

Juliê Marra

*Avaliação da resistência de união entre
dentes artificiais e resinas acrílicas para
base protética.
Efeito da termociclagem*

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

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni

Araraquara
2007

Marra, Juliê

Avaliação da resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética. Efeito da termociclagem./ Juliê Barra. – Araraquara : [s.n.], 2007.

106 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Campagnoni

1. Resinas acrílicas 2. Dente artificial 3. Resistência ao cisalhamento I. Título.

JULIÊ MARRA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DENTES ARTIFICIAIS
E RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE PROTÉTICA.
EFEITO DA TERMOCICLAGEM**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni

2º Examinador: Profa. Dra. Débora Barros Barbosa

3º Examinador: Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca

Araraquara, 23 de março de 2007.

Dados Curriculares

Juliê Marra

Nascimento 29 de maio de 1981 – Goiânia – GO

Filiação José Marra de Oliveira
Maysa Raimundo dos Santos

2000/2003 Curso de Graduação – Faculdade de
Odontologia de Araraquara – UNESP

2005/2007 Programa de Pós-Graduação em Reabilitação
Oral – Área de Prótese – Curso Mestrado -
Faculdade de Odontologia de Araraquara –
UNESP

Agradecimentos especiais

A **Deus**, pelas bênçãos concedidas, pelas dificuldades superadas e pelos sonhos realizados.

Aos meus amados pais, **José e Maysa**, pelo amor incondicional, pelo apoio, pelos exemplos, alicerce de minha formação. Dedico a vocês este trabalho, que se fizeram fortes para que eu pudesse vencer todos os obstáculos desta caminhada.

Agradecimentos especiais

Ao **Professor Marco Antonio Compagnoni**, meus sinceros agradecimentos e admiração pelo constante incentivo, por estar sempre indicando a direção a ser tomada nos momentos de maior dificuldade, pela generosidade, paciência e pela confiança em mim depositada, e principalmente pela amizade e ensinamentos transmitidos.

Minha eterna gratidão.

Agradecimentos especiais

Aos meus irmãos, **Daniel, Maria Cecília, Larissa e Thiago**, pelo apoio, carinho e por compartilharem os momentos importantes de minha vida.

Ao **Tio Sérgio**, pelo carinho, dedicação, pelo exemplo de bondade e pela convivência que foi essencial na minha formação. E à **Cris**, pelo carinho, apoio e incentivo.

Ao meu querido namorado, **Henrique**, por compartilhar os meus sonhos, pelo incentivo, carinho, companheirismo, respeito e por todos os momentos maravilhosos.

Ao **Sr. Sílvio** (*in memorian*), **Dr. Élbio, Dra. Sílvia, Isabela, Eduardo, Gabriela e Fatinha**, pelo carinho, incentivo, apoio e pelos momentos agradáveis.

Aos meus **familiares**, pelo carinho e auxílio prestado em todos os momentos da minha vida.

Agradecimentos

À minha querida amiga **Cacá**, pela amizade, pelo convívio agradável, pela ajuda mútua e por todos os momentos de alegria.

Ao amigo **Raphael**, pela amizade, pela convivência agradável e por todos os auxílios já prestados, em especial, na análise estatística desta pesquisa.

À amiga **Débora**, pela amizade, carinho e por toda atenção dedicada ao desenvolvimento desta pesquisa.

Às minhas queridas amigas **Cris** e **Paula**, pela amizade, compreensão, pelo carinho, incentivo, pelos momentos de convívio tão agradáveis.

Às amigas **Juliana** e **Marinês**, que mesmo distantes, não deixaram de me incentivar. Meus sinceros agradecimentos pela amizade e por terem participado de momentos tão felizes da minha vida.

Às minhas queridas vizinhas, **Ana Elisa, Carina, Lilian e Yeon**, pela amizade, carinho e pelo companheirismo.

Ao querido amigo **Zeca**, pela amizade, carinho e pelos bons conselhos, meus sinceros agradecimentos.

Aos amigos da Pós-Graduação, em especial, ao **Marcelo, Ewerton e Karin**, pela amizade e solidariedade prestada em todos os momentos.

Aos amigos de turma de Pós-Graduação, **Alejandro, Caroline, Isabella, Laiza, Lívia, Luciano e Paula**, pela troca de conhecimentos e pelos momentos agradáveis.

Aos alunos de iniciação científica, **André, Andréia, Aline, Carol, Keren e Wellington**, pela amizade, dedicação e auxílios prestados durante o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao aluno do curso de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, **Valentim Adelino Ricardo Barão**, pela ajuda prestada durante a metodologia desta pesquisa.

Aos docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Carlos Alberto dos Santos Cruz, Gelson Luís Adabo, Luis Geraldo Vaz, Cinara Maria Camparis, Francisco de Assis Mollo Jr., Carlos Eduardo Vergani, Ana Cláudia Pavarina, Eunice Terezinha Giampaolo, Lígia Antunes Pereira Pinelli, José Cláudio Martins Segalla e Regina Helena Barbosa Tavares da Silva**, pelo carinho e ensinamentos fundamentais para o meu crescimento profissional e em especial às professoras **Renata Garcia Fonseca e Ana Lúcia Machado**, pelos auxílios prestados durante a realização desta pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, pela atenção ao esclarecer as minhas dúvidas e disponibilidade durante a realização da metodologia desta pesquisa.

Ao técnico do Laboratório de Prótese Total, **Júnior**, pela amizade e por todos os auxílios prestados.

Aos **funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese**, meus sinceros agradecimentos pelo convívio agradável, atenção e disponibilidade.

Aos **funcionários da Secção de Pós-Graduação desta Faculdade**, pela atenção e disponibilidade.

Aos **funcionários da Biblioteca desta Faculdade**, em especial à **Maria Helena** por toda atenção e auxílios prestados.

À diretora **Profa. Dra. Rosemary Adriana Chiérice Marcantonio** e ao vice-diretor **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla** da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pelo auxílio financeiro concedido para a realização desta pesquisa.

Às empresas **Ivoclar Vivadent** e **Heraus Kulzer South América** por terem doado os dentes Ivoclar e a resina Versyo.com respectivamente.

Sumário

1. RESUMO.....	13
2. ABSTRACT.....	15
3. INTRODUÇÃO.....	17
4. REVISÃO DA LITERATURA.....	21
5. PROPOSIÇÃO.....	46
6. MATERIAL E MÉTODO.....	48
7. RESULTADO.....	71
8. DISCUSSÃO.....	82
9. CONCLUSÃO.....	92
10. REFERÊNCIAS.....	94
11. ANEXOS.....	103

Marra J. Avaliação da resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética. Efeito da termociclagem. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

Resumo

O estudo avaliou a resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética e o efeito da termociclagem. Para isso foram utilizadas três marcas comerciais de dentes artificiais de resina acrílica (Biotone, Trilux e Ivoclar) e quatro de resinas acrílicas para base protética, sendo duas termopolimerizáveis por banho de água quente (Lucitone 550 e QC-20), uma polimerizada por meio da energia de microondas (Acron MC) e uma fotopolimerizável (Versyo.com). Vinte espécimes foram confeccionados para cada combinação de dente artificial e resina acrílica e divididos em 2 grupos (n=10) nas seguintes condições experimentais: sem a ação da termociclagem (grupo controle) e com a ação da termociclagem. Os espécimes dos grupos com termociclagem foram submetidos 5000 ciclos com temperatura variando entre 4° e 60°C e tempo de imersão de 30 segundos em cada. Em seguida, os espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de cisalhamento em máquina universal a uma velocidade de 1mm/min. Os dados foram submetidos à análise de variância a três fatores seguida pelo teste de Bonferroni para comparações múltiplas ($\alpha=0,05$). Os resultados demonstraram que a termociclagem reduziu significativamente os valores médios de resistência de união da resina acrílica Lucitone 550 quando

associada aos dentes Biotone e Trilux e com a resina Versyo.com e os dentes Ivoclar ($P<0,05$). E que as médias de resistência de união das resinas acrílicas Acron MC e Lucitone 550 quando associadas aos dentes Ivoclar aumentaram significativamente após a ação da termociclagem ($P<0,05$). Conclui-se que algumas combinações de dente artificial e resina acrílica podem ser mais afetadas pela ação da termociclagem, e esses efeitos variam de acordo com os materiais selecionados.

Palavras-chave: Resinas acrílicas; dente artificial; resistência ao cisalhamento.

Marra J. Evaluation of the bond strength of denture base resins to acrylic resin teeth. The effect of thermocycling [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

Abstract

The purpose of this in vitro study was to evaluate the bond strength of denture base resins to acrylic denture teeth and the effect of the thermocycling. Three acrylic denture teeth (Biotone, Trilux and Ivoclar) were chosen for bonding to four denture base resins: one microwave-polymerized (Acron MC), two heat-polymerized (Lucitone 550 and QC-20) and one light-polymerized (Versyo.com). Twenty specimens were produced for each denture base/acrylic denture tooth combination and were divided into 2 groups (n=10) as follows: without thermocycling (control groups) and thermocycled groups that were submitted to 5,000 cycles between 4° and 60°C with a dwell time of 30 seconds in each bath. Shear strength tests (MPa) were performed with a universal testing machine at a crosshead speed of 1 mm/min until fracture. Statistical analysis of the results was carried out with 3-way ANOVA and Bonferroni's multiple comparisons post hoc analysis for test groups ($\alpha=.05$). A significant interaction between denture base resin, acrylic denture teeth and thermocycling ($P<.001$) was observed. The shear bond strengths of Lucitone 550/Biotone, Lucitone 550/Trilux and Versyo.com/Ivoclar specimens were significantly decreased by thermocycling compared with the corresponding control groups ($P<.05$). The shear bond

strengths of Acron/Ivoclar and Lucitone/Ivoclar specimens significantly increased after thermocycling ($P<.05$). Some acrylic tooth/denture base resin combinations can be more affected by thermocycling; the effects vary based upon the materials used.

Keywords: Shear strength; acrylic resins; artificial tooth.

