tempo de polimerização e diminuição de voltagem em 75%.

FLETCHER *et al.*, em 1985, mostraram que a rugosidade na base do dente artificial antes do processo da resina acrílica melhorava a resistência de união.

CARDASH *et al.*, em 1986, verificaram se retenções mecânicas de variados tipos no colo do dente de resina acrílica melhoravam a resistência de união ao cisalhamento entre a base de resina acrílica termopolimerizável e dente. Os dentes foram divididos em quatro grupos de acordo com o preparo da superfície do colo do dente, sendo que o grupo A - dentes não apresentavam modificações, grupo B – retenção com broca reta com 2mm de profundidade e 2 mm de largura na direção méso-distal, grupo C – retenção similar usando broca cônica invertida, e grupo D – retenção com broca esférica de 2mm de diâmetro. Os dentes foram montados nos dois lados de um modelo triangular de cera e cobertos por silicone para moldagem. Depois da inclusão do modelo, a cera foi removida, a resina acrílica prensada e polimerizada. De acordo com o fabricante, a mufla foi imersa em água fria e vagarosamente aquecida até a ebulição, e mantida por 20 minutos nessa água. O modelo foi esfriado em temperatura ambiente e desincluído. O excesso de resina acrílica no colo do dente foi removido com broca nº. 6 para que somente a base do colo do dente estivesse em contato com a base de resina acrílica. A força aplicada pela máquina universal Instron foi com o ângulo de 130 graus ao longo eixo do dente, com velocidade de 50 mm/minuto para simular o contato da oclusão em classe I entre os dentes maxilares e mandibulares anteriores. No grupo A 80% das falhas ocorreram na interface superfície do colo do dente e base de resina acrílica, enquanto que os demais grupos apresentaram combinação de falhas dentro da base de resina acrílica e na interface dente-resina. Em todas as circunstâncias, as perfurações se mantiveram preenchidas com base de resina acrílica, e nenhuma fratura dos dentes de resina acrílica ocorreu no teste. Nenhuma vantagem estatisticamente

significativa foi derivada pelo preparo de diferentes tipos de retenções na superfície do colo do dente.

DE CLERK, em 1987, verificou que a energia por microondas podia ser utilizada no processamento de prótese total porque produzia calor suficiente para promover a quebra dos radicais das moléculas de peróxido de benzoíla, promovendo indução da reação de polimerização. Desta forma concluiu que a resina acrílica polimerizada por microondas apresentava baixo nível de monômero residual e as mesmas propriedades físicas, quando comparada à resina de polimerização convencional.

Em 1987, SPRATLEY investigou a contaminação do dente de resina acrílica e de porcelana com cera, vaselina ou solução de alginato de sódio e falta de monômero livre na massa da resina acrílica no estágio de inclusão da mufla. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as médias de fratura dos dentes de porcelana e dentes de resina acrílica. A contaminação por alginato de sódio não afetou a adesão, o uso de vaselina não teve nenhum efeito adverso, e a aplicação de monômero para limpar as superfícies do colo dos dentes antes da prensagem da resina acrílica não reduziu as falhas adesivas. A eliminação da cera em temperaturas baixas de água é ineficaz. O trabalho concluiu que a cera é o principal contaminante e causa de falha adesiva. A eliminação adequada de cera deve ser feita em temperatura de pelo menos 90°C, e o pincelamento com monômero ou desgaste no colo do dente antes da inclusão da resina acrílica não mostraram melhoras adesivas.

POLYZOIS *et al.*, em 1987, realizaram estudo comparativo da estabilidade dimensional de resinas processadas em ciclos de polimerização rápido e convencional. As próteses totais foram preparadas pela técnica convencional de inclusão e processadas de acordo com as instruções dos fabricantes. A estabilidade dimensional foi medida em quatro distâncias na base e

três nos dentes, antes da inclusão, depois do processamento, depois da desinclusão e depois da armazenagem em água destilada à temperatura ambiente por uma semana. Os autores concluíram que todas as próteses contraíram. As contrações lineares das distâncias da base e dentes foram menores que 1%. As alterações obtidas nas distâncias borda a borda e molar a molar foram menores que 0,5mm e 0,2mm, respectivamente. A prótese total processada no ciclo rápido apresentou menor distorção na área mediana palatina posterior que a confeccionada pela técnica convencional.

TRUONG & THOMASZ, em 1988, compararam as resinas acrílicas polimerizáveis com água aquecida e por microondas mensurando algumas propriedades físicas, dentre elas a porosidade. Utilizaram quatro marcas comerciais de resinas acrílicas. Para a análise da porosidade das resinas acrílicas, duas barras de 14x10x30mm foram confeccionadas de cada resina e polimerizadas com água aquecida ou em microondas com programas térmicos de: A. 90W/13 minutos + 500W/2 minutos, B. 90W/24 minutos + 500W/2 minutos, C. 90W/30 minutos + 500W/2 minutos, D. 60W/6 minutos + 90W/6 minutos + 500W/2 minutos. As barras foram cortadas em duas metades, polidas, e observadas sob microscópio a 10x de magnitude. Os resultados obtidos em comparação aos métodos, a polimerização por microondas apresentou maior ocorrência de porosidades. Os autores sugerem que a porosidade atribuída pelo excessivo aquecimento da reação exotérmica de polimerização pode ser reduzida por um apropriado controle de energia fornecido para o início da polimerização. Se o início da energia de microondas for de 60W por 6 minutos e aumentado para 90W por 6 minutos (ciclo D) a porosidade pode ser prevenida ou diminuída.

LEVIN *et al.*, em 1989, avaliaram as propriedades físicas de 5 diferentes resinas processadas com banho de água convencional e com energia de microondas usando forno doméstico. Foram realizados testes de dureza, porosidade e resistência transversal. Os resultados não mostraram diferença

significativa entre as amostras curadas por quaisquer dos métodos estudados. Em outro estudo, próteses totais maxilares foram enceradas sobre um modelo de gesso confeccionado a partir de um modelo de alumínio e foram processadas com as mesmas 5 resinas, metade usando energia de microondas e as restantes usando banho de água. A adaptação das próteses processadas ao modelo de alumínio foi medida com calibradores e os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre as próteses curadas por qualquer um dos métodos. Estes estudos demonstraram que características físicas importantes da resina curada por microondas são aproximadamente as mesmas das resinas curadas pelo método de banho de água convencional. Segundo os autores, dentaduras curadas por microondas têm a vantagem de envolver um tempo de trabalho mais curto, ser um processo mais limpo e fácil, utilizar uma mufla plástica mais leve, substituindo a mufla metálica mais pesada, e substituir o tanque para o banho de água por um forno de microondas. As desvantagens do processo são que as muflas plásticas são relativamente caras e tendem a quebrar depois de seguidos processamentos. Os pinos de policarbonato também podem se quebrar ou trincar se apertados muito firmemente. A pressão da prensagem não pode exceder 1200psi sem risco de quebrar a mufla plástica. Os autores consideram que o essencial é utilizar uma resina adequada a um método apropriado de processamento e que a correta relação entre a potência e o tempo de polimerização é importante. A energia de microondas provou ser uma fonte de calor aceitável para o processamento da resina acrílica, mas que ainda exige mais teste para avaliar suas propriedades físicas e outras aplicações.

TAKAMATA *et al.*, em 1989, compararam a precisão dimensional de prótese total confeccionada com resinas acrílicas termopolimerizável, ativadas por luz visível e por energia de microondas. Verificaram a alteração dimensional da prótese pela colocação de silicone para moldagem entre a base de resina e o modelo de gesso. Depois da remoção, o silicone era pesado em balança analítica. As medidas dimensionais de adaptação foram feitas com microscópio

comparador, nas posições envolvendo a fenda da borda palatina posterior na linha média, na lateral vestibular posterior e nas cristas alveolares. Cada medida foi repetida 3 vezes e a média determinou a largura da fenda. Todos os grupos mostraram contração, principalmente entre os rebordos vestibulares. A resina ativada por luz produziu adaptação com valor intermediário e a melhor adaptação foi verificada nas resinas com polimerização química e ativada por energia de microondas.

Em 1989, CLANCY *et al.*, comparou a resistência da união de resinas acrílicas termopolimerizáveis, autopolimerizáveis e polimerizada por luz visível unidas a dentes artificiais plásticos e dentes artificiais resistentes a abrasão (IPN) depois da termociclagem. Foram utilizados dentes posteriores para todos os espécimes, e termocicladados por 24 horas entre as temperaturas 5º e 55º com o tempo de imersão de 30 segundos em cada banho e com o tempo de ciclo total de 1 minuto e 40 segundos. Foi obtido que a maior resistência da união ocorreu entre a resina acrílica termopolimerizável e dentes plásticos, a qual apresentou modo de fratura coesivamente na resina. O valor intermediário de resistência da união foi obtido quando a resina termopolimerizável foi unida a dentes IPN, o qual apresentou modo de falhas de união coesivos no dente ou fraturas mistas. A resina autopolimerizável com ambos os tipos de dentes também apresentou resistência da união intermediária, no entanto com os tipos de falhas adesivas. O menor valor de união foi mensurado para resina polimerizada por luz visível quando unidas com ambos os tipos de dentes artificiais, a qual os tipos de falhas foram considerados adesivos.

CARDASH *et al.*, em 1990, verificaram se retenções no sentido horizontal ou vertical feitas no colo do dente de resina acrílica aumentavam a resistência ao cisalhamento da união com resinas acrílicas termopolimerizáveis convencional e de alto impacto. Foram utilizados 180 dentes artificiais, dentre eles, incisivos centrais e laterais superiores, e caninos superiores, os quais foram

divididos entre três grupos – dentes sem retenção, canaleta méso-distal na superfície do colo do dente com 2mm em profundidade e 2mm de largura, canaleta vertical de mesma dimensão no centro do colo do dente com profundidade até a metade da superfície lingual do dente. Após a polimerização das bases de resinas, os corpos-de-provas foram submetidos à força de compressão aplicada com ângulo de 130 graus do longo eixo do dente com velocidade de 5mm/minuto até ocorrer à fratura. Observou-se interação significativa entre base de resina, dente e retenção mecânica. A maior resistência de união foi na resina de alto impacto, unida com todos os tipos de dentes, retenções verticais na superfície do colo do dente e no canino. Todos os dentes sem retenção apresentaram fratura na interface dente-resina, enquanto nos dentes com retenção nenhuma tendência de fratura foi observada. Os autores concluíram que retenções verticais na superfície do colo do dente aumentaram a retenção da resina acrílica e que os dentes caninos tiveram uma união superior que os incisivos central e lateral.

SUZUKI *et al.*, em 1990, avaliou a resistência ao impacto de dentes molares superiores de porcelana, alta quantidade de ligação cruzada, ligação cruzada convencional e resina acrílica convencional. Os dentes artificiais foram desgastado nas espessuras de 1,4, 1,0 e 0,4mm da área basal do dente, sendo confeccionados cinco espécimes para cada grupo, com ou sem suporte da base de resina acrílica. A frequência do impacto foi de 120 vezes por minuto aplicado na fossa central do dente artificial. Foi concluído que para todos os dentes testados com espessura de 1,4mm, a resistência ao impacto foi alta, em ambas as situações com ou sem base de resina acrílica. A presença da resina acrílica de polimetilmetacrilato interposto entre os dentes artificiais e estrutura metálica proporcionou o aumento da resistência ao impacto dos dentes, funcionando como amortecedor de impacto durante a função. A resistência ao impacto de dentes com alta quantidade de ligação cruzada foi menor que em dentes convencionais

de ligação cruzada e de resina acrílica, em ambas as condições com ou sem base de resina.

Em 1991, SANDERS *et al.* verificaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional em água aquecida. As bases foram recortadas na região posterior do palato, na porção correspondente ao primeiro molar e então armazenadas em água por 24 horas. Depois da armazenagem, as bases foram recolocadas nos modelos sob carga axial de 90kgf. A fenda entre base e modelo foi verificada em cinco posições com escalas graduadas de 0,04 a 0,25mm. Os resultados mostraram que a região correspondente à crista do rebordo sofreu a menor desadaptação, em alguns corpos-de-prova, menos que 0,04mm. A região palatina mediana mostrou a maior desadaptação, abrangendo uma escala entre 0,04mm a 0,15mm. Os autores concluíram que as resinas formuladas para microondas não mostraram melhor adaptação que as convencionais, sendo ambas similares.

A adaptação da base de resina acrílica submetida aos processos de polimerização por energia de microondas e pela técnica convencional em água aquecida foi comparada por AL-HANBALI *et al.*, em 1991. O desajuste foi verificado por meio da espessura da camada de silicone interposta entre base e modelo, em sete pontos referenciais. Os autores concluíram que o ciclo de polimerização por energia de microondas causou distorção menos significativa na base de prótese total que o ciclo em água aquecida, especialmente na região mediana do palato.

A precisão dimensional da base de prótese total processada por energia de microondas e pelo método convencional foi comparada por WALLACE *et al.*, em 1991. Uma maxila com sete pontos referenciais localizados: 1- na linha mediana anterior do palato, 2- na direita e esquerda da crista do rebordo posterior correspondente ao segundo molar, 3- na linha mediana média e posterior e 4- na

direita e esquerda do tubérculo palatino, serviu como modelo padrão. Dez bases foram feitas para cada grupo, com as resinas acrílicas polimerizadas pela técnica convencional em água aquecida a 74°C por nove horas e por microondas com energia variando numa escala de 86 a 500W. Depois do esfriamento em temperatura ambiente, as bases foram demufladas, acabadas e armazenadas em água por 30 dias. As medidas entre os pontos referenciais foram efetuadas com microscópio comparador. Os resultados mostraram diferenças significativas entre o grupo controle e os processados por microondas, em duas das cinco dimensões (anterior ao segundo molar e ao longo do palato posterior). Os autores concluíram que o método de polimerização por microondas resultou em bases com excelente precisão dimensional.