Introdução

Apesar de os dentes artificiais de resina acrílica apresentarem como uma das principais vantagens a união química com a base protética de resina acrílica, falhas adesivas entre o dente artificial e a base protética de resina acrílica ainda são frequentemente observadas^{5,11,20}. Huggett et al.³¹ constataram que aproximadamente 30% de todos os reparos de próteses totais realizados por alguns laboratórios protéticos estavam relacionados à falhas de união entre dentes artificiais de resina acrílica e a base protética de resina acrílica.

Essas falhas adesivas entre o dente artificial e a base protética de resina acrílica podem ocorrer devido à incompleta eliminação de cera^{10,16,53}, às falhas decorrentes do processamento laboratorial das próteses totais, ou com o descuido na aplicação de isolante para resinas acrílicas sobre os dentes artificiais previamente à prensagem da resina acrílica^{8, 43,52}.

Outros fatores podem interferir na união entre os dentes artificiais de resina acrílica e a resina para base protética como, o tratamento da superfície de união dos dentes artificiais, a fase de prensagem da resina acrílica e algumas variáveis do próprio processamento da resina acrílica, como o tempo de espera entre prensagem e polimerização e o ciclo de polimerização¹⁸.

Alguns estudos têm demonstrado que a realização de asperizações ou mesmo perfurações na superfície de união do dente artificial proporcionam um aumento nos valores da resistência de união entre dente artificial e resina acrílica^{21,58,61}. Cunningham, Benington¹⁸ ao avaliar o efeito da fase em que a resina acrílica foi prensada observou também uma união significativamente maior

quando as resinas acrílicas testadas foram prensadas 10 min após a resina atingir a consistência plástica.

A capacidade do dente artificial se unir quimicamente à base protética de resina acrílica também pode ser influenciada pela composição dos dentes artificiais^{9,56}. Alguns estudos observaram que os dentes artificiais convencionais, ou seja, livres de agentes de ligação cruzada em sua composição possuem uma melhor união com a resina acrílica para base protética quando comparados aos dentes artificiais confeccionados com resina acrílica com agentes de ligação cruzada^{9,56}.

Outro importante fator a ser considerado que pode interferir na união entre os dentes artificiais e as bases protéticas de resina acrílica são os diferentes métodos de processamento das resinas acrílicas para base protética^{11,12,26,35,59}.

Alguns estudos ao avaliarem a influência do método de polimerização da resina acrílica para base protética sobre a união com dentes artificiais, observaram que as resinas acrílicas polimerizadas por meio da energia de microondas apresentaram uma menor resistência de união quando comparadas com as resinas acrílicas polimerizadas por banho de água quente^{49,51,56}. Enquanto outros autores encontraram maiores valores de resistência de união entre o dente artificial e a resina acrílica para base protética polimerizada por meio da energia de microondas²⁷.

Nos últimos anos, novos materiais e técnicas de processamento foram desenvolvidos no intuito de se aperfeiçoar as técnicas laboratoriais para confecção de próteses. Entre esses materiais encontram-se as resinas acrílicas polimerizadas

por luz visível que se tornaram uma alternativa para muitas aplicações protéticas³⁹. Entretanto, alguns estudos têm demonstrado que a resistência de união entre as resinas fotopolimerizáveis e os dentes artificiais de resina acrílica tem sido inferior àquelas apresentadas pelas resinas polimerizadas por banho de água quente¹⁸.

Além dos fatores que podem influenciar na união entre os dentes artificiais e as bases protéticas de resina acrílica considerados anteriormente, é importante ressaltar que esses materiais estão sujeitos às constantes variações de temperaturas no ambiente oral. Com intuito de simular laboratorialmente as variações de temperatura da cavidade oral e caracterizar a longevidade dos materiais odontológicos, alguns autores têm avaliado o efeito da termociclagem sobre as algumas propriedades mecânicas dos materiais odontológicos^{34,42,48,55}. Estudos prévios relatam o efeito deletério da termociclagem sobre a resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética^{1,22,46}. Demonstrando que quando esses materiais estão sob condições fisiológicas tais como a exposição às variações de temperaturas pode ocorrer uma degradação na interface de união entre dente artificial e resina acrílica.

Dessa forma, com a grande variedade de resinas acrílicas para base protética e diferentes tipos de dentes artificiais no mercado é importante salientar que o dente artificial, a resina acrílica para base protética e o ciclo de polimerização a serem utilizados devem ser adequadamente selecionados pelo profissional, para que possíveis falhas de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas possam ser reduzidas.

Revisão da literatura

Em 1978, Jagger³³ avaliou o efeito de diferentes ciclos de polimerização sobre o nível de monômero residual, resistência à tração, dureza e a absorção de água de uma resina acrílica para base protética. Foram utilizados quatro ciclos de polimerização: 1) 6 horas a 70°C; 2) 14 horas a 70°C; 3) 1 hora a 100°C e 4) 7 horas a 70°C mais 1 hora a 100°C. Os resultados demonstraram que a conversão de monômero em polímero é dependente do tempo de polimerização e aumenta com aumento da temperatura de 70° para 100°C. Dessa forma, o ciclo 4 foi o recomendado. O autor relatou que o monômero residual afeta negativamente as propriedades mecânicas das resinas acrílicas por agir como plasticizante, reduzindo as forças entre as cadeias de polímero, permitindo com isso uma maior deformação da resina acrílica sob ação de uma carga.

Em 1982, Hugget et al.³¹ avaliaram a resistência de união entre dentes artificiais de resina acrílica e uma resina acrílica termopolimerizável por banho de água quente (De Trey) e uma resina autopolimerizável (De Trey Self Cure). Os dentes artificiais foram divididos em diferentes grupos de acordo com os tratamentos realizados em suas superfícies de união: (1) sem modificações na superfície; (2) desgaste da superfície de união para simular ajustes, conforme a British Standard Specification 3990; (3) desgaste da interface de união seguido de polimento para restaurar o acabamento da área; (4) confecção de uma retenção. Os testes de tração foram realizados em uma máquina Instron Universal, com célula de carga de 50 Kg e velocidade de 5 mm/min. Os resultados mostraram que as

preparações mecânicas não aumentaram a resistência de união entre dentes artificiais e resina acrílica.

A asperização da interface de união dos dentes previamente a união com a resina acrílica foi avaliada por Fletcher et al.²⁴ em 1985. Foram utilizadas quatro resinas acrílicas (Levopress, Palapress, S.O.S. e QC-20). Os espécimes foram armazenados em água, água deionizada, em saliva artificial por 48 horas e por 2 meses. Foram realizados testes de tração e de cisalhamento utilizando diferentes velocidades. Os resultados demonstraram que a realização de rugosidades na interface de união dos dentes produziu um aumento significativo na resistência de união entre as resinas acrílicas testadas e o dente artificial.

Em 1986, Cardash et al.⁶ avaliaram se a confecção de diferentes sulcos de retenção na interface de união de dentes artificiais alteraria a união entre resinas acrílicas para base protética. Os dentes artificiais foram divididos em 4 grupos: 1) sem nenhuma modificação na superfície do dente; 2) preparo de sulco mesiodistal de 2 mm de profundidade por 2 mm de largura confeccionado com fresa lisa; 3) preparo de sulco semelhante ao anterior, mas confeccionado com fresa cônica invertida e 4) preparo de sulco arredondado de 2 mm de diâmetro confeccionado com fresa esférica. Os testes de cisalhamento foram realizados em máquina de teste Instron em ângulo de 130° com o longo eixo dos dentes e velocidade de 50 mm/min. Por meio da análise dos resultados não houve diferença estatisticamente significativa entre as retenções realizadas.

A resistência de união de resinas acrílicas para base protética termopolimerizável, autopolimerizável e fotopolimerizável unidas a um dente artificial comum ou a um dente artificial resistente à abrasão (com agente de ligação cruzada) foi avaliada por Clancy, Boyer¹¹ em 1989. As superfícies de união dos dentes posteriores, utilizados neste estudo, foram planificadas e dois sulcos de retenção foram confeccionados. Os testes de tração foram realizados em uma máquina de teste Universal Instron com célula de carga de 100 Kg e velocidade de 2 cm/minuto. Os resultados mostraram que os maiores valores de resistência ocorreram entre a resina termopolimerizável e os dentes artificiais comuns. Valores intermediários foram observados entre a resina termopolimerizável e os dentes resistentes à abrasão. E a resina fotopolimerizável apresentou os menores valores de resistência de união.

Honorez et al.³⁰, em 1989, avaliaram a influência de três métodos de polimerização sobre algumas propriedades físicas das resinas acrílicas. Entre os ciclos utilizados foram: 1) 9 horas a 73°C, 2) 90 minutos a 73°C e mais 30 minutos a 100°C e 3) 40 minutos em água em ebulição. Os resultados mostraram que níveis mais elevados de monômero residual foram observados nos espécimes polimerizados em ciclo em que não se alcançou a temperatura de ebulição. E que no ciclo 3 observou-se um número maior de porosidades e menor resistência ao impacto.

Em 1989, Levin et al.⁴⁰ avaliaram a dureza, porosidade e resistência à flexão de cinco resinas acrílicas polimerizadas por meio da energia de microondas e por banho de água quente. Os resultados mostraram que nenhuma diferença significativa foi observada entre os métodos de polimerização. Segundo os autores as propriedades físicas das resinas polimerizadas em microondas são aproximadamente as mesmas que as das resinas termopolimerizáveis. No entanto, ressaltaram que é essencial utilizar a resina acrílica e os métodos de polimerização adequados, assim como tempos e potências no forno de microondas apropriados.

Em 1990, Cardash et al.⁷ avaliaram a resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas após a realização de sulcos de retenção horizontais ou verticais na superfície de união dos dentes artificiais. Para isso, foram utilizados uma resina termopolimerizável (QC-20), uma resina de alto impacto (Premium denture base acrylic) e 180 dentes artificiais (Luxor Corp.). Os dentes foram divididos em 4 grupos: 1) nenhum preparo adicional realizado; 2) confecção de um sulco mesiodistal de 2 mm de profundidade e 2 mm de largura com ponta abrasiva; 3) confecção de um sulco vertical com as mesmas dimensões do anterior. Os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento em máquina de ensaios mecânicos Universal (Instron). Os resultados demonstraram que a resina de alto impacto apresentou maior resistência de união quando comparada à resina QC-20. A melhor combinação foi obtida utilizando-se a resina de alto impacto realizando na superfície de união dos dentes sulcos retentivos na vertical.