KAWARA *et al.*, em 1991, empregaram o teste de resistência à flexão de quatro pontos para avaliar três tipos de dentes de resina acrílica unidas a bases de resina acrílicas autopolimerizável, termopolimerizável e resina ativada por luz visível. Um total de 90 combinações de espécimes foi produzido, sendo que mais 30 espécimes sem a união com dentes foram acrescentados como grupo controle. Os dentes foram preparados com desgaste nas superfícies paralela lingual e vestibular com a finalidade de se obter uma largura da porção central do dente para um tamanho confiável de amostras para o teste de flexão. Os espécimes foram lavados com água aquecida e detergente seguida pela limpeza ultra-sônica em água destilada por 5 minutos. Os dentes foram secados ao ar por pelo menos 24 horas antes de serem processados. Os espécimes termopolimerizáveis foram feitos em moldes de gesso de 10x10x25mm e polimerizados por 9 horas a 71°C. Os dentes foram pincelados com monômero por 1 min e a massa de resina acrílica manipulada na proporção recomendada pelo fabricante. As amostras com resina autopolimerizável apresentaram problemas como porosidades e polimerização, sendo então, produzidas em moldes de tamanho de 6x6x25mm e com o mesmo tipo de tratamento superficial no dentes. Os espécimes de resina polimerizados por luz foram confeccionados com moldes

de resina termopolimerizável na dimensão de 10x10x25mm. Cada lado do dente recebeu pinceladas do agente de união à base de uretano dimetacrilato e ativadas por 2 minutos. E então, quantidades de resinas fotoativadas foram acrescentadas e ativadas por 4 minutos. Depois de confeccionadas as amostras, todas elas foram delineadas à medida de 4x4x22mm, e armazenadas por 7 dias em água destilada a 37°C antes da realização do teste mecânico. Os resultados do teste mostraram que a resina acrílica convencional apresentou os valores mais altos de resistência de união para os 3 tipos de dentes analisados. A união de dentes à resina autopolimerizável foi significativamente mais baixa, e a resistência de união de dentes à resina polimerizada por luz foi consistentemente baixa. Os autores concluíram que materiais convencionais apresentam valores mais altos de resistência de união, que a resistência intrínseca do dente afetou os resultados, o uso de solventes é sugerido para os dentes de resina acrílica, como recomendado na literatura e que os dentes com maior taxa de ligação cruzada apresentaram resistência de união maior que aqueles de resina acrílica convencional.

CUNNINGHAM, em 1993, descreveu informações da literatura quanto a preparos de espécimes, tamanho de amostras e métodos de teste para determinar a resistência da união de dentes plásticos e materiais para base de prótese de resina acrílica.

Em 1993, CATTERLIN *et al.* comprovaram que a contaminação por isolantes interfere na adesão do dente artificial à base de prótese. Eles confeccionaram 80 espécimes que foram divididos entre o grupo controle e o grupo experimental. Os dentes incisivos centrais superiores foram fixados na base de cera e posicionados 8 espécimes em cada mufla. Após a lavagem e remoção de cera as muflas foram deixadas para esfriar em temperatura ambiente por uma hora. Para o grupo controle, o isolamento foi cuidadosamente aplicado no gesso, evitando o contato com o dente. Para o grupo experimental, o isolante foi aplicado tanto no gesso quanto no dente. A resina acrílica foi manipulada e processada por

10 horas a 74°C. Cada espécime foi inspecionado para que nenhuma resina acrílica estivesse em contato com o dente em alguma localização fora da área da base do dente e foram armazenadas em água destilada em temperatura ambiente por 7 dias. Após esse período, os espécimes foram submetidos à máquina Instron com uma barra de 5mm posicionada na superfície da face lingual do dente, com ângulo relativo de 130 graus ao longo eixo do dente. O grupo controle apresentou força média de 460,4N para causar a fratura dos espécimes, sendo que 62% mostraram falhas adesivas e 38% fraturas em base de resina ou no dente. Em contraste, o grupo experimental relatou 90% de falhas adesivas, e uma força média de 353N. Esses resultados demonstraram diferenças estatisticamente diferentes. Os dados desse estudo sugerem que a contaminação do dente de resina acrílica com isolantes durante o processo significativamente reduzirá a resistência de união do dente a sua base de prótese.

No estudo de GEERTS *et al.*, em 1993, foi comparada a resistência de união de dentes de resina unidos a bases de resinas acrílicas convencionais termopolimerizável e polimerizável por microondas. Quatro grupos de 15 espécimes foram confeccionados: grupo 1- dentes sem tratamento unidos a resina acrílica convencional, grupo 2 – dentes sem tratamento unidos a resina polimerizável por microondas, grupo 3 – aplicação de monômero na base do dente antes da prensagem da resina polimerizada por microondas, grupo 4 – dentes com superfície da base do dente jateadas com óxido de alumínio de 50µm a distância de 52mm por 30 segundos unidos a resina polimerizada por microondas. Os dentes artificiais foram incluídos em um anel de 3 mm de diâmetro de modo que a superfície da base do dente ficasse exposta para que pudesse ser unida à resina e foi feito um molde de silicone para a manipulação e confecção dos corpos-de-prova com as resinas acrílicas. As amostras foram armazenadas em solução salina a 37°C por 7 dias antes da realização do teste de cisalhamento. Os resultados mostraram que a resina polimerizada por microondas demonstrou resistência de união significativamente maior que a resina convencional, e o

condicionamento da superfície do dente com monômero permitiu uma resistência de união significativamente maior do que outros tratamentos superficiais.

DARBAR *et al.*, em 1994, determinaram a prevalência de tipos de fraturas em próteses através de distribuição de questionários a três laboratórios. Os resultados obtidos mostraram que 33% dos reparos foram devido à desunião/deslocamento de dentes, 29% devido a fraturas na linha média da prótese e os 38% remanescentes ocorreram em outros tipos de fraturas.

WALTON *et al.*, em 1994, avaliaram a satisfação do paciente e manutenção de tipos de próteses implanto-suportadas. Dentre as manutenções foram analisadas os tipos de reparos e de manutenção quanto aos componentes protéticos. Foi verificado que em próteses fixas implantossuportadas, as fraturas dos dentes ocorreram em 18% dos pacientes e somente 7,3% em próteses removíveis implantossuportadas. Devido a esse fato, era necessário substituir ou recolocar de dentes artificiais nas bases de próteses.

O trabalho de ILBAY *et al.*, em 1994, mostrou que a resina acrílica polimerizada por energia de microondas era mais resistente às falhas mecânicas que resina acrílica polimerizada convencionalmente e essa técnica podia ser aplicada para produzir bases para próteses dentárias.

VALLITTU, em 1995, determinou a resistência de união de resinas termopolimerizável e autopolimerizável com dentes de resina acrílica, os quais receberam tratamentos na superfície do colo do dente com o desgaste com lixa d'água de granulação 120, desgaste com lixa acrescida de 2 canaletas superficiais, desgaste com lixa acrescida de uma perfuração de 1,5mm de diâmetro, e dissolução da superfície do dente durante 180 segundos em temperatura ambiente. Após a polimerização dos corpos-de-prova, a armazenagem foi em água por 24 horas antes do teste ser realizado. O teste de

resistência à fratura de três pontos foi realizado e dentre os grupos termopolimerizáveis a melhor união ocorreu em dentes preparados com 2 canaletas, assim como para as resinas autopolimerizáveis. A união dente-resina dos dois tipos de resinas acrílica com o mesmo tipo de preparo não diferiu entre si, exceto os grupos que receberam somente o desgaste do colo do dente. Dentre os tipos de falhas, os grupos com tratamentos com retenção e canaletas apresentaram maior falha coesiva, enquanto que maior prevalência de falhas adesivas foram observadas nos grupo controle e grupo somente desgastado. A resistência de união das resinas acrílicas termopolimerizável e autopolimerizável não se diferiu estatisticamente.

Em 1996, ANUSAVISE considerou que a adaptação da prótese total aos tecidos de suporte era muito importante, visto que a força máxima de mordida exercida pelo paciente desdentado era de apenas 1/6 da mostrada por pessoa com dentição natural. A adaptação da base da prótese à estrutura bucal devia ser a mais perfeita possível, para manter a qualidade do conforto, da estética e da eficiência mastigatória. Existem vários ciclos de polimerização para o processamento da base; entretanto, o mais aceito utilizava o ciclo longo com água à temperatura de 74°C por nove horas, sem ebulição no final.

Três tipos de dentes de resina acrílica foram submetidos ao teste de cisalhamento por THEAN *et al.*, em 1996. Os autores utilizaram três grupos experimentais com nove amostras cada um e padrões de cera de 6 mm de diâmetro e 6 mm de altura para confeccionar as bases de resina acrílica. Os espécimes foram incluídos em gesso, a cera removida com água aquecida e os corpos-de-prova lavados com detergente e esfriado sobre bancada em temperatura ambiente. Antes da prensagem e polimerização da resina acrílica foi utilizado monômero para limpar a superfície de união do dente. Depois de confeccionados os espécimes, estes foram armazenados em água em temperatura ambiente por 4 semanas até a realização do teste. As amostras

receberam uma força paralela a superfície de união da interface dente-base com velocidade de 0,5mm/minuto. Os dentes da marca comercial Dentacryl apresentaram maior resistência de união ao cisalhamento quando comparado com os dentes da Bioform e TNR, porém não houve diferença significativa entre esses dois últimos. Os autores concluíram que os dentes Dentacryl e Bioform mostraram satisfatória resistência de união dente-resina porque não houve espécimes com falhas na interface de união e afirmou que a limpeza da superfície do dente é um procedimento importante para o sucesso de união.

CUNNINGHAM & BENINGTON, em 1996, analisaram os defeitos na união entre dente e base de resina acrílica. Foram utilizados dentes superiores, os quais foram unidos a um colar de bronze de 12mm de diâmetro x 4mm de espessura com uma perfuração de 5mm de diâmetro. A área da face de contato com a base do dente era de ângulo de 10 graus exceto na área da perfuração para diminuir qualquer espaço causado pelo contorno do dente e subsequente desenvolvimento de rebarbas de resina acrílica. Um espaço de 40x16x15mm de profundidade foi reproduzido com resina autopolimerizável para inserir os padrões de amostras com um material de moldagem. Cada mufla apresentava três reproduções das amostras a serem confeccionadas. Esse trabalho foi composto pelo grupo controle, o qual os dentes foram limpos com água aquecida e 30 segundos de aplicação de solvente de cera; grupo que recebeu abrasão de 0,5 mm de profundidade na base do dente após a eliminação da cera com discos abrasivos; grupo com retenção de 2mm de profundidade e 3mm de largura após a remoção da cera com o auxílio de uma broca cônica invertida; grupo com contaminação por alginato de sódio na superfície de união do dente e grupo com contaminação por cera. As amostras foram submetidas à tração na máquina universal de teste com velocidade de 2,5mm/minuto. Nenhuma diferença significativa foi encontrada nos valores médios entre qualquer tipo de condições de preparo da superfície, com exceção da contaminada por cera. A contaminação por

alginate de sódio não teve efeitos adversos na resistência de união, ao contrário do que ocorreu quando a eliminação de cera não foi eficaz.

Por meio de questionário CUNNHINGHAM & BENINGTON, em 1997, pesquisaram métodos utilizados no preparo do dente para confecção de próteses em 16 departamentos de prótese na Inglaterra e Irlanda, e a eficiência de métodos de eliminação de cera. A maioria dos operadores não empregava agente de remoção de cera e a modificação da superfície da base do dente correspondia a 52% dos procedimentos iniciais, mas aumentava para 85% quando ocorria deslocamento do dente. As rugosidades superficiais nos dentes apresentaram maior retenção de cera quando comparadas as superfícies lisas, e mesmo com o uso de água aquecida a 90°C remanescentes de cera ainda eram evidentes. Foi concluído que é necessário o uso de agente de remoção de cera para a eficiente eliminação de cera da superfície do dente artificial.

Duas resinas acrílicas de alto impacto foram analisadas ao serem unidas a dentes artificiais com a superfície da base modificada por BARPAL *et al.*, em 1998. Dentre as modificações na base do dente foram realizadas uma perfuração, remoção da glaze e/ou aplicação de monômero. O trabalho foi composto por 6 grupos experimentais, os quais apresentavam 10 dentes para cada tipo de resina acrílica. As amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento com aplicação da força em ângulos de 60°, para simular a força clínica dos dentes incisivos superiores, com velocidade de 5,0mm/minuto. Os autores encontraram que, com a remoção da glaze da base do dente, a resina acrílica Lucitone diminuiu a resistência de união enquanto que a resina de alto impacto não apresentou diferença significativa. Com a aplicação de monômero na base do dente, a resina acrílica Lucitone não apresentou diferença significativa, ao contrário da resina de alto impacto que diminuiu significativamente a sua resistência de união. A modificação mecânica realizada com perfuração na base

do dente resultou na melhora de união da resina acrílica de alto impacto e diminuição na efetividade da união da resina acrílica Lucitone.

GANZAROLLI *et al.*, em 1999, avaliaram a influência dos métodos de polimerização por energia de microondas (900W/3minutos) e em banhos de água aquecida (3 horas) sobre a resistência de união entre dentes artificiais e bases de prótese. Eles utilizaram dentes de resina acrílica para a realização do teste de tração seguindo a Especificação nº 15 da A.D.A. Os resultados não mostraram diferença significativa nos valores de união entre os dentes artificiais e as resinas acrílicas. Os autores concluíram que a resistência de união não sofre influência do método de polimerização da resina acrílica, e que a polimerização através da energia de microondas permite uma união eficaz.