Em 1990, Suzuki et al.⁵⁴ compararam, por meio da penetração de pigmento, a união de uma resina acrílica para base de prótese polimerizada por meio da energia de microondas (Acron MC) com dentes artificiais com agente de ligação cruzada, dentes de resina acrílica convencionais e dentes de porcelana. Também avaliaram os efeitos da aplicação de dois agentes de união contendo 4-META na interface de união dos dentes artificiais. Os resultados mostraram que os dentes que possuíam agentes de ligação cruzada em sua composição apresentaram piores resultados quando comparados aos dentes artificiais convencionais. E que a utilização de adesivos melhorou significativamente a união entre os dentes artificiais e a resina acrílica.

Em 1991, Clancy et al.¹² avaliaram a resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética. Para isso, foram utilizados dois tipos de dentes artificiais de resina acrílica (Trubyte Bioform e Trubyte Bioform IPN) e três tipos de resina acrílica para base protética, uma termopolimerizável (Microdon L-W) e duas fotopolimerizáveis (Triad e Extoral). Os espécimes foram confeccionados e armazenados em condições secas à temperatura ambiente por uma semana. Foi realizado o teste mecânico de tração em máquina de ensaios com uma velocidade de 0,05 cm/min e célula de carga de 200 Kg. Os resultados, apresentados em MPa, demonstraram maiores valores de união com a resina termopolimerizável associada aos dois tipos de dentes artificiais quando comparada às resinas fotopolimerizáveis utilizadas neste estudo.

A resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas também foi avaliada por Hayakawa et al.²⁹, em 1991. Os autores utilizaram uma resina fotopolimerizável (Exporex-R), uma resina termopolimerizável (Acron), uma autopolimerizável (Uni Fast), resina de base com agente de união (Metadent) e uma resina autopolimerizável com agente de união (Meta Fast). Foi realizado o teste mecânico de cisalhamento. Os valores de resistência de união da resina fotopolimerizável foram significativamente menores do que os observados para resina termopolimerizável.

Kawara et al.³⁵, em 1991, avaliaram a resistência de união entre diferentes tipos de dentes artificiais com três tipos de resinas acrílicas para base protética. Os dentes artificiais utilizados foram: dentes de resina acrílica regular (Bioform), dentes de resina acrílica - IPN (Bioform IPN) e dentes de resina acrílica e resina composta (Vivosit). Foram utilizadas uma resina fotopolimerizável (Triad), uma resina termopolimerizável (Lucitone 199) e uma resina acrílica autopolimerizável (Hygenic). Os dentes foram lavados com detergente e água quente, seguido da aplicação de ultra-som em água destilada por 5 minutos. Em seguida, os espécimes foram armazenados em água destilada à 37°C por 7 dias. Foi realizado um ensaio de flexão em quatro pontos com velocidade de 1 mm/min. Os resultados mostraram que a associação entre a resina acrílica termopolimerizável e os dentes Bioform apresentou os maiores valores de resistência de união. As resinas acrílicas autopolimerizáveis apresentaram falhas na interface dente-resina com todos os dentes artificiais testados. De acordo com os resultados, os autores

sugeriram melhorias no sistema de união entre os dentes testados com a resina acrílica fotopolimerizável avaliada, uma vez que falhas na interface dente-resina foram predominantes.

Harrison, Hugget²⁸, em 1992, realizaram um estudo utilizando vários tipos de resinas acrílicas e diferentes ciclos de polimerização com objetivo de estabelecer um ciclo ideal de polimerização para diferentes resinas. Os espécimes foram confeccionados e submetidos aos testes com cromatografia gás-líquida. Os resultados mostraram que o ciclo de polimerização ideal inclui 7 horas em água a 70°C associado a um aquecimento terminal por 1 hora a 100°C, resultando em máxima conversão de monômero residual.

Em 1993, a união entre dentes artificiais e bases protéticas de resina acrílica, sendo uma polimerizada por energia de microondas e outra em banho de água quente foi investigada por Polyzois, Dahl⁴⁹. Os espécimes polimerizados por energia de microondas foram submetidos a 700 watts por 3 minutos e aqueles polimerizados em banho de água quente a 70°C por 90 minutos e em seguida a 100° C por 30 minutos. Os testes de Peel foram realizados em máquina de ensaios Testatron Z718 com célula de carga de 500 N e velocidade de 5 mm/min. As fraturas foram classificadas em adesivas ou coesivas. Os resultados demonstraram que não houve diferença significativa na força média de fratura entre as duas resinas acrílicas. Entretanto, apenas nos espécimes polimerizados por energia de microondas foram observadas fraturas adesivas.

Cunningham¹³, em 1993, realizou uma revisão de literatura a respeito da união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética. O artigo apresentou informações referentes ao método de confecção e número de amostras e o tipo de teste empregado. O autor observou uma falta de uniformidade nos métodos, bem como uma diversidade de marcas comerciais avaliadas. Este fato dificulta o estabelecimento de um protocolo de pesquisa e de recomendações práticas para o laboratório. Os artigos analisados demonstraram que a resina autopolimerizável apresentou uma resistência de união inferior à resina termopolimerizável por banho de água quente. E fortes indicações de resistência de união reduzida quando se utiliza dentes com alto grau de agentes de ligação cruzada. Não houve um consenso sobre a influência da contaminação por isolante para gesso ou da realização de modificações na superfície de união dos dentes. A presença de cera na superfície dos dentes apresentou efeito adverso na resistência de união.

Darbar et al.¹⁹, em 1994, avaliaram os tipos de falhas encontradas em próteses por meio de um questionário enviado a três diferentes laboratórios de prótese. Os dados coletados continham aspectos relacionados ao tipo de prótese; tipo de resina acrílica; presença de sulcos; de reembasadores; tempo decorrido da fratura, localização e causa. No total, 195 questionários foram avaliados neste estudo. Dentro dos resultados analisados observou-se que dos reparos, 33% foram devido à perda de dentes artificiais, por deslocamento ou fratura e, que esse tipo de reparo foi mais comumente encontrado em próteses superiores.

Ilbay et al.³², em 1994, investigaram a influência de vários ciclos de polimerização em microondas sobre algumas propriedades físicas e mecânicas da resina acrílica. Vinte e um métodos diferentes da polimerização foram usados variando a potência e o tempo de polimerização. O teste de dureza Vickers foi aplicado às amostras que foram polimerizadas. O valor médio de dureza encontrado para resinas polimerizadas em microondas foi semelhante aos das resinas termopolimerizáveis. E o método recomendado de polimerização em microondas foi de 3 minutos a 550W. Observaram mais poros nos espécimes polimerizados sob altas potências, embora não tenha sido significativo em nenhuma das amostras. Concluíram que o método de polimerização por energia da microondas pode ser aplicado com segurança na confecção de próteses totais.

Em 1995, Vallittu⁵⁸ avaliou o efeito de diferentes tratamentos mecânicos realizados na superfície de dentes artificiais sobre a resistência de união entre dente e resina acrílica para base protética. Foram utilizados dentes artificiais de resina com agentes de ligação cruzada (Vitapan), uma resina termopolimerizável (Pro Base Hot) e uma autopolimerizável (Pro Base Cold). As amostras foram divididas em oito grupos de acordo com a resina acrílica utilizada e o tratamento realizado na superfície de união do dente: termopolimerizável - sem tratamento; (2) termopolimerizável –com desgaste; (3) termopolimerizável –com desgaste e confecção de dois sulcos; (4) termopolimerizável –com desgaste e confecção de um orifício de retenção de 1,5 mm de diâmetro. Os mesmos tratamentos foram estabelecidos para os grupos com a resina autopolimerizável. Após a

polimerização, os espécimes foram armazenados por 24 horas e em seguida, realizados os testes de flexão de três pontos com velocidade de 120 mm/min. Os resultados mostraram que a resistência de união mais elevada foi obtida nos espécimes em que se confeccionaram dois sulcos. O autor sugere a realização de desgastes na interface de união dos dentes artificiais, associados à confecção de dois sulcos de retenção horizontal.

Em 1996, Cunningham, Benington¹⁶, avaliaram fatores que poderiam influenciar a resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética. Os espécimes foram divididos em diferentes grupos: 1) eliminação da cera por meio da aplicação de um solvente de cera e tratamento adicional com água em ebulição; 2) desgaste dos dentes artificiais cerca de 0,5 mm; 3) confecção de sulco de 2 mm de profundidade por 3 mm de largura nos dentes artificiais; 4) aplicação de um isolante a base de alginato sobre os dentes; 5) a superfície de união dos dentes foi imersa em cera liquefeita. Após a polimerização, o teste de tração foi realizado com uma velocidade de 2,5 mm/min. A análise dos resultados não revelou nenhuma diferença significativa entre os tratamentos das superfícies dos dentes, exceto para contaminação com cera.

Thean et al.⁵⁷, em 1996, compararam a resistência de união entre uma resina termopolimerizável de alto impacto (Lucitone 199) e três dentes artificiais (Bioform, Dentacryl e TNR). A superfície de cada dente artificial foi desgastada até torná-la plana. Após a polimerização, os espécimes foram armazenados em

água por 4 semanas antes dos testes. Os testes de cisalhamento foram realizados em máquina Instron sob velocidade de 0,5 mm/min. Em seguida, os espécimes foram visualmente observados para determinar o tipo de fratura. Cerca de 93% das fraturas foram do tipo coesiva no dente artificial. Os dentes Dentacryl apresentaram os maiores valores de resistência de união (15,54 MPa) quando comparados aos dentes Bioform (10,45 MPa) e TNR (8,44 MPa). Os autores concluíram que mesmo sem a preparação mecânica da superfície, os dentes avaliados apresentaram adequada resistência de união, uma vez que a maioria das falhas não ocorreram na interface de união entre dente e resina.