CUNNINGHAM *et al.*, em 1999, compararam os efeitos do tempo de espera da massa de resina acrílica para o processo de prensagem, do condicionamento da superfície do dente com desgaste, perfuração, isolamento com alginato de sódio ou contaminação de cera, variações no processo de polimerização, aplicação de monômero, e aplicação de dois adesivos na força de desunião do dente-resina. Uma união significativamente mais forte foi obtida quando a resina foi prensada no tempo de espera maior, e uma união superior, em todos os casos, quando a resina acrílica de alto impacto foi utilizado. As modificações na superfície da base de dente por desgaste ou perfuração não mostraram diferença significativa quando comparados com superfícies não modificadas. As superfícies contaminadas por cera produziram união significativamente mais fraca. O tempo de polimerização não teve efeito na resistência de união. A aplicação de monômero na superfície do dente, especialmente o monômero de alto impacto, melhorou significativamente a resistência de união, assim como o uso de adesivos que mostrou aumentar significativamente a união do dente à base de resina acrílica. Com isso, os autores

concluíram que os passos importantes na obtenção de uma consistente união são eliminação de cera da superfície do dente seguida de aplicação de um adesivo.

PAES-JÚNIOR *et al.*, em 1999, investigou a ocorrência de porosidades em corpos-de-prova de resina acrílica ativada termicamente, em função das variáveis ciclo de polimerização (banho de água quente convencional e por energia de microondas), fase da prensagem da resina (pegajosa, plástica ou borrachóide) e tempo decorrido da prensagem ao início do ciclo de ativação. A metodologia empregada consistiu da confecção de cubos de cera 7 de 2cm de aresta num total de 36 cubos, que foram divididos em dois grupos de 18, sendo um grupo destinado à polimerização pela técnica convencional em ciclo longo, e o outro em microondas, no ciclo proposto pelo fabricante. Cada grupo foi subdividido em dois grupos, sendo um levado imediatamente para a polimerização e o outro, aguardando-se 24 horas pós-prensagem para então polimerizar. As resinas foram prensadas em 3 fases diferentes (pegajosa, plástica e borrachóide) sendo que em cada mufla foram incluídas três cubos. Os resultados foram obtidos por observação visual da quantidade de porosidade em cada cubo, por quatro observadores que atribuíram escores. Os dados foram compilados e submetidos à análise estatística não paramétrica. Assim sendo pôde-se concluir que para o volume de material considerado na pesquisa, os corpos-de-prova que apresentaram melhores resultados foram aqueles obtidos em polimerização convencional nas fases plásticas e borrachóide com período de descanso de 24 horas.

CUNNINGHAM, em 2000, comparou o agente de união Vitacoll (metil metacrilato) e um agente de união experimental contendo solvente em meio ácido e agente de ligações cruzadas. Foi utilizado um metal com diâmetro de 5mm inserido perpendicular à base do dente para produzir o molde do padrão mestre. Os dentes foram posicionados nesse molde e modelados com cera a 60°C para verter dentro do canal de 5 mm para dentro da superfície do dente formando um

pilar de 8 mm de altura. Os dentes foram posicionados nas muflas e a cera removida com água aquecida e solvente de cera. Os agentes de união foram aplicados por 5 minutos na superfície do dente antes de introduzir a resina acrílica termopolimerizável. Depois da polimerização das resinas, os espécimes foram embebidos na resina autopolimerizável de modo que a interface dente-resina ficasse ao mesmo nível que o término do dispositivo cilíndrico. Foram produzidos 36 espécimes divididos em 6 grupos experimentais. Os espécimes foram submetidos à força de cisalhamento na máquina universal de testes na velocidade de 2,5mm/minuto. O grupo da resina termopolimerizável com o agente de união comercial apresentou melhora na união dente-resina, porém não foi um aumento significativo quando comparado ao grupo controle. O adesivo experimental demonstrou aumento significativo na resistência da união dente-resina em comparação ao grupo experimental e ao grupo com aplicação do agente de união comercial. Os resultados sugerem que a resistência de união ao cisalhamento de dentes artificiais unidos às bases de próteses pode ser consideravelmente melhorada com a aplicação de um agente de união eficaz.

BARTOLONI *et al.*, em 2000, avaliaram o conteúdo de monômero residual da resina acrílica polimerizada por diferentes métodos: convencional (resina Lucitone 199), rápido (Accelar 20) e por microondas (Acron MC). A espectrometria infravermelha de Fourier foi empregada para determinar o grau de conversão da resina acrílica. Todos os métodos produziram resultados similares, apesar da resina Accelar 20 mostrar diferença estatística significativa quando comparada aos outros dois materiais e técnicas de polimerização.

As resinas polimerizadas por microondas e termopolimerizáveis foram analisadas por SCHNEIDER *et al.*, em 2002, utilizando quatro tipos de dentes de resinas acrílicas. Dez amostras de cada dente foram confeccionadas para cada base de resina de acordo com instruções do fabricante. Dois grupos controles de cada base de resina foram produzidos de modo que nenhum dente fosse unido.

As amostras foram termocicladas e a resistência de união à tração foi realizada. A média de força necessária para a fratura dos espécimes foi de $5,3 \pm 3,01$ a $21,6 \pm 5,2$ MPa para resinas de microondas e $11,2 \pm 3,0$ a $39,1 \pm 5,1$ MPa para bases termopolimerizadas. No geral, os grupos termopolimerizáveis falharam coesivamente na base de resina acrílica ou no dente e as resinas de microondas, adesivamente.

ZUCKERMAN, em 2003, determinou se a união entre dentes artificiais e base de resina acrílica poderia ser mais forte que os materiais do qual eles são compostos. Ele utilizou dentes anteriores, os quais receberam modificação na região da base do dente e fixados sob a inclinação de 140° da base de cera para simular a direção de forças mastigatórias durante a função. Após a realização do esforço mecânico os espécimes do block A, confeccionado com dentes não modificados, apresentou nenhuma evidencia de adesão do dente na base de resina acrílica. No entanto, em espécimes do block B, confeccionado com dentes modificados, a resina acrílica apresentou remanescentes da região da base do dente mostrando que a união mecânica criada permaneceu intacta. Isso mostra que a separação do dente da base de resina acrílica ocorreu devido o material do qual o dente é composto falhou.

GOODACRE *et al.*, em 2004, identificaram os tipos de complicações que eram relatados em implantes e em próteses sobre implantes. A pesquisa focou publicações que continham dados clínicos quanto ao sucesso, falhas e complicações. As complicações mais comuns nos implantes eram perda do mecanismo de retenção das overdentures (33%), perda do implantes na região mandibular (25%), complicações hemorrágicas (24%) e fraturas de coroas de resinas em próteses parciais fixas (22%) .

O efeito de adesivos na união dente artificial-base de resina acrílica termicamente ativada foi avaliado por SANTOS *et al.*, em 2005. Para tanto foram

confeccionados 15 corpos-de-prova com incisivos centrais superiores jateados com partículas de óxido de alumínio de 110µm e unidos à base de resina acrílica termicamente ativada, divididos em grupos: sem aplicação de adesivo, com adesivo A, adesivo B e submetidos a ensaio de compressão não axial. Os resultados mostraram que o uso de adesivo melhorou significativamente a união dente-base, não havendo diferença estatística entre os dois adesivos. Desta forma pode-se considerar positivo o uso de adesivos para prensagem de próteses totais e próteses parciais removíveis com dentes artificiais de resina acrílica.

Em 2006, NISHIGAWA *et al.* examinaram o efeito e durabilidade do primer-adesivo a base de metil metacrilato e polietilmetacrilato para resina termopolimerizável na resistência de união da resina acrílica termopolimerizável ao dente artificial. Oitenta dentes artificiais foram incluídos em resina autopolimerizável num anel de plástico e a superfície basal dos dentes foi polida com lixas carbides para padronizar a superfície. Os espécimes foram distribuídos em 4 grupos de acordo com o procedimento de tratamento superficial da base do dente: aplicação do primer adesivo, jateamento com partículas de óxido de alumínio com 50µm por 30 segundos, aplicação do primer-adesivo depois do jateamento, e controle. O teste de cisalhamento foi realizado após 24 horas e 100 dias de armazenamento em água destilada a 37°C. Os autores encontraram que os tratamentos e períodos de armazenamento afetaram significativamente a resistência de união. Os 3 grupos experimentais analisados após 24 horas mostraram valores de união maior que o grupo controle. No entanto, nos grupos armazenados por 100 dias os espécimes do grupo jateado não demonstraram diferença significativa do grupo controle, e os grupos que utilizavam o primer adesivo mostraram maiores valores de união. Os autores afirmaram que o uso de adesivo primer foi efetivo no aumento de resistência adesiva entre dente artificial e resina acrílica, mesmo em espécimes armazenadas em água por 100 dias.

PATIL *et al.*, em 2006, revisaram estudos da literatura sobre a união entre dentes de acrílicos e bases para próteses dentárias. A seleção de combinações compatíveis das bases de resina para prótese e dentes de acrílicos pode reduzir o número de fraturas de próteses e conseqüentemente reparos.

O estudo de SAAVEDRA *et al.*, em 2007, avaliou a durabilidade da adesão entre dentes acrílicos e base de resina acrílica para próteses dentárias depois de quatro métodos diferentes de condicionamento da superfície. Foram utilizados seis dentes artificiais para cada grupo experimental, os quais tiveram sua base planejada. Os dentes foram fixados a uma base metálica com cera e inseridos a um anel de PVC de 17mm de diâmetro e 18mm de altura preenchida por gesso seguindo as instruções de manipulação e proporcionamento do fabricante. Foram realizados quatro tipos de tratamentos na superfície da base do dente: sem agente de união, aplicação de agente de união à base de metil metacrilato (Vitacoll), jateamento com partículas de óxido de alumínio com 30µm, jateamento com partículas de óxido de alumínio seguida de aplicação do agente de união Vitacoll. Os espécimes obtidos foram armazenados em água destilada a 37°C por 7 dias. Cada dente produziu 25 espécimes para a realização do teste de microtração, os quais foram divididos em grupos analisados após a confecção e grupo armazenado por 60 dias seguido de termociclagem de 12.000 ciclos de 5°C e 55°C. A resistência de união foi significativamente afetada pelo método de condicionamento superficial e regimes de armazenagem. Os autores concluíram que o uso de agente de união à base de metil metacrilato aumentou a resistência da união do dente de resina acrílica à base de prótese. A armazenagem em água destilada e termociclagem reduziram a resistência da união quando a condição imediata de produção dos espécimes foi considerada.

A resistência da união entre um tipo particular de dente artificial (Senator) e um tipo de resina autopolimerizável e resina termicamente ativada, usando métodos diferentes de preparo no colo do dente foi analisado por

ADEYEMI *et al.*, em 2007. Os preparos consistem em asperização da superfície do colo do dente, perfuração horizontal, e uso de monômero ou agente de união apropriado (Vitacoll) de modo único ou em combinação entre os métodos. Os resultados mostraram que os dentes perfurados e com consecutiva aplicação de monômero ou adesivo Vitacoll apresentaram médias de resistências de união menores, e os dentes somente perfurados os valores maiores. Os autores concluíram que nenhum benefício significativo foi obtido com a substituição da perfuração pelo tratamento com monômero ou agente de união. A combinação do preparo mecânico com esses produtos químicos não melhorou a resistência da união da resina termopolimerizável.

O efeito do tratamento com monômero e método de polimerização na resistência da união de dentes de resinas à base de material para próteses foi avaliado por BARBOSA *et al.*, em 2008b. Foram utilizados dentes de resina acrílica Biotone unidos às resinas acrílicas termopolimerizável Clássico, polimerizada por microondas Onda-Cryl e autopolimerizável Jet. As resinas acrílicas foram polimerizadas de acordo com os seguintes ciclos: A. Onda-Cryl – ciclo rápido, B. Onda-Cryl – ciclo longo, C. Onda-Cryl – ciclo do fabricante, T. Clássico – ciclo longo em banhos de água, Q. Jet – polimerização em bancada. Trinta espécimes foram confeccionados para cada método de polimerização, e o monômero foi empregado com o tempo de 60 segundos, 180 segundos e sem aplicação na superfície do dente. O valor mais alto de resistência de união foi verificado no grupo tratado com monômero; no entanto, a diferença de tempo de espera após a aplicação não foi significativa, exceto para o grupo A (500W/3min). Os autores concluíram que a união entre dentes de resina acrílica e base de resina acrílica foi melhorada com o tratamento químico utilizando monômero; no entanto, as resinas polimerizadas por microonda e autopolimerizável devem ser evitadas para confecção de próteses e reparos, respectivamente.

CHUNG *et al.*, em 2008, examinaram a resistência de união de 3 tipos de dentes de resina acrílica após vários tratamentos superficiais a bases de resinas acrílicas termopolimerizável e polimerizados por microondas. Foram empregados os seguintes tratamentos superficiais: controle (sem tratamento), desgaste, desgaste com jateamento. Os resultados obtidos demonstraram que as superfícies jateadas apresentaram valores de resistência de união significativamente maior que o grupo desgastado e controle. Todas as amostras apresentaram falhas coesivas. Os dentes submetidos ao desgaste da superfície seguido de jateamento e confeccionados com a resina termopolimerizável promoveram maior resistência de união entre dentes de acrílico com base de prótese.

O estudo de BARBOSA *et al.*, em 2008a, avaliou a resistência de união entre resinas acrílicas e dentes de resina com diferentes métodos de polimerização e termociclagem. Eles analisaram as resinas polimerizadas por microondas (Onda-Cryl), termopolimerizada (Clássico) e autopolimerizável (Jet) em variáveis ciclos de polimerização e obtiveram que a termociclagem diminuiu insignificamente a resistência de união de todos os métodos de polimerização, exceto o ciclo quando se utilizou a resina autopolimerizável, a qual se apresentou menor estatística significante. O método de polimerização não afetou a resistência da união de grupos termociclados ou não, e a ciclo de polimerização convencional com banhos de água e ciclos por microondas com o tempo mais longo apresentaram maiores valores de resistência de união.

CONSANI *et al.*, 2008a, verificaram se os resíduos de cera deixados na base do dente por deficiência técnica poderiam influenciar o nível de resistência ao impacto da união entre dente e base de resina acrílica. Foram utilizados dentes artificiais molares, divididos nos seguintes grupos: 1 – base do dente sem desgaste e sem contaminação por cera (controle), 2 – base do dente desgastado com broca Minicut e sem contaminação com cera, 3 – base do dente sem

desgaste e contaminado com vestígios de cera, 4 – base do dente desgastada com broca Minicut e contaminada com cera. Os dentes foram unidos à resina acrílica Onda-Cryl. Os autores verificaram que os grupos não contaminados por cera não apresentaram diferença estatística significativa entre si, assim como os grupos que foram contaminados. No entanto, quando a comparação foi feita entre grupos não contaminados e contaminados houve diferença estatística significativa em ambas as condições sem desgaste e desgaste por broca. A cera influenciou negativamente na resistência ao impacto da união entre dente artificial e resina acrílica para base de prótese.

CONSANI *et al.*, 2008b, analisaram o efeito do tratamento de microondas sobre a resistência da união ao cisalhamento na adesão dente-resina acrílica, quando as bases dos dentes foram modificadas por desgaste, perfuração ou condicionamento com monômero. Os dentes molares foram submetidos aos seguintes protocolos: 1 e 5 – dente sem tratamento; 2 e 6– base do dente desgastado; 3 e 7– base do dente com perfuração com broca nº. 8; 4 e 8- base do dente condicionada com monômero metil metacrilato por 3 minutos. Foram confeccionados 80 espécimes (n=10) com resina acrílica termopolimerizável, sendo que os espécimes dos protocolos 5, 6, 7, e 8, similarmente aos protocolos 1, 2, 3 e 4, foram submetidos ao tratamento com microondas por 3 minutos a 650W de potência. Para esse procedimento, os espécimes foram imersos individualmente em 150mL de água destilada em recipiente de vidro. Depois de tratamento por microondas, os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 horas a 37º C. Nesse estudo, o tratamento em microondas diminuiu a resistência de união ao cisalhamento e apresentou os valores mais baixos quando comparados aos protocolos sem utilização de microondas.

Em 2008, CONSANI *et al.*, verificaram a resistência ao impacto da união dente-resina acrílica sob efeito da desinfecção por microondas. Matrizes retangulares de cera utilidade (30x10mm) foram incluídas na parte inferior de

muflas metálicas com gesso tipo III, proporcionado e manipulado conforme recomendações do fabricante. O molde deixado no gesso pela cera foi preenchido com silicone laboratorial Zetalabor, no qual foi incluído um dente molar de acrílico com um cilindro de cera (6x15mm) fixado na base. Sobre esse conjunto foi posicionada uma camada de silicone laboratorial e o gesso tipo III vertido na contra-mufla. Após permanecer 1 hora em prensa de bancada, a mufla foi aberta e os corpos-de-prova foram confeccionados em resina acrílica termopolimerizável Clássico, de acordo com os protocolos estabelecidos nos grupos experimentais: 1 e 5 – dente sem tratamento (controle); 2 e 6 – dente desgastado com broca; 3 e 7 - dente com retenção; 4 e 8 - dente com monômero. Os 80 corpos-de-prova (n=10) foram polimerizados em água aquecida a 74°C por 9 horas, em termopolimerizadora automática e desincluídos após esfriamento em água. Os corpos-de-prova dos grupos 2, 4, 6 e 8 foram submetidos à desinfecção imersos em 150mL de água destilada, em forno de microondas doméstico, regulado a 650W por 3 minutos. O teste de resistência ao impacto da união dente-resina foi efetuado nos corpos-de-prova antes e depois da desinfecção, numa máquina Otto Wolpert Werke, usando o sistema Charpy, com 40 kpcm de impacto. Os resultados obtidos foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, em nível de 5% de significância. A desinfecção diminuiu os valores de resistência ao impacto da união dente resina em todos os tratamentos.

3. PROPOSIÇÃO

O propósito neste estudo foi verificar a resistência ao cisalhamento da união entre dentes artificiais de resina acrílica (Trubyte Biotone) e resinas acrílicas ativadas termicamente (Clássico e Onda-Cryl), sob a influência dos tratamentos da base do dente:

1. Mecânicos (perfuração e jateamento);
2. Químicos (monômero e adesivo);
3. Interação entre os tipos de tratamentos.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1. – Materiais

Para a realização deste estudo foram utilizados os seguintes materiais apresentados na Tabela 1 e Figura 1.

Tabela 1. Material, nome comercial, fabricante, composição dos materiais e lote.

MATERIAL	NOME COMERCIAL	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO/ LOTE
Resina acrílica termopolimerizável	Resina Clássico	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP	Copolímero de poli-metilmetacrilato/ 1180.50
Resina acrílica polimerizada por microondas	Resina Onda-Cryl	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP	Copolímero de poli-metilmetacrilato e etileno-glicometacrilato/ 715050
Dentes de resina acrílica	Trubyte Biotone	Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ	Resina acrílica/ 120898
Monômero termopolimerizável	Monômero Clássico	Artigos Odontológicos Clássico Ltda. SP	Monômero metilmetacrilato/ 200208
Monômero polimerizável por microondas	Monômero Onda-Cryl	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP	Monômero metilmetacrilato, DMT/ 300408
Adesivo	Primer Connector	Heraus Kulzer, Alemanha	Metilmetacrilato, poli-metilmetacrilato e uretano-dimetacrilato/ 010041



Figura 1. Resina acrílica termopolimerizável Clássico (A) e monômero (a); resina acrílica para microondas Onda-Cryl (B) e monômero (b); condicionador Primer Connector (D); dente Trubyte Biotone (C).

4.2. – Método

4.2.1. – Confeção dos corpos-de-prova

4.2.1.1. – Montagem dos dentes

Noventa matrizes de cera utilidade (Epoxyglass Comércio e Indústria de Produtos Químicos Ltda., Diadema, SP, Brasil) com dimensão de 20mm de largura por 35mm de comprimento foram incluídas na parte inferior de muflas metálicas (Metalúrgica J. Safrany, São Paulo, SP) e plásticas (Clássico), isoladas com vaselina em pasta (Indústria Farmacêutica Bioquímica). O gesso pedra tipo III Herodent (Vigodent S/A Comércio e Indústria, Petrópolis, RJ) foi proporcionado na

relação 100g de pó / 30mL de água e espatulado manualmente em gral de plástico, por um minuto (Figura 2 - A e B).

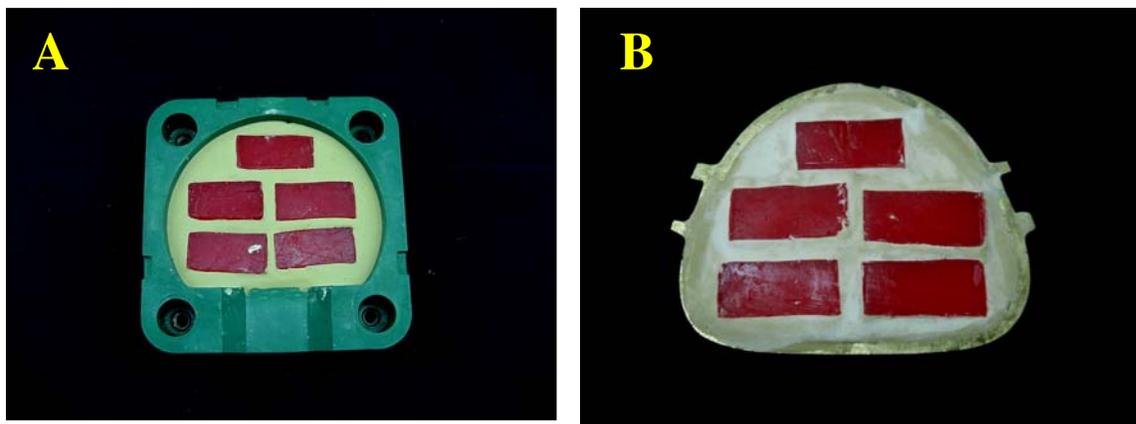


Figura 2. Mufla plástica (A) e metálica (B) com cera utilidade incluída com gesso pedra tipo III.

As matrizes retangulares foram removidas do gesso de inclusão depois de plastificadas com água em ebulição (Figura 3 – A e B). Em seguida, os dentes molares (Trubyte Biotone, Dentsply, Petrópolis, RJ) com a base contendo um cilindro de cera para escultura (Asfer Indústria Química Ltda., São Paulo, SP, Brasil), com 6mm de diâmetro por 25mm de comprimento (Figura 4), foram incluídos parcialmente nos moldes de gesso revestidos com silicone laboratorial (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália), conforme Figura 5 (A e B).

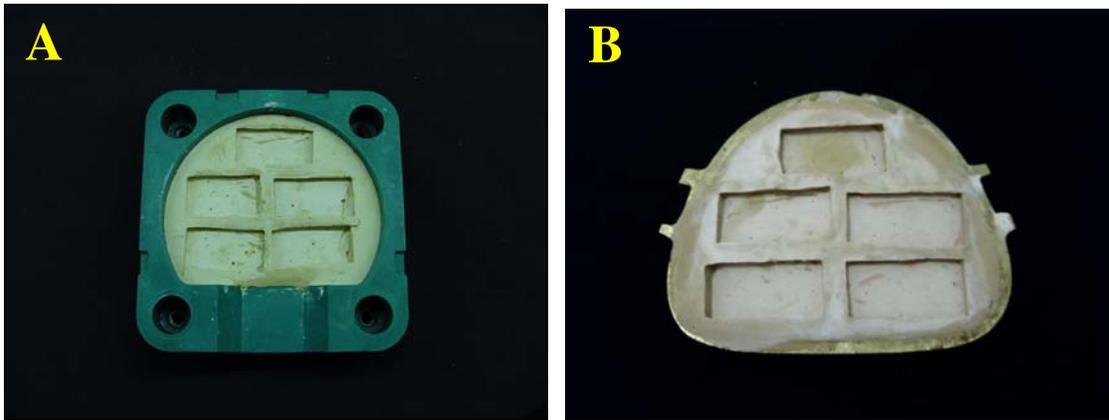


Figura 3. Moldes no gesso deixados pela matriz de cera na mufla plástica (A) e metálica (B).

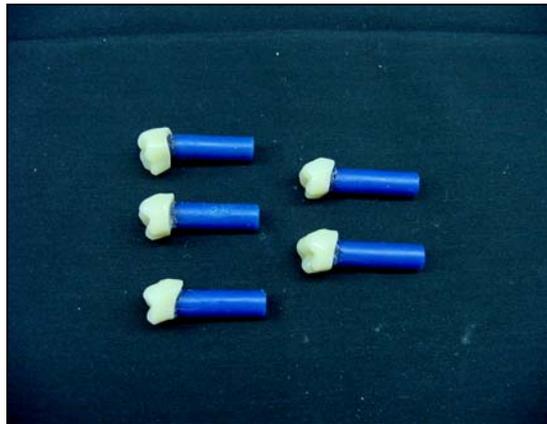


Figura 4. Dentes com cilindro de cera.

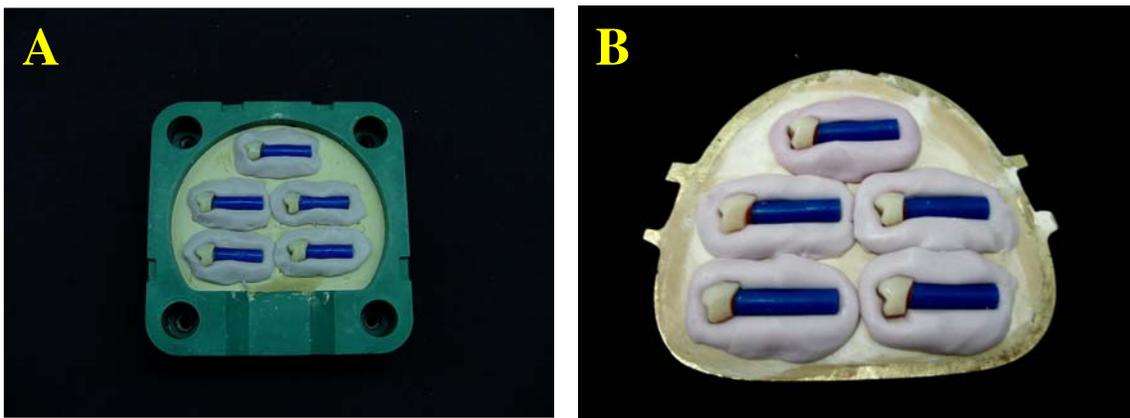


Figura 5. Conjuntos dente-cera parcialmente incluídos em silicone laboratorial nas muflas plástica (A) e metálica (B).