Büyükyilmaz, Ruyter⁵, em 1997, investigaram o efeito de diferentes temperaturas de polimerização na resistência de união entre resinas acrílicas para base protética e dentes artificiais. Para isso, foram confeccionados espécimes utilizando duas resinas autopolimerizáveis (Probase Cold e Palapress Vario) e uma termopolimerizável por banho de água quente (Probase Hot). Em seguida, os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento em máquina de testes Universal (Lloyd LRX) com velocidade de 1 mm/min. Também foi realizado teste de Peel em máquina Instron 1121 com célula de carga de 500 N e velocidade de 1 mm/min. Os sítios de fratura foram classificados, baseados no exame visual e na microscopia óptica, como adesiva ou coesiva. A resina termopolimerizável apresentou os maiores valores de resistência de união quando comparada à resina autopolimerizável. Para as resinas autopolimerizáveis a resistência de união

aumentou com o aumento das temperaturas de polimerização (particularmente em temperaturas acima de 50°C) e o tipo de fratura passou de adesiva para coesiva.

No mesmo ano, Vallittu, Ruyter⁵⁹, avaliaram a profundidade de propagação dos monômeros de duas resinas acrílicas, uma autopolimerizável (Palapress Vario) e outra termopolimerizável (SR 3/60) para o interior de dentes artificiais. Também foram verificados os efeitos de diferentes temperaturas de polimerização. Os espécimes confeccionados com a resina autopolimerizável foram polimerizados em banho de água à 30°, 50° e 70° C por 15 minutos sob uma pressão de 300 Kpa. E os confeccionados com a resina termopolimerizável foram polimerizados à 70°C por 60 minutos e por mais 30 minutos a 100° C. Em seguida, os espécimes foram desgastados e polidos com uma mistura de água e óxido de alumínio. Depois foram examinados em um microscópio óptico. Os autores mediram a espessura máxima da profundidade de propagação. Os espécimes também foram examinados em microscopia eletrônica de varredura. Esse procedimento permitiu avaliar as fases (matriz, IPN - cadeia de polímeros interpenetrantes e porção interna da partícula polimérica). De acordo com resultados obtidos, observou-se que com o aumento da temperatura de polimerização da resina autopolimerizável de 30° para 70°C, a profundidade de penetração do monômero passou de 3 µm para 21 µm. Os autores concluíram que com o aumento da temperatura de polimerização, os monômeros das resinas de base difundem-se mais efetivamente para o interior dos dentes artificiais de resina

acrílica. Esse fenômeno aumentaria a resistência de união entre o dente artificial e a resina acrílica.

Em 1998, Anusavice² relatou que as moléculas de peróxido de benzoíla entram em decomposição, formando radicais livres, com aquecimento das resinas termopolimerizáveis em temperaturas acima de 60°C. Em seguida, cada radical reage com uma molécula de monômero disponível, iniciando o crescimento da cadeia polimérica. Nesse caso, o calor é denominado o ativador da reação e, o peróxido de benzoíla, o iniciador.

A resistência de união de dentes artificiais unidos a duas resinas acrílicas de alto impacto (Lucitone 199 e SR-Ivocap Plus High Impact) após modificações na superfície de união dos dentes artificiais foi avaliada por Barpal et al.⁴, em 1998. As modificações nos dentes artificiais incluíram confecção de retenções (profundidade de 1,5 mm), remoção do glaze (através de microjateamento com óxido de alumínio por 20 segundos) e/ou aplicação de monômero (30 segundos antes da prensagem). O teste de cisalhamento, simulando forças clínicas nos incisivos superiores, foi realizado em um ângulo de 60° e velocidade de 5 mm/min. Para resina Ivocap, a melhor combinação foi obtida sem aplicação do monômero, confeccionando-se retenções, com nenhuma influência significativa do glaze. Já para resina Lucitone, os melhores resultados foram obtidos sem a remoção do glaze e sem a confecção de retenções, independente da aplicação do monômero. Os autores concluíram que a união dos dentes artificiais avaliados

com as resinas Ivocap e Lucitone pode ser influenciada por modificações na superfície de união dos dentes.

El-Sheikh, Powers²², em 1998, compararam os efeitos de diferentes tratamentos sobre a resistência de união entre dentes de porcelana e uma resina termopolimerizável. Os espécimes foram divididos de acordo com os seguintes tratamentos: com tratamento realizado na superfície de união do dentes (nenhum tratamento, aplicação de ácido fluorídrico 8%, microjateamento com óxido de alumínio, ar abrasivo com óxido de alumínio), aplicação de agente de união ou primer (sim ou não), e diferentes condições de armazenamento (em água à 37°C por 50 horas, termociclagem e envelhecimento acelerado). Os espécimes termociclados foram submetidos a 1000 ciclos à 5° e 55°C com tempo de imersão de 30 segundos em cada banho. Após o período de armazenamento, os espécimes foram submetidos ao teste mecânico de tração em uma máquina de ensaios Universal Instron com uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que houve um aumento na resistência de união entre o dente de porcelana e a resina acrílica nos espécimes que foram jateados com óxido de alumínio e quando se utilizou primer e o agente de união. Houve uma redução na resistência de união dos espécimes termociclados e que foram submetidos ao envelhecimento acelerado.

Em 1999, Cunningham, Benington¹⁸ investigaram as variáveis que poderiam afetar a união entre dentes artificiais de resina acrílica e resinas acrílicas

para base protética. Um tipo de dente artificial foi unido a quatro resinas acrílicas (Trevalon, Trevalon HI - resina de alto impacto, RR - autopolimerizável para reparo e Redilon). Os grupos foram divididos de acordo com os tipos de tratamentos da superfície do dente (desgaste, confecção de sulco, camada de alginato de sódio e contaminação com cera). Também foram avaliados os efeitos das variações do estágio de prensagem e dos ciclos de polimerização das resinas, da aplicação de monômeros e da utilização de agentes de união na superfície do dente por meio de ensaio de tração. Os resultados demonstraram que não houve diferença significativa entre os valores das condições de tratamentos da superfície de união, exceto para o grupo contaminado com cera que apresentou redução dos valores. O estágio de prensagem influenciou apenas na resistência de união das resinas Trevalon e Redilon. O ciclo de polimerização longo apresentou os melhores valores de resistência, no entanto esses valores não foram estatisticamente significantes. A aplicação de monômero aumentou a resistência de união das resinas Trevalon e Trevalon HI e não influenciou a resistência de resina RR. Os agentes de união utilizados neste estudo melhoraram a resistência de união das resinas Trevalon e Redilon. Os autores concluíram que para se obter uma adequada união entre dentes artificiais e resinas acrílicas a eliminação da cera e uso de um agente de união são passos importantes a serem realizados.

Em 1999, Gale, Darvell²⁵ se propuseram a avaliar e padronizar as alterações de temperatura utilizadas comumente em experimentos que utilizam testes de resistência de união a fim de permitir a comparação entre estes

experimentos. Foi realizada uma avaliação dos estudos que descreviam alterações de temperatura dos dentes *in vivo* e em seguida uma análise de 130 estudos laboratoriais com termociclagem. Através deste levantamento, concluiu-se que as temperaturas utilizadas nos estudos eram extremamente variáveis, os efeitos da termociclagem eram contraditórios, tornando mais difícil a comparação entre esses estudos. Nenhuma evidência do número de ciclos a serem realizados foi encontrada.

A resistência de união entre dente artificial e resina acrílica após diferentes tratamentos realizados na superfície de união de dentes artificiais foi avaliada por Papazoglou, Vasilas⁴⁵ em 1999. Para isso, incisivos centrais e caninos de resina acrílica (Myerson Special) foram fixados em cilindros de resina acrílica autopolimerizável. Foram realizados os seguintes tratamentos na superfície do dente artificial: A) aplicação de monômero de metil metacrilato (MMA) por 3 minutos – resina autopolimerizável; B) aplicação de monômero de viniletil de metacrilato (VEMA) - resina autopolimerizável; C) aplicação de MMA por 3 minutos seguidos da aplicação de duas camadas de agente de união – resina composta; D) aplicação de MMA por 3 minutos – resina fluída; E) aplicação de VEMA por 3 minutos, agente de união – resina composta; F) aplicação de MMA por 3 minutos, inserção de compósito – resina composta; G) inserção de duas camadas de resina fluída. Os espécimes foram armazenados a 37°C por 7 dias e submetidos a termociclagem por 1000 ciclos/min e temperatura variando de 5° a 55°C. Foi realizado ensaio mecânico de cisalhamento em máquina Universal

(Instron) com velocidade de 1,5 mm/min. Através da análise dos resultados, observou-se que a aplicação de monômero MMA aumentou significativamente a adesão com a resina composta quando comparado ao VEMA ou quando nenhum monômero foi aplicado. E que a resistência dos dentes artificiais quando unidos à resina composta foi similar à resina autopolimerizável.

Em 2000, Chai et al.⁹ avaliaram a resistência de união entre dentes artificiais e resina para base protética após o efeito da termociclagem. Utilizaram dois tipos de dentes artificiais de resina acrílica, sendo um convencional e outro confeccionado com resina acrílica com agente de ligação cruzada e uma resina da marca Palapress Vario. Os espécimes foram confeccionados e divididos em grupos de acordo com o tratamento realizado: aplicação de solvente, preparo de uma retenção ou sem nenhuma modificação na superfície de união dos dentes. Em seguida, foram armazenados em água destilada por 10 dias. Metade dos espécimes foi submetida a 10.000 ciclos a 40° e 60°C sendo um ciclo/minuto. O teste de compressão foi realizado em máquina de teste com velocidade de 1 mm/min. De acordo com resultados, não foram observadas diferenças significantes na resistência de união entre os dois tipos de dentes e a resina acrílica. O tratamento com solvente melhorou a resistência de união quando comparada aos dentes não tratados e aos que receberam as retenções. A termociclagem diminuiu significativamente a resistência de união dos dentes e resina acrílica para base protética.