Em seguida, o conjunto dente-cilindro de cera foi recoberto com uma camada de silicone laboratorial Zetalabor (Figura 6 – A e B) previamente isolado com vaselina em pasta e a mufla preenchida com gesso pedra tipo III (Herodent) proporcionado na relação 200g de pó / 60mL de água e espatulado manualmente por um minuto, segundo recomendações do fabricante.

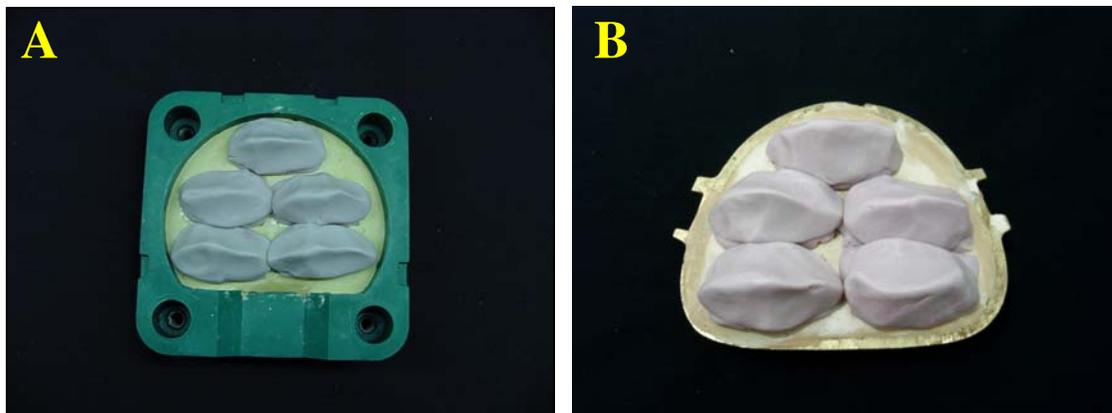


Figura 6. Conjuntos dente-cilindro de cera recobertos com silicone laboratorial nas muflas plástica (A) e metálica (B).

As muflas metálicas e plásticas foram prensadas em prensa manual de bancada (Safrany, São Paulo, SP). Depois da presa do gesso, o conjunto dente-cilindro de cera foi removido do molde de silicone e o cilindro de cera retirado da base do dente. Em seguida, foi efetuada a limpeza dos dentes por meio de escovação com solução de água aquecida e detergente líquido lava-louças Ypê (Química Amparo Ltda., Amparo, SP) e água corrente (Consani *et al.*, 2008b; Consani *et al.*, 2008c).

As bases dos dentes foram submetidas aos tratamentos de acordo com o protocolo estabelecido na Tabela 2 e mostrados na Figura 7. Em seguida, foram recolocados nos moldes de silicone (Figura 8 – A e B).

Tabela 2. Tratamentos efetuados na base dos dentes artificiais.

TRATAMENTO	MÉTODO
Perfuração	Uma perfuração no centro da base do dente, com 4 mm de profundidade e 2 mm de diâmetro, feita com broca esférica de aço nº 8.
Jateamento	Jateamento da base do dente com partículas de óxido de alumínio de 100µm durante 10 segundos.
Monômero	Condicionamento da base dos dentes com monômero, aplicado com pincel <i>microbrush</i> sem esfregar, por 5 minutos.
Primer Connector	Leve desgaste da base do dente com broca <i>minicut</i> , aplicação de uma camada do <i>primer</i> , espera de 3 minutos e fotoativado com lâmpada halógena, com intensidade de 650mW/cm ² , por 90 segundos.
Sem tratamento (Controle)	Nenhum tratamento sobre as bases dos dentes



Figura 7. Tratamentos na base dos dentes: controle (C); monômero (M); perfurado (P); jateado (J); adesivo (A); perfurado+monômero (P+M); perfurado+adesivo (P+A); jateado+monômero (J+M) e jateado+adesivo (J+A).

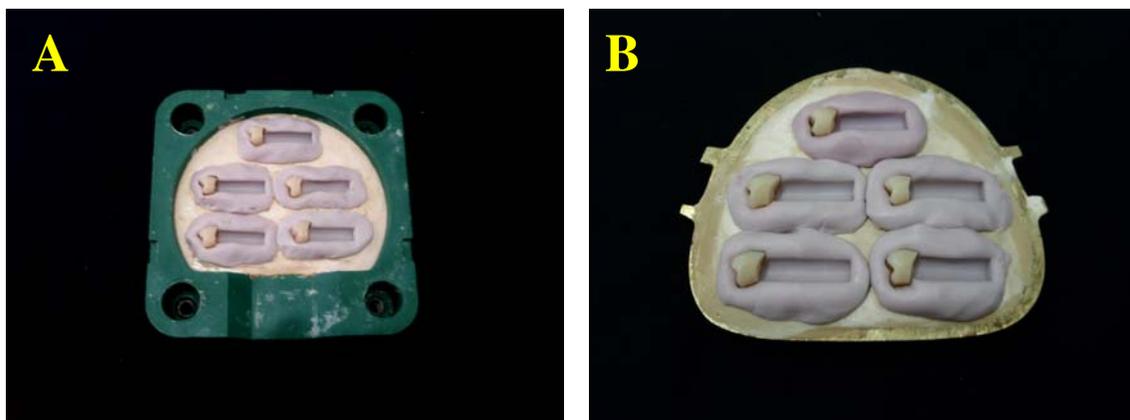


Figura 8. Dentes recolocados nos moldes de silicone laboratorial nas muflas plástica (A) e metálica (B).

Foram confeccionados 8 grupos (n=5) com tratamentos na base do dente artificial e um grupo controle para cada tipo de resina acrílica. Os grupos confeccionados estão listados na Tabela 3.

Tabela 3. Grupos experimentais e controle para cada tipo de resina.

Grupos	Resina	
	CLÁSSICO	ONDA-CRYL
Grupo C	Controle	Controle
Grupo M	Monômero	Monômero
Grupo P	Perfurado	Perfurado
Grupo J	Jateado	Jateado
Grupo A	Adesivo	Adesivo
Grupo P+M	Perfurado + Monômero	Perfurado + Monômero
Grupo P+A	Perfurado + Adesivo	Perfurado + Adesivo
Grupo J+M	Jateado + Monômero	Jateado + Monômero
Grupo J+A	Jateado + Adesivo	Jateado + Adesivo

4.2.1.2. Prensagem e polimerização

Após o reposicionamento dos dentes nos moldes de silicone laboratorial, o gesso de inclusão foi isolado com alginato de sódio Cel-Lac (SS White, Rio de Janeiro, RJ) aplicado com pincel de pêlo de camelo nº3 (Tigre Indústrias de Pincéis Ltda., São Paulo, SP). As resinas acrílicas Clássico e Onda-Cryl foram proporcionadas de acordo com instruções do fabricante, na relação volumétrica polímero/monômero de 3/1, colocadas individualmente em pote de vidro com tampa (Jon - Comércio de Produtos Odontológicos, São Paulo, SP) e manipuladas. Ao atingir a fase plástica, as resinas Clássico e Onda-Cryl foram retiradas do pote de vidro, homogeneizadas manualmente e adaptadas nos moldes de silicone.

A prensagem inicial da resina Clássico foi efetuada em prensa hidráulica de bancada Línea 2000 (VH Ltda., Araraquara, SP), com carga lenta e gradual até atingir 850kgf de compressão para extravasar o excesso de material. Após a abertura da mufla e recorte dos excessos da resina acrílica com instrumento cortante Le Cron Duflex (SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ), a prensagem final foi efetuada com pressão de 1.250kgf. Em seguida, as muflas metálicas foram colocadas em grampos metálicos e levadas à termopolimerizadora automática (Thermotron do Brasil Ltda., Piracicaba, SP) para polimerização da resina no ciclo em banho de água à temperatura de 74°C, durante 9 horas (Anusavice, 1996).

A prensagem da resina Onda-Cryl foi efetuada nas mesmas condições da resina Clássico, porém com carga inicial de 800kgf para extravasar o excesso de material e a final de 950kgf, sendo a mufla plástica fixada com parafusos. Em seguida, as muflas foram levadas ao forno de microondas doméstico (Continental Eletrodoméstico, Manaus, AM, Brasil) com 900W de potência, para polimerização da resina no ciclo: fase I – 3 minutos com 40% da potência, fase II – 4 minutos com potência 0% e fase III – 3 minutos com 90% da potência e esfriamento das muflas em bancada.

Após o esfriamento das muflas em bancada, os corpos-de-prova (Figura 9) foram demuflados e imersos em água destilada à temperatura de 37°C, durante 24 horas.

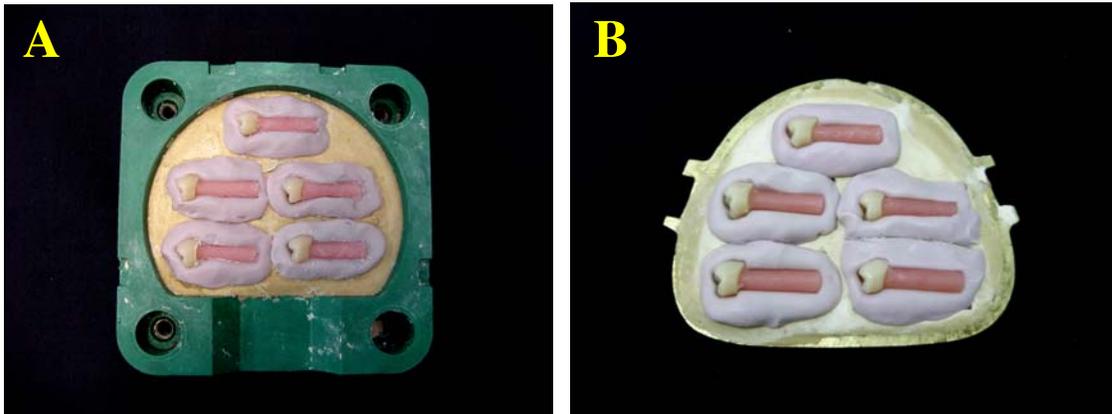


Figura 9. Demuflagem dos corpos-de-prova: muflas plástica (A) e metálica (B).

4.3. Teste de Cisalhamento

O teste de resistência ao cisalhamento da união dente-resina foi realizado com auxílio de dispositivo especialmente confeccionado (Figura 10) para suportar o corpo-de-prova durante o ensaio, acoplado à máquina universal de teste (Instron, Corona CA, USA). A punção de compressão foi efetuada com cinzel posicionado na face vestibular do dente junto da interface da união dente-resina (Figura 11).



Figura 10. Dispositivo de suporte para o corpo-de-prova durante o ensaio de resistência ao cisalhamento.



Figura 11. Posicionamento do corpo-de-prova no dispositivo para a realização do teste de cisalhamento.

O carregamento de compressão foi conduzido com célula de 500N com velocidade de 1mm/minuto até ocorrer falha da união, obtendo-se valores de resistência ao cisalhamento da união em quilogramas-força (kgf). O resultado do esforço em kgf foi transformado em kgf/cm², conforme a fórmula: $R_c = F/A$, considerando: R_c = resistência ao cisalhamento em kgf/cm²; F = força necessária para fraturar o corpo-de-prova em kgf; A = área da união em cm².

A área de união foi obtida utilizando a expressão πr^2 , considerando: $\pi = 3,1416$ e $r = 3\text{mm}$. Portanto, $3,1416 \times 9\text{mm}^2 = 28\text{mm}^2 = 0,28\text{cm}^2$.

Em seguida, o resultado foi transformado em MPa multiplicando os valores em kgf/cm² pela constante 0,098.

4.4. Análise da fratura

O modo de fratura da união dente-resina resultante do ensaio de resistência ao cisalhamento foi analisado em microscopia óptica (Carl Zeiss, Alemanha) com aumento de 1,5 vezes. As falhas foram consideradas adesivas, coesivas (no dente ou na resina) ou mistas.

4.5. Análise Estatística

Os dados obtidos foram submetidos à Análise de Variância, considerando os fatores tipo de resina acrílica e tratamento da base do dente. As interações entre esses fatores também foram analisadas. As médias foram comparadas pelo teste de Tukey, em nível de significância de $\alpha=0,05$.

5. RESULTADOS

A análise de variância mostrou diferença estatística significativa nos valores de resistência ao cisalhamento da união dente-resina no fator tratamento ($p < 0,03847$). O fator material ($p > 0,06371$) e a interação material-tratamento ($p > 0,06714$) não foram estatisticamente significativos.

Tabela 4 – Análise de variância.

Causas da variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
Material (M)	1	36,6598283	36,6598283	3,4566	0,06371
Tratamento (T)	8	185,0674874	23,1334359	2,1812	0,03847
M x T	8	164,2135059	20,5266882	1,9354	0,06714
Resíduo	72	763,6113608	10,6057133		
Total	89	1149,5521825			

Média geral = 12,144000; Coeficiente de variação = 26,817%.

A Tabela 5 e a Figura 14 mostram que as médias dos valores de resistência ao cisalhamento da união do dente às resinas acrílicas Clássico e Onda-Cryl foram sem diferença estatística significativa, quando não foi considerado o fator tratamento da base dos dentes.

Tabela 5 - Médias dos valores de resistência ao cisalhamento (MPa) da união dente-resina em relação ao tipo de material, independente do fator tratamento.

Resina Acrílica	Médias \pm desvio padrão
Clássico	11,50 \pm 3,05 a
Onda-Cryl	12,78 \pm 3,99 a

Médias seguidas por letras iguais não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

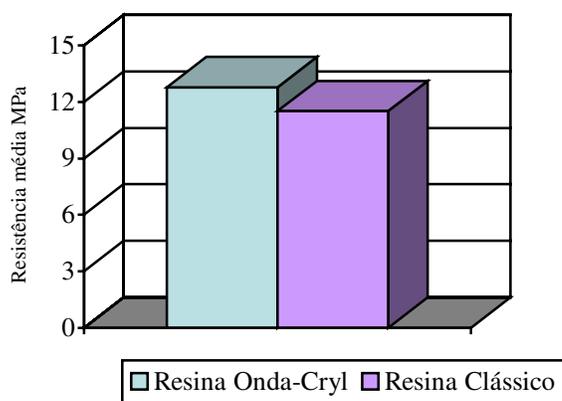


Figura 14 – Ilustração gráfica das médias dos valores de resistência ao cisalhamento da união dente-resina em relação ao tipo de material, independente do fator tratamento.

A Tabela 6 e a Figura 15 mostram os valores médios de resistência ao cisalhamento da união dente-resina para o fator tratamento, independente das resinas acrílicas. Houve diferença estatística significativa entre os grupos perfurado+adesivo e jateado+adesivo, este com menor valor. Os demais grupos foram sem diferença estatística significativa entre si.

Tabela 6 – Médias de resistência ao cisalhamento (MPa) da união dente-resina para o fator tratamento, independente das resinas acrílicas.

Tratamentos	Médias \pm desvio padrão
Controle	14,08 \pm 4,81 ab
Monômero	11,48 \pm 3,39 ab
Perfurado	11,35 \pm 3,44 ab
Jateado	11,81 \pm 2,47 ab
Adesivo	12,29 \pm 3,31 ab
Perfurado + Monômero	11,82 \pm 3,33 ab
Perfurado + Adesivo	15,10 \pm 3,06 a
Jateado + Monômero	11,05 \pm 3,01 ab
Jateado + Adesivo	10,27 \pm 3,72 b

Médias seguidas por letras iguais não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

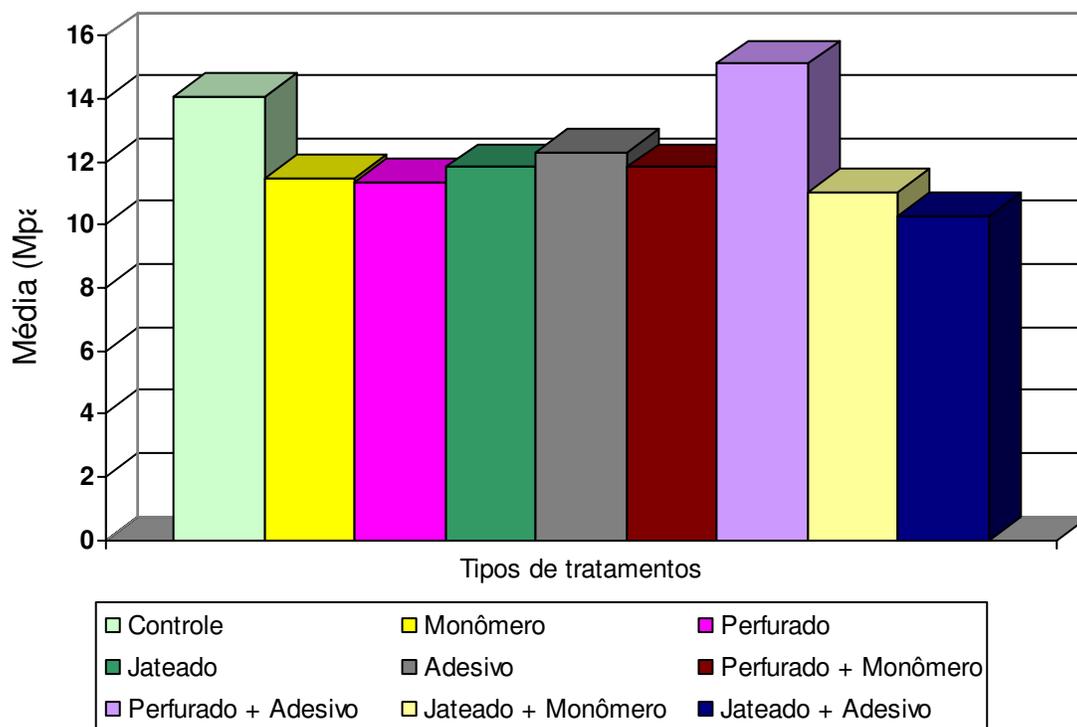


Figura 15 – Ilustração gráfica das médias de resistência ao cisalhamento da união dente-resina para o fator tratamento independente das resinas acrílicas.

A Tabela 7 e a Figuras 16 e 17 mostram que os valores de resistência ao cisalhamento da união dente-resina para o fator tratamento foram sem diferença estatística significativa, quando a resina Clássico foi considerada. Para a resina Onda-Cryl, os tratamentos controle e perfurado+adesivo foram diferentes estatisticamente dos grupos jateado+monômero e jateado+adesivo, enquanto os demais não apresentaram diferenças. Na comparação entre resinas, somente o grupo controle apresentou diferença estatística significativa, com o maior valor para a resina Onda-Cryl.

Tabela 7 – Valores médios da resistência ao cisalhamento (MPa) da união dente-resina considerando o fator resina acrílica em relação ao tipo de tratamento da base dos dentes.

Tratamentos	Resina Clássico	Resina Onda-Cryl
Controle	11,44 ± 3,90 a B	16,72 ± 4,42 a A
Monômero	9,84 ± 2,11 a A	13,12 ± 3,83 ab A
Perfurado	11,60 ± 3,85 a A	11,10 ± 3,41 ab A
Jateado	11,31 ± 2,38 a A	12,32 ± 2,72 ab A
Adesivo	11,05 ± 2,40 a A	13,53 ± 3,87 ab A
Perfurado + Monômero	10,68 ± 2,75 a A	12,97 ± 3,76 ab A
Perfurado + Adesivo	13,38 ± 2,48 a A	16,82 ± 2,75 a A
Jateado + Monômero	12,28 ± 3,23 a A	9,82 ± 2,48 b A
Jateado + Adesivo	11,94 ± 4,73 a A	8,60 ± 1,31 b A

Médias seguidas por letras minúsculas iguais em cada coluna e maiúsculas iguais em linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

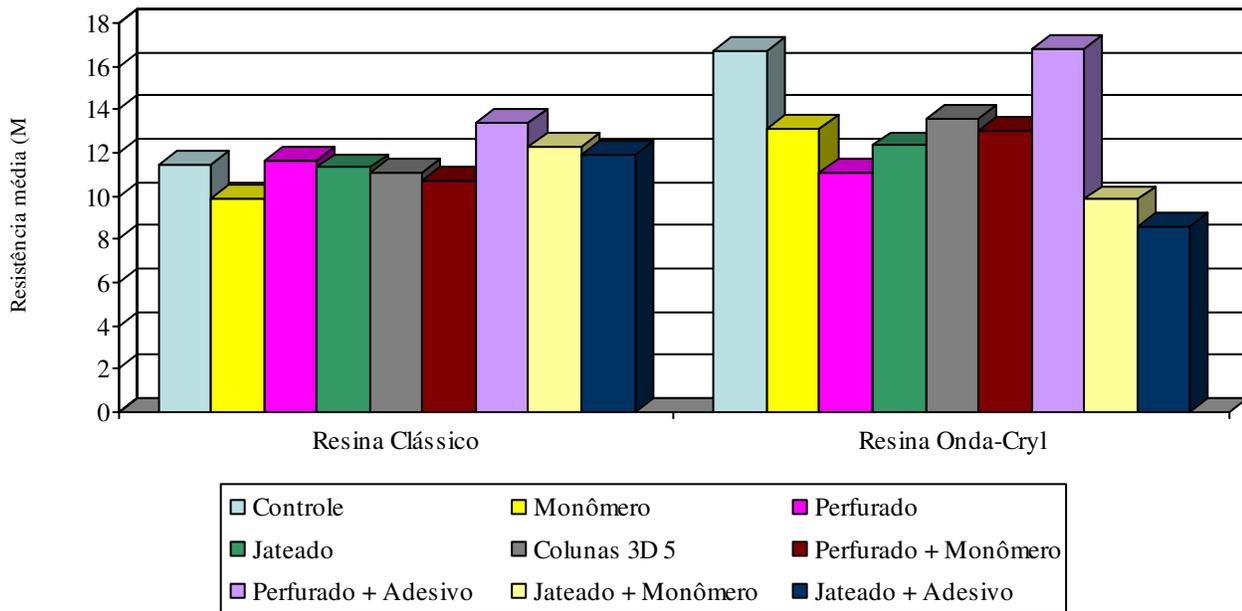


Figura 16 – Ilustração gráfica das médias da resistência ao cisalhamento da união dente-resina, considerando o fator tratamento em relação a cada resina.

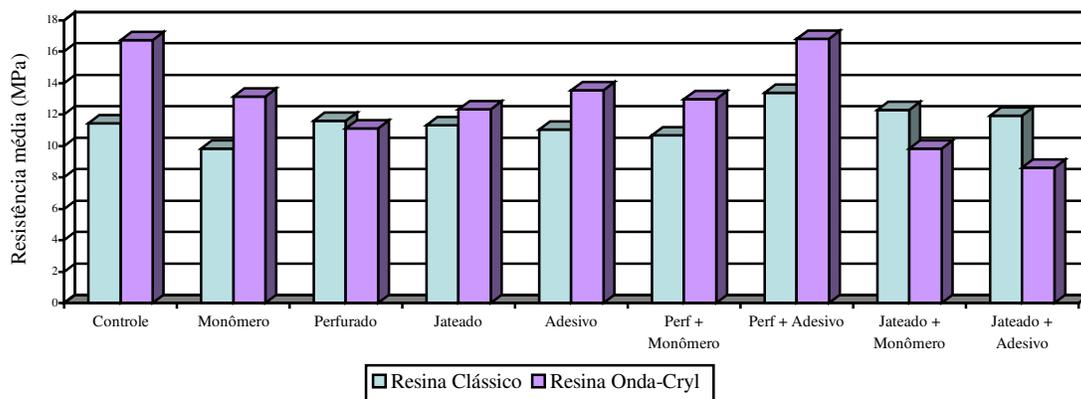


Figura 17 – Ilustração gráfica das médias da resistência ao cisalhamento da união dente-resina, comparando as resinas em cada tratamento.

O modo de fratura da união dente-resina analisado em microscopia óptica (Carl Zeiss, Alemanha) revelou que as falhas foram predominantemente mistas (adesiva e coesiva na resina) na maioria dos grupos (Figura 18). Houve algumas falhas coesivas na resina acrílica e nenhuma falha coesiva no dente foi observada. No grupo condicionado com jateamento+adesivo houve uma falha adesiva.

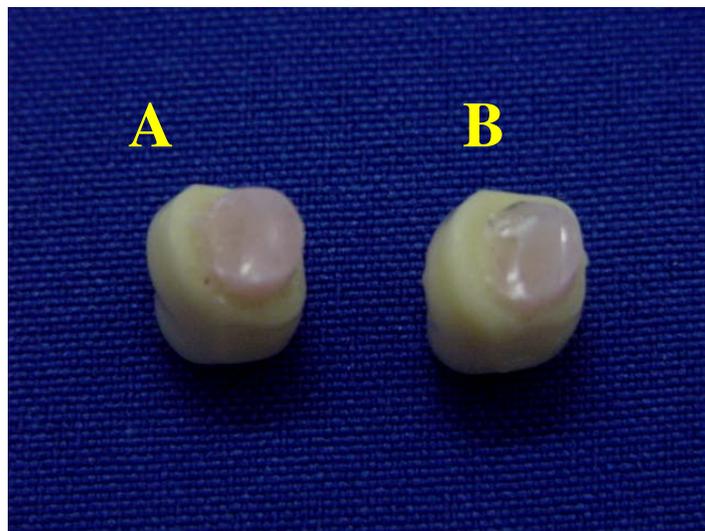


Figura 18. Tipos de falhas da união dente-resina: coesiva na resina (A) e mista (B).

6. DISCUSSÃO

O objetivo no presente estudo foi verificar a resistência ao cisalhamento da união entre dentes e base de resinas acrílicas termopolimerizáveis (Clássico e Onda-Cryl), sob a influência de diferentes formas de retenção mecânicas e químicas aplicadas na base dos dentes e suas interações. A hipótese do trabalho que diferentes tratamentos efetuados na base dos dentes promoveriam diferentes valores de resistência ao cisalhamento da união foi confirmada, em parte.

Considerando o tipo de material para confecção de bases para prótese total, a Tabela 5 e a Figura 14 mostram que as resinas acrílicas, independentemente dos demais fatores, não exerceram influência na resistência ao cisalhamento da união dente-resina, com resultados sem diferença estatística significativa.

Segundo trabalhos publicados, a resina acrílica polimerizada por microondas apresenta comportamento mecânico satisfatório quanto se considera a união dente-resina acrílica (Levin *et al.*, 1989; Ganzarolli *et al.*, 1999). As resinas polimerizadas por microondas apresentam menor quantidade de monômero residual (De Clerk, 1987) e as mesmas propriedades físicas que a resina acrílica convencional (Reitz *et al.*, 1985; Truong & Thomasz, 1988; Levin *et al.*, 1989; Wallace *et al.*, 1991).

Esses relatos se opõem aos estudos que afirmam que a resina acrílica para polimerização convencional apresenta melhores resultados que as de microondas (Paes-Júnior *et al.*, 1999). A resina acrílica polimerizada por microondas pode promover menor interpenetração das cadeias poliméricas entre base da prótese e dente, exibindo menor quantidade de ligações cruzadas e deixando menos grupos funcionais capazes de se unir (Schneider *et al.*, 2002). Esta situação parece não ter causado efeito danoso nos resultados de resistência

ao cisalhamento da união dente-resina neste estudo, considerando a similaridade estatística entre os resultados mostrados pelas duas resinas.