Cunningham¹⁴, em 2000, avaliou a resistência de união entre dente artificial e resinas acrílicas para base protética após a aplicação de agentes de união (Vitacoll e um agente de união experimental). Foram utilizados dentes anteriores superiores (modelo T20 Cosmopolitan), uma resina termopolimerizável por banho de água quente (Trevalon) e uma fotopolimerizável (Triad). Para resina Trevalon foram estabelecidos três grupos: sem agente de união; uso de agente Vitacoll e uso de agente de união experimental. Para resina Triad também se estabeleceu três grupos: utilização do próprio adesivo da resina (Triad bonding agent); utilização do agente Vitacoll e uso de agente de união experimental. O teste de cisalhamento foi realizado com velocidade de 2,5 mm/min. Os resultados obtidos mostraram que a união da resina termopolimerizável foi significativamente reforçada quando se utilizou o agente de união experimental e que não houve diferença significativa entre os grupos controle e o grupo no qual se utilizou o Vitacoll. Para resina fotopolimerizável, a utilização do agente de união Vitacoll implicou em maior resistência quando comparado ao adesivo recomendado pelo fabricante da resina. Concluiu-se que a resistência de união entre dente artificial e resina acrílica pode ser consideravelmente aumentada com a utilização de agente de união.

Ainda em 2000, Takahashi et al.⁵⁶ avaliaram a resistência de união entre dente artificial e resina acrílica para base protética. Para isso utilizaram dois tipos de dentes artificiais (convencional e com agente de ligação cruzada) e três tipos de resinas acrílicas (uma termopolimerizável por banho de água, uma polimerizada

por meio de energia de microondas e uma resina acrílica autopolimerizável). Também foram avaliadas a aplicação de um solvente (diclorometano) e a realização de retenções sobre a resistência de união. Após a polimerização, os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 10 dias. Um ensaio mecânico de compressão foi realizado em uma máquina de teste (TCM-200) com velocidade de 1 mm/min. Os resultados mostraram que a resistência de união para os dentes convencionais apresentou-se significativamente maior quando comparados aos dentes com agente de ligação cruzada. A resina termopolimerizável apresentou maiores valores de resistência de união do que a polimerizada por meio de energia de microondas, que por sua vez foi maior que a resina autopolimerizável. A aplicação do solvente resultou em maior resistência de união do que a realização de retenções.

Em 2002, Yanikoglu et al.⁶⁰ investigaram a resistência de união entre dentes artificiais e uma resina acrílica autopolimerizável e uma resina composta. Os dentes artificiais foram divididos em diferentes grupos de acordo com os tratamentos realizados nas superfícies dos dentes e resina acrílica utilizada: 1) aplicação de monômero por 3 minutos - resina autopolimerizável; 2) aplicação de monômero por 3 minutos - duas camadas de agentes de união - resina composta; 3) condicionamento ácido por 1 minuto - aplicação de monômero por 3 minutos - duas camadas de agentes de união - resina composta; 4) aplicação de monômero por 3 minutos - resina autopolimerizável – inserção de dois incrementos de resina composta; 5) duas camadas de agentes de união - resina autopolimerizável -

inserção de dois incrementos de resina composta. Os espécimes foram armazenados por 7 dias à 37°C e termociclados por 500 ciclos à 5° e 55°C permanecendo por um minuto em cada temperatura. A força de cisalhamento foi aplicada paralelamente à interface de união entre dente e resina, utilizando uma máquina de ensaios mecânicos (Housfield) com velocidade de 1,5 mm/min. Segundo os resultados deste estudo, os maiores valores de resistência de união foram observados no grupo 1. Os grupos 2, 3 e 5 apresentaram valores médios de resistência de união maiores que o grupo 4. Concluiu-se que os espécimes confeccionados com a resina autopolimerizável e que receberam a aplicação de monômero apresentaram os maiores valores de resistência de união. E que um aumento na resistência entre dente artificial e resina composta pode ser alcançado com a utilização de agentes de união

Em 2002, Amin¹ avaliou e comparou a resistência de união entre dentes artificiais de resina acrílica e bases protéticas de resinas acrílicas termopolimerizável por banho de água e autopolimerizável após o armazenamento em água e termociclagem (5° e 55°C) em intervalos semanais por períodos de três meses, seis meses e um ano. Os espécimes foram armazenados em água deionizada a 37°C e termociclados em intervalos semanais por 1 hora. Os testes de tração foram realizados em máquina de teste MTS 810 com célula de carga de 10 kN e velocidade de 0,25 mm/min. A resistência de união entre os dentes artificiais e a resina termopolimerizável foi significativamente maior do que a união para os mesmos dentes quando associados à resina autopolimerizável. A termociclagem

reduziu significativamente a resistência de união entre os dentes artificiais e as resinas acrílicas utilizadas.

Ainda em 2002, Schneider et al.⁵¹ compararam a resistência de união entre uma resina acrílica termopolimerizável por banho de água quente (Lucitone 199) e uma polimerizada por energia de microondas (Acron MC) com quatro tipos de dentes artificiais de resina acrílica. Dez espécimes de cada tipo de dente foram confeccionados de acordo com a especificação nº15 da ADA. Em seguida, os espécimes foram termociclados entre 5° e 55°C por 24 horas por aproximadamente 1000 ciclos. Os testes de tração foram realizados em máquina de teste Universal com célula de carga de 10 kN e velocidade de 0,05 cm/min. Após a fratura, os espécimes foram observados em microscópio de varredura. Observou-se que os maiores valores de resistência de união foram obtidos com a resina termopolimerizada por banho de água quente. E que nos espécimes termopolimerizados observou apenas falhas coesivas, enquanto que os espécimes polimerizados por microondas apresentaram falhas adesivas.

Zuckerman⁶¹, em 2003, avaliou se a união entre dente artificial e resina acrílica era mais resistente que os próprios materiais que o compõem. O estudo estabeleceu dois grupos experimentais. No grupo controle, os dentes não sofreram qualquer alteração. No outro grupo experimental, a interface de união dos dentes e o cingulo foram recontornados com uma roda abrasiva, formando uma retenção. Durante a inserção das amostras na máquina de teste, os dentes foram inclinados

em 140° para simular a direção das forças nos dentes superiores durante a função. Os resultados mostraram que os dentes sem modificações não exibiram nenhuma tendência de união com a base protética de resina acrílica. O autor concluiu que a retenção realizada nos dentes artificiais produz uma união mecânica

Kim et al.³⁶, em 2003, avaliaram os efeitos de procedimentos laboratoriais e da termociclagem sobre a resistência de união entre uma resina unida ao metal e aos dentes artificiais. Os grupos termociclados foram submetidos a 5000 ciclos a 5° a 55°C. Os testes de cisalhamento foram realizados em máquina de teste universal (Zwick 1120) com velocidade de 1mm/min. Após o teste mecânico, as falhas foram avaliadas e classificadas em adesivas, coesivas ou mistas. Os autores observaram que os procedimentos laboratoriais avaliados e a termociclagem reduziram significativamente a resistência de união entre o metal-resina e entre o dente-resina.

Em 2004, Fajardo et al.²³ avaliaram a resistência à adesão entre dentes artificiais de resina acrílica e três resinas acrílicas (Clássico, QC-20 e Onda-Cryl) polimerizadas em quatro diferentes ciclos de polimerização. Os ciclos de polimerização utilizados foram: 3 e 9 horas (Clássico); 3, 9 e 20 minutos (QC-20) e 3 minutos a 320W, pausa de 4 minutos e mais 3 minutos a 720W (Clássico, QC-20 e Onda-Cryl). Os espécimes foram armazenados em água destilada por 7 dias e submetidos a testes de resistência à tração com velocidade de 6 mm/min. Os resultados mostraram que a resina Clássico no ciclo de 9 horas apresentou os

maiores valores de resistência, enquanto que no ciclo de 3 horas, a mesma resina apresentou os menores valores. A resina QC-20 apresentou pior desempenho quando submetida ao ciclo de 20 minutos. E a resina Onda-Cryl teve desempenho semelhante aos das resinas Clássico e QC-20, quando essas não foram polimerizadas por energia de microondas.

Recentemente (2006), Patil et al.⁴⁶ realizaram uma revisão de literatura dos artigos publicados nas últimas cinco décadas a respeito da união entre dentes artificiais de resina acrílica e resinas acrílicas para base protética. Os artigos foram divididos em diferentes grupos de acordo com os efeitos sobre a resistência de união estudados. Foram avaliados os seguintes efeitos: (1) da presença de impurezas na interface dente-resina; (2) de diferentes tipos de resinas para base protética e o métodos de polimerização; (3) de diferentes tipos de dentes artificiais; (4) da temperatura de polimerização (5) de modificações e/ou aplicação de agentes de união na superfície de união do dente artificial. De acordo com os artigos analisados, concluiu-se que a contaminação com cera parece ser a causa principal de falhas de união entre os dentes e resinas para base protética. Na maioria dos estudos, as resinas acrílicas termopolimerizáveis por banho de água quente proporcionaram uma maior resistência de união quando comparadas com as resinas acrílicas polimerizadas em microondas, fotopolimerizáveis e autopolimerizáveis. Dentes artificiais convencionais apresentaram maior resistência de união quando comparados aos dentes confeccionados com resina acrílica com agente de ligação cruzada. O aumento da temperatura de

polimerização proporciona uma maior resistência de união. E que modificações e/ou aplicação de agentes de união na superfície do dente artificial demonstraram um aumento nos valores da resistência de união entre dente-resina.

Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união entre três marcas comerciais de dentes artificiais e quatro de resinas acrílicas para base protética e o efeito da termociclagem.

Material e método

1 Material

Os materiais, instrumentos e os equipamentos utilizados neste estudo encontram-se nos Quadros 1,2 e 3 respectivamente.

Quadro 1 - Materiais e respectivos nomes comerciais e fabricantes

MATERIAL	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Adesivo	Versyo.bond	Heraeus kulzer South America Ltda – São Paulo-SP
Adesivo instantâneo	Super Bonder	Henkel Ltda – Itapevi – SP
Dente artificial de resina acrílica	Biotone/Modelo 30M	Dentsply Ind. E Com. Ltda – Petrópolis – RJ
Dente artificial de resina acrílica	Ivoclar/Modelo D88	Ivoclar Vivadent Ltda São Paulo-SP
Dente artificial de resina acrílica	Trilux/Modelo M5	RuthiBras Imp. Exp. E Com. De Odontológicos Ltda
Gesso pedra tipo III	Herodent	Vigodent S.A. Ind. Com. - Rio de Janeiro - RJ
Isolante para resinas acrílicas	Cel-Lac	SSWhite – Rio de Janeiro – RJ
Lixas d'água para acabamento	Norton T223	Comercial e Técnica de Abrasivos Ltda – Campinas – SP
Papel celofane	-	-
Resina acrílica autopolimerizável	Jet	Artigos Odontológicos Clássico Ltda– São Paulo – SP
Resina acrílica fotopolimerizável	Versyo.com	Heraeus kulzer South America Ltda – São Paulo-SP
Resina acrílica para microondas	Acron MC	GC Lab Technologies Inc – IL- EUA
Resina acrílica termopolimerizável	Lucitone 550	Dentsply Ind. e Com. Ltda – Petrópolis – RJ
Resina acrílica termopolimerizável	QC 20	Dentsply Ind. e Com. Ltda – Petrópolis – RJ
Silicone por condensação	Zetalabor	Zhermack S.A. – Rovigo – Itália
Vaselina sólida	Vaselina sólida (farmacêutica)	Labsynth Produtos para Laboratório Ltda – Diadema - SP

Quadro 2 - Instrumentos e respectivos nomes comerciais e fabricantes

INSTRUMENTO	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Cuba para espatulação mecânica	Polidental	Polidental Ind. E Com. Ltda – São Paulo – SP
Espátula de aço nº 36	Duflex	SSWhite – Rio de Janeiro -RJ
Espátula para gesso	Jon	Jon – São Paulo - SP
Mufla metálica nº 6	DCL nº 6	OGP Produtos Odontológicos Ltda São Paulo -SP
Mufla plástica para microondas	Onda-Cryl – BMF-2	Artigos Odontológicos Clássico Ltda – São Paulo – SP
Pipeta de 5mL	Pipeta Laborglas 5 mL	Laborglas Indústria e Comércio de Materiais para Laboratório Ltda – São Paulo – SP
Pincel	Pincel Tigre	Tigre S.A. Tubos e Conexões – Joinville
Ponta diamantada nº 6	Ponta diamantada Labordental	Labordental – São Paulo - SP
Pote de vidro com tampa para resina acrílica	Pote de vidro Jon	Jon – São Paulo - SP

Quadro 3 - Equipamentos e respectivos nomes comerciais e fabricantes

EQUIPAMENTO	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Aparelho fotopolimerizador	Heralight Pre Heraus kulzer	Heraeus kulzer South America Ltda – São Paulo-SP
Aparelho fotopolimerizador	Unixs Kulzer	Heraeus kulzer South America Ltda – São Paulo-SP
Balança eletrônica	Gehaka BG-400	Ind.e Com. Eletro-Eletrônica Gehaka Ltda – São Paulo – SP
Embutidora Arotec PRE-30S	Arotec	Arotec S/A Indústria e Comércio Cotia-SP
Espatulador mecânico	Polidental	Polidental Ind. E Com. Ltda. – São Paulo-SP
Estufa de cultura	Estufa Orion 502	Fanem Ltda – São Paulo – SP
Forno de microondas	Continental AW-30	Bosh Eletrodomésticos – Manaus - AM
Injetora pneumática	Versyo.jet	Heraeus kulzer South America Ltda – São Paulo-SP
Máquina politriz	Aropol 2V	Arotec S/A Indústria e Comércio - Cotia - SP
Máquina de ensaios mecânicos	EMIC – modelo DL 3000	EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaios Ltda – Curitiba – SP
Máquina de simulação de ciclos térmicos	Modelo MSCT-3	São Carlos, Brasil
Peça de mão	Modelo PN 332510	Heraeus kulzer South America Ltda – São Paulo-SP
Prensa hidráulica	Delta	Delta Máquinas Especiais – Vinhedo – SP
Termopolimerizadora automática	Termopolimerizadora Solab	Solab Equipamentos para laboratórios Ltda -Piracicaba-SP

2 Método

Para avaliar o efeito da termociclagem sobre a resistência de união entre dentes artificiais de resina acrílica e resinas acrílicas para base protética foram utilizadas três marcas de dentes artificiais de resina acrílica (Biotone, Trilux e Ivoclar), duas resinas acrílicas para base protética termopolimerizáveis por banho de água quente (QC-20 e Lucitone 550), uma resina acrílica polimerizada por meio da energia de microondas (Acron-MC) e uma fotopolimerizável (Versyo.com). Vinte espécimes foram confeccionados para cada combinação de dente artificial e resina acrílica e divididos em 2 grupos nas seguintes condições experimentais: sem a ação da termociclagem (grupo controle) e com a ação da termociclagem, como mostra a Tabela 1.

Tabela 1 - Grupos experimentais deste estudo

<i>Grupos</i>	
Com termociclagem	Sem termociclagem
Acron – MC/Biotone	Acron – MC/Biotone
Acron – MC/Trilux	Acron – MC/Trilux
Acron – MC/Ivoclar	Acron – MC/Ivoclar
Lucitone 550/Biotone	Lucitone 550/Biotone
Lucitone 550/Trilux	Lucitone 550/Trilux
Lucitone 550/Ivoclar	Lucitone 550/Ivoclar
QC – 20/Biotone	QC – 20/Biotone
QC – 20/Trilux	QC – 20/Trilux
QC – 20/Ivoclar	QC – 20/Ivoclar
Versyo.com/Biotone	Versyo.com/Biotone
Versyo.com/Trilux	Versyo.com/Trilux
Versyo.com/Ivoclar	Versyo.com/Ivoclar

2.1 Obtenção dos espécimes

Cada espécime correspondia a um dente artificial embutido no polímero da resina acrílica autopolimerizável (Jet) e a uma resina acrílica posicionada perpendicularmente a esse dente (Figura 1). Para isso, foram realizadas duas etapas laboratoriais:

2.1.1 Embutimento do dente artificial de resina acrílica.

2.1.2 Processamento da resina acrílica para base protética.

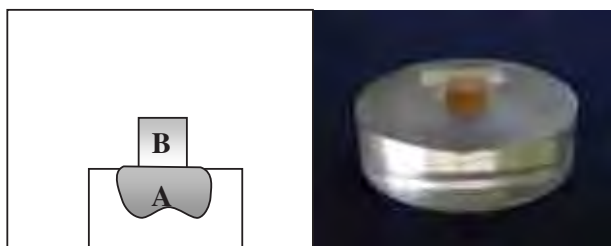


FIGURA 1 - Espécime. A) Dente artificial embutido no polímero da resina acrílica autopolimerizável; B) Resina acrílica após o seu processamento posicionada perpendicularmente ao dente artificial.

2.1.1 Embutimento do dente artificial

Foram utilizados os molares superiores das três marcas de dentes artificiais de resina acrílica (Biotone/Modelo 30M, Trilux/Modelo M5 e Ivoclar/Modelo D88). Previamente, a superfície cervical do dente artificial foi lixada em uma máquina politriz com lixas d'água para acabamento de diferentes granulações (320, 400 e 600) até atingir-se uma superfície plana (Figura 2). Em seguida, cada

dente foi embutido no polímero da resina acrílica autopolimerizável (Jet) com auxílio de uma embutidora (Figura 3).



FIGURA 2 - Dente artificial após o lixamento na politriz.



FIGURA 3 - Embutidora Arotex PRE-30M.

A seqüência laboratorial para o embutimento do dente artificial encontra-se descrita na Figura 4.

Após o embutimento, toda superfície do dente artificial foi novamente lixada em uma máquina politriz com lixas d'água de diferentes granulações (400, 600 e 1200) para acabamento final.

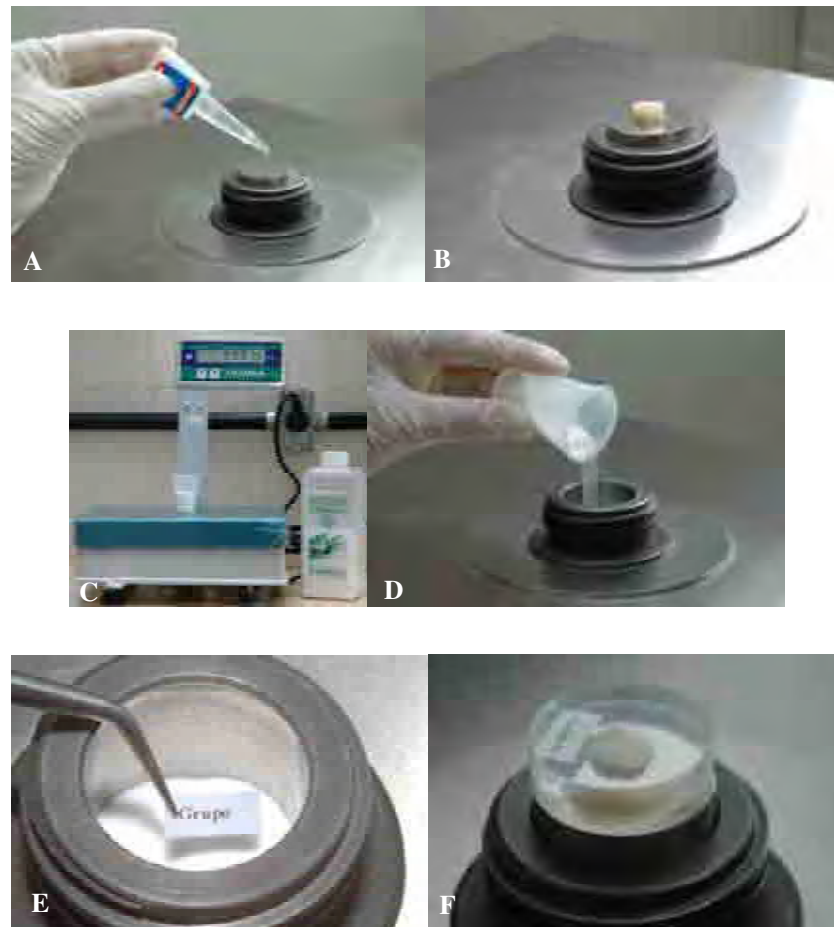


FIGURA 4 - Embutimento do dente artificial: A) Aplicação de uma gota de adesivo instantâneo na porção central da base onde será fixado o dente; B) Fixação da superfície lixada do dente artificial na superfície do cilindro metálico da embutidora; C) Pesagem do polímero da resina autopolimerizável (7,0 g.); D) Inserção do polímero; E) e da etiqueta de identificação do grupo dentro do cilindro metálico da embutidora; fechar hermeticamente a abertura da embutidora e aguardar 14 minutos sob pressão de 140 Kgf/cm^2 (7 minutos em alta temperatura e mais 7 minutos para o resfriamento do espécime) e F) Dente artificial embutido dentro do polímero.