A espessura inadequada da resina acrílica no segmento anterior da prótese dentária, como resultado da dimensão da barra ou do *clip* de encaixe, pode causar fratura da prótese sobre implantes ou desunião do dente da base da prótese (Walton *et al.*, 1994; Goodacre *et al.*, 2003). A literatura mostra que aproximadamente 33% dos reparos em próteses dentárias envolvem reposição do dente devido à falha de união com a base de resina acrílica (Darbar *et al.*, 1994), por motivos como queda acidental durante a higienização ou por fadiga (Consani *et al.*, 2008b; Barbosa *et al.*, 2008b).

A composição do dente de resina acrílica é essencialmente polimetil metacrilato (PMMA) com ligação cruzada (Anusavise, 1996), para melhorar a dureza da superfície e resistência à abrasão do dente artificial (Barpal *et al.*, 1998). Este procedimento diminui a resistência da união quando comparada a do dente sem ligação cruzada (Clancy *et al.*, 1989; Suzuki *et al.*, 1990). Por essa razão, a ligação cruzada de PMMA pode não estar uniformemente distribuída por toda a estrutura do dente. Assim, a borda incisal do dente de acrílico pode ter maior quantidade de ligação cruzada que a região da base do dente, o que permite, teoricamente, melhor união química entre o dente e a base de resina acrílica (Vallittu, 1995). Como o tipo de dente utilizado na pesquisa foi o mesmo para as duas resinas acrílicas, pode-se depreender que as condições de dureza da superfície dos dentes foram às mesmas e seus efeitos foram similares frente às condições de união.

Na atual formulação da resina acrílica termopolimerizável, o líquido é composto por monômero (metacrilato de metila), inibidor (hidroquinona) e pequena quantidade de agente de ligação cruzada (glicol dimetacrilato), enquanto o pó contém esferas pré-polimerizadas do polímero (polimetacrilato de metila), plastificador (dibutil ftalato), iniciador (peróxido de benzoíla) e pigmentos.

Na reação de polimerização da resina acrílica termopolimerizável, o calor é necessário para que a molécula de peróxido de benzoíla se decomponha

liberando radicais livres, que por sua vez, reagem rapidamente com moléculas de monômero disponível e iniciam o crescimento da cadeia polimérica (Anusavice, 1996).

O método de polimerização da resina acrílica por energia de microondas (Nishii, 1968) tem se mostrado eficiente e se tornou uma alternativa ao processo de polimerização convencional em banho de água (Al-Hanbali *et al.*, 1991; Wallace *et al.*, 1991; Sanders *et al.*, 1991).

As microondas fazem com que as moléculas da resina acrílica vibrem com maior frequência gerando atrito, portanto, calor. Este calor inicia a reação de polimerização da mesma forma que o faz a água aquecida, somente com velocidade maior (Ilbay *et al.*, 1994). Neste trabalho, esses procedimentos devem ter promovido similar conversão do monômero em polímero para as duas resinas acrílicas e, provavelmente, similares propriedades mecânicas (Reitz *et al.*, 1985; Truong & Thomasz, 1988; Levin *et al.*, 1989; Wallace *et al.*, 1991; Bartoloni *et al.*, 2000).

Os fatores que afetam a resistência da união entre dentes artificiais e base da prótese têm sido investigados por meio de diferentes métodos e os resultados têm sido usados para sugerir procedimentos técnicos que possam melhorar a união (Patil *et al.*, 2006).

Nesse estudo a limpeza da base dos dentes foi realizada com água aquecida e solução detergente para eliminar a presença de traços imperceptíveis de cera, os quais são apontados como causa principal da falha da união química dente-resina (Schoonover *et al.*, 1952; Spratley, 1987; Cunningham & Benington, 1996; Cunningham & Benington, 1997; Cunningham & Benington, 1999; Consani *et al.*, 2008a), assim como acontece com outros contaminantes (Morrow *et al.*, 1978; Catterlin *et al.*, 1993).

Segundo a literatura, a resina não polimerizada permanece na superfície da base do dente por menor tempo no procedimento por microondas que no convencional, causando menor intumescimento da superfície, menor interpenetração e, conseqüentemente, menor resistência da união (Schneider *et*

al., 2002). A menor resistência da união dente-resina acrílica pode também ser causada pelo aumento não controlado da temperatura, com isso os componentes da base de resina acrílica se aquecem acima do ponto de ebulição do monômero, resultando na formação de porosidades que enfraquecem a própria resina acrílica (Anusavise, 1996; Schneider *et al.*, 2002; Chung *et al.*, 2008).

Dada a similaridade estatística verificada nos resultados, a porosidade parece não ter exercido influência nos resultados de resistência ao cisalhamento da união dente-resina, quando ambos materiais foram comparados. A inspeção da superfície da área fraturada com microscopia óptica com aumento de 1,5 vezes não mostrou porosidade.

A modificação física da superfície da base do dente de resina acrílica por desgaste ou retenção é freqüentemente utilizada nos estudos experimentais, mostrando que este procedimento pode aumentar a resistência da união (Fletcher *et al.*, 1985; Cardash *et al.*, 1990; Vallittu, 1995; Adeyemi *et al.*, 2007; Chung *et al.*, 2008).

A Tabela 6 e a Figura 15 mostram que esse fato não ocorreu no presente trabalho, no qual nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada entre o grupo controle e demais tratamentos. Entretanto, o grupo perfurado+adesivo diferiu estatisticamente do jateado+adesivo, este com menor valor de resistência da união. De maneira geral, esse resultado parece confirmar trabalhos anteriores mostrando que as retenções mecânicas com perfuração não melhoram significativamente a resistência da união dente-base de resina (Cardash *et al.*, 1986; Spratley, 1987; Cunningham & Benington, 1996; Cunningham & Benington, 1999; Consani *et al.*, 2008b).

Entretanto, tem sido mostrado que a retenção mecânica é um procedimento que pode aumentar os valores de resistência da união entre dentes de resina e base da prótese. Nesse contexto, alega-se que as retenções aumentam a superfície ou a área de união da base do dente melhorando a resistência (Fletcher *et al.*, 1985; Cardash *et al.*, 1986; Cardash *et al.*, 1990; Vallittu, 1995; Adeyemi *et al.*, 2007). De maneira controversa, outros trabalhos

alegam que as retenções mecânicas não melhoram a resistência da união (Cardash *et al.*, 1986; Spratley, 1987; Cunningham, 1993; Saavedra *et al.*, 2004; Chung *et al.*, 2008; Consani *et al.*, 2008b), o que parece confirmar, em parte, os resultados do presente estudo.

A análise das fraturas da união dente-base da prótese mostrou que a massa da resina muitas vezes não penetra completamente no espaço da retenção feita no dente. A melhor resistência da união pode ser atribuída à maior área da superfície da união e melhor penetração da massa da resina nas irregularidades causadas pela abrasão ou retenção. Por outro lado, a perfuração da base com broca pode diminuir ou aumentar a resistência da união em resinas acrílicas quimicamente similares. Apesar disso, a penetração deficiente é causada pelo aprisionamento de ar no interior da retenção, quando a massa de resina acrílica é prensada. Os espaços vazios no fundo da retenção podem contribuir para a falha da união (Vallittu, 1995).

A técnica do jateamento com óxido de alumínio tem sido usada para produzir micro-rugosidades na superfície de bráquetes e bandas ortodônticas, assim como na porcelana e no metal (Chung *et al.*, 2008). A energia de superfície da região jateada é maior que da superfície não condicionada, razão pela qual a resistência da união pode ser melhorada. Entretanto, o aumento na resistência da união dente-resina foi contraditória nos resultados em que o jateamento não melhorou a resistência da união, quando comparado com aqueles em que a base do dente foi condicionada com monômero (Geerts & Jooste, 1993).

No presente estudo, o tratamento químico não melhorou a resistência da união dente-resina, resultado corroborado por estudos no qual a aplicação de agente de união (Adeyemi *et al.*, 2007) ou monômero (Morrow, 1978; Spratley, 1987) também não promoveu nenhum aumento na resistência da união.

No entanto, solventes, monômeros e agentes adesivos têm mostrado resultados conflitantes na literatura (Cunningham & Benington, 1999; Cunningham, 2000; Santos *et al.*, 2005; Nishigawa *et al.*, 2006; Saavedra *et al.*, 2007; Barbosa *et al.*, 2008a). A aplicação de monômero dissolve parte do polimetil metacrilato do

dente e promove união por ligações duplas que podem copolimerizar com o polimetil metacrilato da resina acrílica da base (Barbosa *et al.*, 2008b). Assim, o monômero dissolvendo a superfície do dente forma uma estrutura de polímero secundário semi-interpenetrante, o que melhora a resistência da união entre dente e resina acrílica (Vallittu, 1995).

A literatura mostrou que a aplicação de agente de união na interface dente-resina acrílica melhora a resistência da união (Cunningham & Benington, 1999; Cunningham, 2000; Santos *et al.*, 2005; Nishigawa *et al.*, 2006; Saavedra *et al.*, 2007). O agente de união aumenta a molhabilidade da superfície do dente promovendo efeito solvente, favorecendo a difusão do monômero no polímero da base da prótese e do dente (Cunningham, 2000). O uso de um adesivo resinoso com 85% de metilmetacrilato e 15% de polimetilmetacrilato, em peso, causou dissolução da superfície do dente, aumentando a resistência da união (Nishigawa, 2006).

Os valores da resistência ao cisalhamento da união dente-resina para o fator tratamento foram sem diferença estatística significativa quando a resina Clássico foi considerada (Tabela 7 e Figura 16). Para a resina Onda-Cryl (Tabela 7 e Figura 16), os tratamentos controle e perfurado+adesivo foram iguais entre si e diferentes estatisticamente quando comparados com os grupos jateado+monômero e jateado+adesivo, enquanto os demais não apresentaram diferenças estatísticas entre si. A comparação entre as resinas em cada tratamento mostrou diferença estatística significativa apenas para o grupo controle, com maior valor para a resina Onda-Cryl (Tabela 7 e Figura 17).

Alguns trabalhos mostram que as modificações mecânicas e os tratamentos químicos não melhoram a resistência da união dente-base de prótese (Morrow *et al.*, 1978; Huggett *et al.*, 1982; Cardash *et al.*, 1986; Spratley, 1987; Cunningham & Benington, 1996; Cunningham & Benington, 1999; Adeyemi *et al.*, 2007; Consani *et al.*, 2008b), o que confirma os resultados obtidos com a resina Clássico, na qual todos os tratamentos efetuados foram sem diferença estatística significativa quando comparados com o controle. Esse resultado parece indicar

que a união da resina Clássico ao dente independe do tipo de tratamento efetuado na base.

O mesmo fato não aconteceu com a resina Onda-Cryl, na qual os resultados mostram que os tratamentos controle e perfurado+adesivo foram com diferença estatística significativa quando comparados com os tratamentos jateado+monômero e jateado+adesivo, com os menores valores de resistência ao cisalhamento da união. Essa aparente controvérsia é difícil de explicar, principalmente quando a comparação é feita com outros trabalhos, nos quais os menores valores de resistência ao cisalhamento (Consani *et al.*, 2008b) e ao impacto (Consani *et al.*, 2008c) da união dente-resina foram obtidos nos grupos controle e monômero.

Outro fato interessante é que a retenção ocasionada por broca pode promover resultados também contraditórios, diminuindo ou aumentando a resistência da união do dente com resinas acrílicas comerciais de composição química similar (Barpal *et al.*, 1998). Nessa mesma linha de raciocínio, é possível supor que esse fenômeno aconteceu neste trabalho com as resinas Clássico e Onda-Cryl, ambas com composição similar formuladas pelo mesmo fabricante, porém polimerizadas por ciclos diferentes de ativação.

As falhas observadas foram predominantemente mistas (adesiva e coesiva na resina acrílica) em todos os grupos. Este fato significa que a resistência coesiva do dente foi maior que a resistência coesiva da resina acrílica. Baseando-se nessa consideração, quando a prótese total estiver em uso, a falha mista poderá ocorrer devido a menor resistência coesiva da resina acrílica da base.

7. CONCLUSÃO

Levando em consideração as limitações deste estudo e com base nos resultados analisados e discutidos, as seguintes conclusões podem ser delineadas:

1 - As resinas acrílicas Clássico e Onda-Cryl não diferiram estatisticamente na resistência ao cisalhamento da união dente-resina, quando analisadas independentemente dos demais fatores.

2 - Independente da resina acrílica, os tratamentos da base do dente foram diferentes estatisticamente apenas entre os grupos perfurado+adesivo e jateado+adesivo, este com o menor valor.

3 – Todos os tratamentos foram sem diferença estatística para a resina Clássico. Na Onda-Cryl, a diferença ocorreu entre os tratamentos controle e perfurado+adesivo com os tratamentos jateado+monômero e jateado+adesivo, estes com menores valores. Quando as resinas foram comparadas, somente o tratamento controle mostrou diferença estatística, com menor valor para a resina Clássico.

REFERÊNCIAS

Adeyemi AA, Lyons MF, Cameron DA. The acrylic tooth-denture base bond: effect of mechanical preparation and surface treatment. *Eur J Prosthodont Res Dent.* 2007; 15(3): 108-114.

Al-Hanbali E, Kelleway JP, Howlett JA. Acrylic denture distortion following double processing with microwave or heat. *J Dent.* 1991; 19(3); 176-180.