2.1.2 Processamento das resinas acrílicas para base protética polimerizadas em banho de água quente ou por energia de microondas

O processamento das resinas acrílicas para base protética polimerizadas em banho de água quente ou por energia de microondas seguiu os passos abaixo:

2.1.2.1 Confeção do molde de silicone

2.1.2.2 Inclusão

2.1.2.3 Abertura da mufla, isolamento do gesso e remoção do silicone

2.1.2.4 Prensagem

2.1.2.5 Polimerização

2.1.2.6 Desinclusão

2.1.2.1 Confeção de molde de silicone

Após o acabamento final dos dentes artificiais embutidos, as resinas acrílicas para base protética foram processadas sobre a superfície de união do dente artificial embutido. Para isso, foi confeccionado previamente, para cada dente artificial embutido, um molde de silicone a partir de uma matriz metálica com diâmetro de 30 mm e altura de 2,5 mm, apresentando no seu interior uma réplica em metal do volume da resina acrílica que será processada. Essa réplica estava localizada centralmente e apresentava diâmetro de 5,0 mm na sua base e altura de 2,5 mm (Figura 5)⁵.

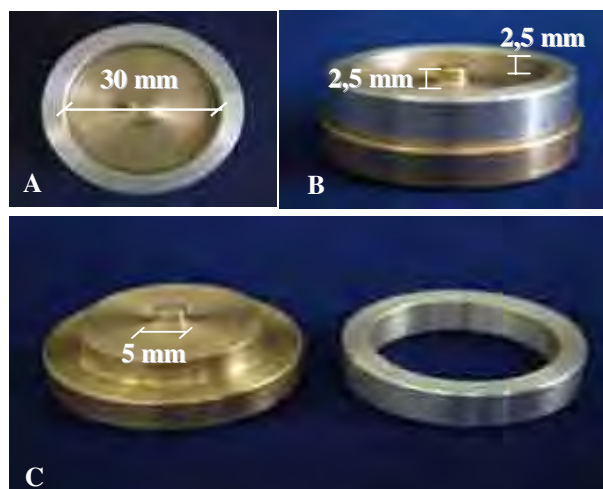


FIGURA 5 - Matriz metálica. A) Diâmetro do futuro molde de silicone; B) Altura do cilindro em metal, compatível com a altura do anel da matriz e C) Diâmetro do cilindro em metal que é a réplica da resina acrílica que será processada sobre o dente artificial embutido e anel da matriz separado de sua base.

O molde de silicone foi obtido através da condensação manual desse material no interior da matriz metálica (Figura 6).



FIGURA 6 - Obtenção do molde de silicone: A) Condensação do silicone no interior da matriz metálica; e B) Silicone já condensado.

Após a sua obtenção, o molde de silicone foi fixado com adesivo instantâneo na interface do polímero no qual se encontra o dente artificial (Figura 7). Como polímero possuía um diâmetro compatível com o diâmetro do molde de silicone, a centralização do orifício (molde da réplica da resina acrílica) coincidiu com a superfície do dente artificial.

Em seguida, o orifício do molde de silicone foi preenchido com silicone para inclusão através da condensação manual desse material no interior do orifício para impedir que o gesso penetrasse no seu interior no momento da inclusão (Figura 8).



FIGURA 7 - Molde de silicone fixado, evidenciando a centralização do orifício sobre o dente artificial.



FIGURA 8 - Orifício do molde de silicone preenchido.

2.1.2.2 Inclusão

O conjunto molde de silicone/dente artificial embutido foi incluído em mufla específica para cada método de polimerização, em três camadas, utilizando-se gesso pedra tipo III espatulado mecanicamente e respeitando-se as devidas proporções água/pó (30 mL/100 g).

A mufla utilizada para polimerização em microondas, é especial, de plástico, reforçada com fibra de vidro o que possibilita a passagem de ondas eletromagnéticas no seu interior^{37,50}. Somente os parafusos desta mufla são metálicos e os mesmos não interferem na polimerização da resina acrílica⁴².

A mufla metálica DCL nº6, utilizada para polimerização em banho de água quente, não permite a polimerização por microondas, pois reflete as ondas eletromagnéticas produzidas pelo gerador do forno de microondas (magnetron), impossibilitando o aquecimento e polimerização da resina acrílica no interior da mufla^{37,42}.

2.1.2.3 Abertura da mufla, isolamento do gesso e remoção do silicone

Após a presa do gesso de inclusão, procedeu-se a abertura da mufla para que se realizasse o isolamento do gesso com isolante para resinas acrílicas Cel-Lac. Previamente à condensação e prensagem da resina acrílica, o silicone no interior do orifício do molde de silicone foi totalmente removido com auxílio de uma sonda exploradora (Figura 9).



FIGURA 9 - Remoção do silicone no interior do orifício do molde de silicone.

2.1.2.4 Prensagem

Em seguida, a proporção pó/líquido das resinas acrílicas foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante, conforme descrito na Tabela 2, sendo que os polímeros das resinas acrílicas foram pesados em uma balança de precisão eletrônica e o líquido mensurado com o auxílio de uma pipeta. A resina foi manipulada em um pote de vidro com tampa e após atingir a fase plástica foi condensada no interior do orifício do molde de silicone (Figura 10).



FIGURA 10 - Condensação da resina acrílica.

A prensagem das resinas acrílicas foi realizada em duas etapas utilizando-se uma prensa hidráulica (Figura 11). Inicialmente, realizou-se uma prensagem de prova, utilizando-se como isolante uma folha de papel celofane umedecida posicionada sobre a resina⁴⁷. Esta prensagem foi realizada com carga lenta e gradual até atingir-se uma carga de 0,5 tonelada, o que permitiu uma acomodação inicial da resina acrílica. Em seguida, a mufla foi aberta, o papel celofane removido e os excessos de resina eliminados. A mufla foi novamente fechada e levada à prensa aplicando-se cargas de 0,5, 0,75 e 1,25 toneladas sobre a mufla metálica, enquanto para a mufla de microondas foram exercidos valores de 0,5, 0,8 e 1 tonelada de acordo com as recomendações do fabricante para evitar deformações neste tipo de mufla. A mufla foi, então, mantida sob a prensa por cerca de 30 minutos⁴⁷. Posteriormente, a mufla foi fechada com auxílio de parafusos próprios e levada para a polimerização.

2.1.2.5 Polimerização

As resinas acrílicas foram polimerizadas de acordo com os ciclos recomendados pelos respectivos fabricantes (Tabela 2).

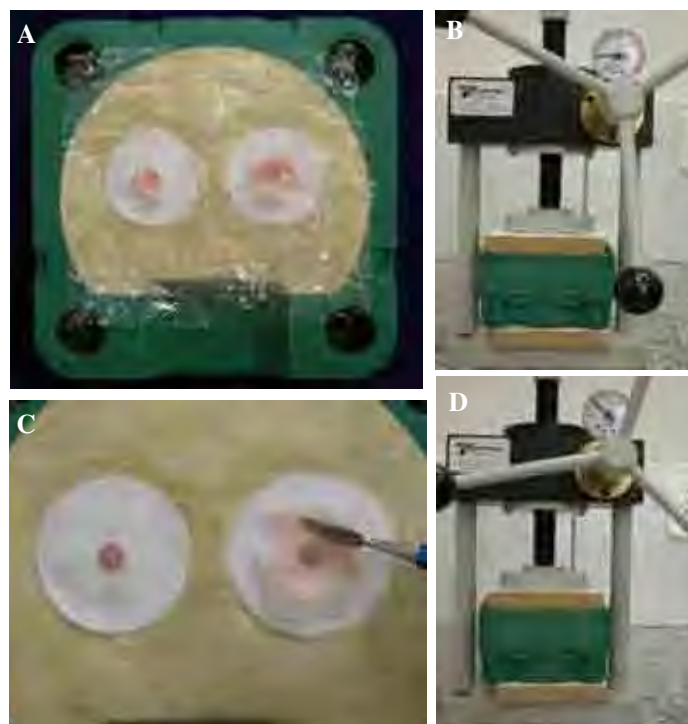


FIGURA 11 - Prensagem da resina acrílica: A) Papel celofane úmido sobre a resina a ser prensada; B) Prensagem de prova; C) Recorte dos excessos e D) Prensagem final.

Tabela 2 - Resinas acrílicas para base protética com suas respectivas proporções pó/líquido e ciclos de polimerização

Resina acrílica	Proporção pó/líquido	Ciclo de polimerização*
Acron MC	1,05 g/ 0,5 mL	3 min a 500W
Lucitone 550	1,05 g/ 0,5 mL	90 min a 73°C e 100°C por 30 min
QC-20	1,15 g/ 0,5 mL	20 min a 100°C
Versyo.com	-	Pré-polimerização por 10 segundos e polimerização final por 4.5 min

* Ciclos de polimerização recomendados pelos fabricantes.

Para a polimerização da resina polimerizada por meio de energia de microondas, utilizou-se um forno de microondas caseiro da marca Continental, modelo AW-30. E para as resinas polimerizadas em banho de água quente utilizou-se uma termopolimerizadora automática com controle de tempo e temperatura da marca Solab.