Anusavise KJ. Phillips' science of dental materials. 10ed., WB Saunders, Philadelphia, 1996; 237-71.

Austin AT, Basker RM. Residual monomer levels in denture bases. *Br Dent J.* 1982; 153(12): 424-426.

Barbosa DB, Monteiro DR, Barão VAR, Pero AC, Compagnoni MA. Effect of monomer treatment and polymerization methods and the bond strength of resin teeth to denture base material. *Gerodontol.* 2008a (In press).

Barbosa DB, Barão VAR, Monteiro DR, Compagnoni MA, Marra J. Bond strength of denture and polymerization methods. *Gerodontol.* 2008b [Epub ahead of print].

Barpal D, Curtis DA, Finzen F, Perry J, Gansky ST. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(6): 666-671.

Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *J Oral Rehabil.* 2000; 27: 488-493.

Cardash HS, Liberman R, Helft M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. *J Prosthet Dent.* 1986; 55: 526-528.

Cardash HS, Applebaum B, Baharav H, Liberman R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(4): 492-496.

Catterlin RK, Plummer KD, Gulley ME. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of resin denture tooth to its denture base. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(1): 57-59.

Chung KH, Chung CY, Chung CY, Chan DCN. Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth and bonding to the denture base. *J Oral Rehabil.* 2008; 35: 268-275.

Clancy JM, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 457-62.

Consani RLX, Medina M, Cardoso L, Mesquita MF, Paula AB. Influência de resíduos de cera na resistência da união entre dentes artificiais e resina acrílica. Influência de resíduos de cera na resistência da união entre dentes artificiais e resina acrílica. *Unopar Científica Ciências Biológicas e da Saúde.* 2008a; 10(1).

Consani RLX, Manesco IM, Mesquita MF, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Effect of microwave treatment on the shear bond strength of denture tooth/acrylic resin. *J Adhes.* 2008b; 937-948.

Consani RLX, Mesquita MF, Zampieri MH, Mendes WH, Consani S. Effect of simulated microwave disinfection on impact strength of the tooth/acrylic resin adhesion. *Open Dent J.* 2008c; 2:13-17.

Cunningham JL. Bond strength of denture teeth to acrylic bases. *J Dent.* 1993; 21(5): 274-280.

Cunningham JL, Benington IC. A new technique for determining the denture tooth bond. *J Oral Rehabil.* 1996; 23: 2002-2009.

Cunningham JL, Benington IC. A survey of the pre-bonding preparation of denture teeth and the efficiency of dewaxing methods. *J Dent.* 1997; 25(2): 125-128.

Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. *J Dent.* 1999; 27: 129-135.

Cunningham JL. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. *J Oral Rehabil.* 2000; 27: 312-316.

Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture – a survey. *Br Dent J.* 1994; 7: 342-345.

De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 1987; 57(5): 650-658.

Firtell DN, Green AJ, Elahi JM. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. *J Prosthet Dent.* 1981; 45(6): 598-601.

Fletcher AM, Al-Mulla MAS, Amin WM, Dodd AW, Ritchie GM. A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. *J Dent.* 1985; 13(2): 102-108.

Ganzarolli SM, Rached RN, Garcia RCMR, Del Bel Cury AA. Resistência de união entre dentes artificiais e bases de próteses polimerizadas com microondas. *Pós-Grad Rer Fac Odontol São José dos Campos.* 1999; 2(2): 79-86.

Gay WD, King GE. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. *J Prosthet Dent.* 1979; 42(4): 437-440.

Geerts GAV, Jooste CH. A comparison of the bond strengths of microwave- and water bath-cured denture material. *J Prosthet Dent.* 1993; 70(5): 406-409.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2004; 90(2): 121-132.

Huggett R, John G, Jagger RG, Bates JF. Strength of the acrylic denture base tooth bond. *Br Dent J.* 1982; 153: 187-190.

Ilbay SG, Guvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil.* 1994; 21: 103-109.

Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR. Bonding of plastic teeth to denture base resins. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(4): 566-571.

Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1989; 61(3):381-383.

Morrow RM, Matvias FM, Windeler AS, Fuchs RJ. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J Prosthet Dent.* 1978; 39: 565-568.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dent Univ.* 1968; 2(1): 23-40.

Nishigawa G, Maruo Y, Okamoto M, Oki K, Kinuta Y, Minagi S *et al.* Effect of adhesive primer developed exclusively for heat-curing resin on adhesive strength between plastic artificial tooth and acrylic denture base resin. *Dent Mater J.* 2006; 25(1): 75-80.

Paes-Júnior TJA, Marchini L, Kimpara ET. Estudo in vitro da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo e por energia de microondas. *Pós-Grad Revv Fac Odontol São José dos Campos.* 1999; 2(2): 36-42.

Patil SB, Naveen BH, Patil NP. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontol.* 2006; 23: 131-139.

Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis AJ, Demetriou PP. Dimensional stability of denture processed um boilable acrylic resins: a comparative study. *J Prosthet Dent.* 1987; 57(5): 639-647.

Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. *Physical properties. Quintessence Int.* 1985; 8: 547-551.

Saavedra G, Valandro LF, Leite FPP, Amaral R, Ozcan M, Bottino MA *et al.* Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(2): 199-201.

Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int* 1991; 22(3): 181-186.

Santos EM, Saavedra GSFA, Neisser MP. Efeito de adesivos na união entre dentes artificiais e resinas acrílicas termopolimerizáveis. *Cienc Odontol Bras* 2005; 8(1): 47-54.

Schoonover IC, Fischer TE, Serio AF, Sweeney WT. Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins. *J Am Dent Assoc.* 1952; 44: 285-287.

Schneider RL, Curtis ER, Clancy MS. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(2): 145-150.

Spratley MH. An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to denture. *J Prosthet Dent.* 1987; 58(3): 389-392.

Sorensen SE, Fjeldstad E. Bonding of plastic teeth to acrylic-resin denture-base materials. *J D Res.* 1961; 40(4): 776.

Stanford JW, Paffenbarger GC. Processing denture base resins: heat-curing type. *J Am Dent Assoc.* 1956; 53(7): 72-73.

Suzuki S, Sakoh M, Shiba A. Adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth. *J Biomed Mater Res.* 1990; 24: 1091-103.

Sweeney WT, Yost EL, Fee JG. Physical properties of plastic teeth. 1958; 56: 833-841.

Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. JADA. 1989; 119: 271-276.

Thean HPY, Chew C, Goh KI. Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. Quintessence Int. 1996; 27(6): 425-428.

Truong VT, Thomasz FGV. Comparison of denture acrylic resins cured boiling water and microwave energy. Aust Dent J. 1988; 33(3):201-204.

Vallittu PK. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. Acta Odontol Scand. 1995; 53: 99-104.

Vieira DF. Bases para a aplicação racional dos materiais odontológicos. 1976; 2^a ed. São Paulo: Atheneu: 329.

Zuckermam GR. A reliable method for securing anterior denture teeth on denture bases. J Prosthet Dent. 2003; 89(6): 603-607.

Wallace PW, Graser GN, Myers ML, Proskin HM. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. J Prosthet Dent 1991; 66(3):403-408.

Walton JN, MacEntee MI. Problems with prostheses on implants: a retrospective study. J Prosthet Dent. 1994; 71(3): 283-288.

APÊNDICE

1. Resultados originais das médias, em MPa.

Quadro I. Valores médios da resistência de união da resina acrílica Clássico (MPa).

Corpo- de- prova	Controle	Monômero	Perfurado	Jateado	Primer	Perfurado + monômero	Perfurado + primer	Jateado + monômero	Jateado + primer
1	15,5857	10,5428	8,2571	11,2571	9,0357	10,4607	15,0714	16,5785	19,9821
2	7,8964	7,9178	8,2035	11,7642	7,9285	12,5892	13,8785	14,4857	11,2464
3	10,7464	11,2321	17,5392	11,3821	12,9142	10,3357	11,0785	11,8607	11,6000
4	7,5821	12,1964	11,2178	7,7392	12,2535	13,6107	16,3178	8,9678	8,7250
5	15,4464	7,3571	12,8178	14,4321	13,1607	6,4428	10,6142	9,5571	8,1892
média	11,4460	9,8440	11,6000	11,3100	11,0540	10,6840	13,3860	12,2839	11,9440

Quadro 2. Valores médios da resistência de união da resina acrílica Onda-Cryl (MPa).

Corpo- de- prova	Controle	Monômero	Perfurado	Jateado	Primer	Perfurado + monômero	Perfurado + primer	Jateado + monômero	Jateado + primer
1	19,5892	18,6178	7,3571	7,8392	7,8250	13,0785	14,1752	10,0678	10,1595
2	19,0178	10,6571	15,7535	13,8392	15,4642	13,8285	15,3964	10,3750	7,7046
3	21,0357	15,7464	12,8607	13,7714	11,6928	10,0107	16,8785	6,1178	7,4464
4	12,9321	10,3607	8,2928	14,4928	14,8714	9,2321	16,2857	13,0785	7,8142
5	11,0785	10,2892	11,26	11,7071	17,8535	18,7428	21,4000	9,525	9,9142
média	16,7240	13,1280	11,1020	12,3240	13,5380	12,9740	16,8220	9,8260	8,6020

2. Análise Estatística

CÓDIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSÁVEL: RAFAEL CONSANI

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: RESISTÊNCIA DE UNIÃO

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOMES DOS FATORES

FATOR	NOME
A	MATERIAL
B	TRATAMEN

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
MATERIAL	1	36,6598283	36,6598283	3,4566	0,06371
TRATAMEN	8	185,0674874	23,1334359	2.1812	0,03847
MAT x TRA	8	164,2135059	20,5266882	1,9354	0,06714
RESIDUO	72	763,6113608	10,6057133		
TOTAL	89	1149,5521825			

MÉDIA GERAL = 12,144000

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 26,817%

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ONDA-CRYL	45	12,782222	12,782222	a	A
2	1	CLASSICO	45	11,505778	11,505778	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 1,36951

D.M.S. 1% = 1,81663

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE CONTROLE DO FATOR TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ONDA-CRYL	5	16,724001	16,724001	a	A
2	1	CLASSICO	5	11,446000	11,446000	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE MONÔMERO DO FATOR TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ONDA-CRYL	5	13,128000	13,128000	a	A
2	1	CLASSICO	5	9,843999	9,83999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE PERFURADO DO FATOR TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CLASSICO	5	11,600001	11,600001	a	A
2	2	ONDA-CRYL	5	11,102000	11,102000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE JATEADO DO FATOR TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ONDA-CRYL	5	12,324000	12,324000	a	A
2	1	CLASSICO	5	11,310000	11,310000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE PRIMER DO FATOR TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ONDA-CRYL	5	13,538000	13,538000	a	A
2	1	CLASSICO	5	11,054000	11,054000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE PERFURADO + MONÔMERO DO FATOR TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ONDA-CRYL	5	12,974001	12,974001	a	A
2	1	CLASSICO	5	10,684000	10,684000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE PERFURADO + PRIMER DO FATOR TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	ONDA-CRYL	5	16,822000	16,822000	a	A
2	1	CLASSICO	5	13,386000	13,386000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE JATEADO + MONÔMERO DO FATOR TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CLASSICO	5	12,284000	12,284000	a	A
2	2	ONDA-CRYL	5	9,826000	9,826000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE JATEADO + PRIMER DO FATOR TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CLASSICO	5	11,944000	11,944000	a	A
2	2	ONDA-CRYL	5	8,6020000	8,602000	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 4,1085

D.M.S. 1% = 5,44990

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	7	PER + PRIMER	10	15,104000	15,104000	a	A
2	1	CONTROLE	10	14,085000	14,085000	ab	A
3	5	PRIMER	10	12,296000	12,296000	ab	A
4	6	PER + MONO	10	11,829000	11,829000	ab	A
5	4	JATEADO	10	11,817000	11,817000	ab	A
6	2	MONÔMERO	10	11,486000	11,486000	ab	A
7	3	PERFURADO	10	11,351001	11,351001	ab	A
8	8	JAT + MONO	10	11,055000	11,055000	ab	A
9	9	JAT + PRIMER	10	10,273000	10,273000	b	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S 5% = 4,66106

D.M.S. 1% = 5,47360

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO
DENTRO DE CLASSICO DO FATOR MATERIAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	7	PER + PRIMER	5	13,386000	13,386000	a	A
2	8	JAT + MONO	5	12,284000	12,284000	a	A
3	9	JAT + PRIMER	5	11,944000	11,944000	a	A
4	3	PERFURADO	5	11,600001	11,600001	a	A
5	1	CONTROLE	5	11,446000	11,446000	a	A
6	4	JATEADO	5	11,310000	11,310000	a	A
7	5	PRIMER	5	11,054000	11,054000	a	A
8	6	PER + MONO	5	10,684000	10,684000	a	A
9	2	MONOMERO	5	9,84399	9,84399	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO
DENTRO DE ONDA-CRYL DO FATOR MATERIAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	7	PER + PRIMER	5	16,822000	16,822000	a	A
2	1	CONTROLE	5	16,724001	16,724001	a	A
3	5	PRIMER	5	13,538000	13,538000	ab	AB
4	2	MONOMERO	5	13,128000	13,128000	ab	AB
5	6	PER + MONO	5	12,974001	12,974001	ab	AB
6	4	JATEADO	5	12,324000	12,324000	ab	AB
7	3	PERFURADO	5	11,102000	11,102000	ab	AB
8	8	JAT + MONO	5	9,826000	9,826000	b	AB
9	9	JAT + PRIMER	5	8,602000	8,602000	b	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 6,59173

D.M.S. 1% = 7,74084