2.1.2.6 Desinclusão

Após a polimerização, as muflas foram resfriadas sobre bancada por uma noite e, então, os espécimes foram desincluídos e o molde de silicone foi removido (Figura 12). Em seguida, os espécimes foram mantidos em estufa à 37°C imersos em água destilada por 50 ± 2 horas²².



FIGURA 12 - Desinclusão dos espécimes: A) Desinclusão do gesso; B) Remoção do silicone e C) Espécime após desinclusão.

2.1.3 Processamento da resina acrílica para base protética polimerizada por luz

Para confecção dos espécimes que foram fotopolimerizados, primeiramente foi realizada uma asperização na superfície cervical do dente embutido utilizando-se uma ponta diamantada nº 6 por 30 segundos a 18.000 rpm de acordo com as recomendações do fabricante (Figura 13).



FIGURA 13 - Asperização da superfície cervical do dente embutido.

Em seguida, o molde de silicone foi fixado com adesivo instantâneo sobre a superfície do dente embutido, como descrito anteriormente. Após fixação, foi aplicado um adesivo indicado pelo fabricante (Versyo.bond) no interior do orifício do molde e aguardado cerca de 1 minuto (Figura 14). Após este período, o adesivo foi fotopolimerizado por 30 segundos em um aparelho fotopolimerizador da marca Heralight Pre Heraus kulzer (Figura 15).

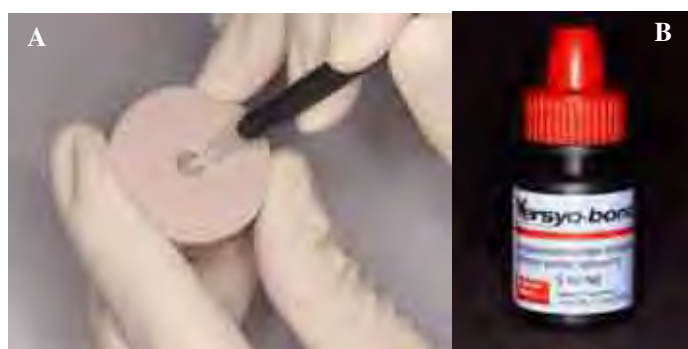


FIGURA 14 - A) Adesivo sendo aplicado no interior do orifício do molde; B) Adesivo recomendado pelo fabricante (Versyo.bond).



FIGURA 15 - Adesivo sendo fotopolimerizado por 30 segundos.

Posteriormente, a resina acrílica Versyo.com foi injetada no interior do orifício do molde de silicone por meio de uma injetora pneumática com pressão de aproximadamente de 2 bars (Figura 16).

Após a injeção da resina acrílica, a mesma foi pré-fotopolimerizada (Heralight Pre Heraus kulzer) por 10 segundos e em seguida, colocados no interior de um aparelho fotopolimerizador (Unixs Kulzer) por 4 minutos e 30 segundos para polimerização final (Figura 17 A-B-C). Em seguida, os espécimes foram mantidos em estufa à 37°C imersos em água destilada por 50 ± 2 horas²².

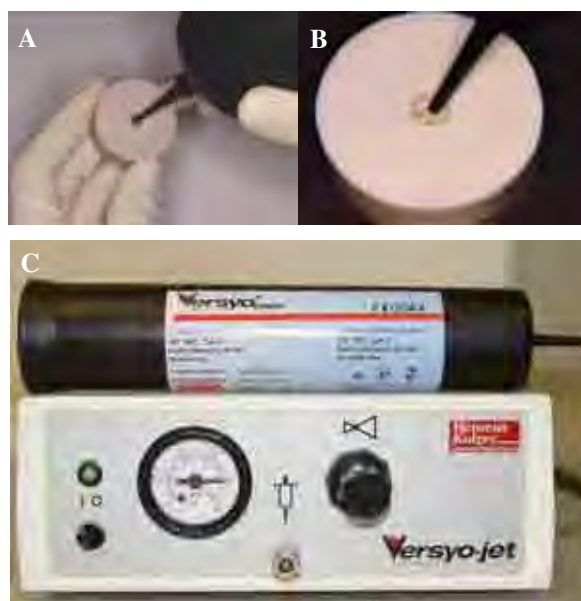


FIGURA 16 - A) e B) Resina acrílica Versyo.com sendo injetada no interior do orifício do molde de silicone por meio de uma injetora pneumática; C) Injetora pneumática (Versyo.jet).



FIGURA 17 - A) Pré-fotopolimerização (Heralight Pre Heraus kulzer); B) Polimerização final no aparelho fotopolimerizador (Unixs Kulzer) por 4 minutos e 30 segundos.

2.2 Termociclagem

Após terem sido mantidos em estufa à 37°C imersos em água destilada por 50 ± 2 horas, todos os espécimes pertencentes aos grupos sem termociclagem foram submetidos ao ensaio de cisalhamento. Enquanto os espécimes dos grupos com termociclagem foram para máquina de simulação de ciclos térmicos – modelo MSCT – 3, para realização de 5000 ciclos^{36,38}, com temperatura variando entre 4° e 60°C^{9,44} e tempo de imersão de 30 segundos em cada banho^{11,22}. Após a termociclagem, os espécimes destes grupos foram submetidos ao ensaio de cisalhamento.

2.3 Ensaio mecânico de cisalhamento

Todos os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento em uma máquina de ensaios mecânicos EMIC, modelo DL 3000 com célula de carga de

2KN. Uma matriz metálica (Figura 18A) foi confeccionada para posicionar o espécime perpendicularmente à força empregada na junção dente artificial - resina acrílica para base protética. Essa força foi aplicada por meio de um cinzel a uma velocidade de 1mm/min^{3,5,9,10,35,36,56}, até que ocorresse a fratura da resina acrílica para base protética (Figura 18B).



FIGURA 18 - A) Espécime fixo à matriz metálica e com o cinzel paralelo ao polímero de embutimento; e B) Fratura do espécime.

2.4 Planejamento experimental

Neste estudo, foi avaliada a variável resistência de união (em MPa) entre dente artificial e resina acrílica para base protética e estabelecidos três fatores de variação (dente artificial, resina acrílica e ação da termociclagem). O fator dente

artificial foi avaliado em três níveis de acordo com a marca comercial testada, Biotone, Trilux e Ivoclar, o fator resina acrílica em quatro níveis: Acron MC, Lucitone 550, QC-20 e Versyo.com e o terceiro fator, ação da termociclagem, em dois níveis, representando as possibilidades ‘sim’ e ‘não’. Definiu-se que dez repetições para cada condição experimental seriam suficientes para a análise da resistência de união, totalizando 240 espécimes. Buscou-se, portanto, uma comparação entre o efeito desses diferentes níveis sobre a resistência de união, bem como das suas possíveis interações.

A variável estudada apresentou aderência à distribuição normal, bem como homogeneidade de variâncias. Assim, foi testada por meio de análise de variância a três fatores (ANOVA 3-way), seguida pelo teste de Bonferroni para comparações múltiplas. Em todos os testes foi adotado o nível de 5% de significância.

Resultado

Nas Tabelas A1 e A2, dos Anexos 1 e 2, são dados os valores de resistência de união, em MPa, dos espécimes pertencentes aos grupos controle e dos espécimes que foram submetidos à ação da termociclagem, respectivamente.

Os valores médios e respectivos desvios padrão para a resistência de união, em MPa, de acordo com cada fator de variação, encontram-se na Tabela 3. Os valores de “n” na Tabela 3 representam o número de espécimes confeccionados para cada nível de variação, dentro de cada um dos fatores de variação estudados (dente artificial, resina acrílica e ação da termociclagem).

Tabela 3 - Valores médios e desvios padrão, em MPa, para a resistência de união, de acordo com cada fator estudado

Dente artificial (n=60)		Resina acrílica (n=80)		Termociclagem (n=120)	
Biotone	8,34 ($\pm 3,98$)	Acron MC	6,36 ($\pm 2,81$)	Sim	7,34 ($\pm 3,45$)
Trilux	6,81 ($\pm 3,24$)	Lucitone 550	9,77 ($\pm 3,96$)	Não	7,95 ($\pm 4,11$)
Ivoclar	7,78 ($\pm 4,02$)	QC-20	5,08 ($\pm 2,31$)		
		Versyo.com	9,35 ($\pm 3,69$)		

Para avaliar o efeito dos três fatores de variação estudados: dente artificial, resina acrílica e ação da termociclagem e suas interações sobre a resistência de

união foi utilizado o procedimento estatístico da análise de variância a três fatores.

Na Tabela 4 pode ser observado o sumário da análise de variância.

Quanto à análise de variância da Tabela 4 observa-se que a ação da termociclagem não influenciou significativamente ($P>0,05$), de uma forma geral, sobre os valores da resistência de união. Os demais fatores de variação estudados, resina acrílica e dente artificial exerceram alguma influência sobre os resultados do ensaio ($P<0,05$). Por fim, todas as possíveis interações entre os fatores de variação foram significantes, sendo que a identificação dessas interações, de acordo com a associação entre os níveis de dois ou mais fatores de variação torna a análise mais complexa e demanda um estudo específico que será detalhado a seguir.

Tabela 4 - Sumário da análise de variância para avaliação dos efeitos de dente artificial, resina acrílica, termociclagem e suas interações sobre a resistência de união

Efeito	SQ	gl	QM	F	P
Termociclagem	24,693	1	24,693	3,481	0,063 (ns)
Resina acrílica	1032,645	3	344,215	48,526	<0,001*
Dente artificial	105,652	2	52,826	7,447	0,001*
Termociclagem *Resina	147,264	3	49,088	6,920	<0,001*
Termociclagem*Dente	136,412	2	68,206	9,615	<0,001*
Resina*Dente	342,413	6	57,069	8,045	<0,001*
Termociclagem*Resina*Dente	309,135	6	51,522	7,263	<0,001*
Resíduo	1702,423	240	7,093		
Total	3800,636	263			

(ns) diferença não significante;

* Significante ($P < 0,05$).

Para analisar a interação entre os três fatores de variação utilizou-se o teste de Bonferroni, ao nível de 5% de significância. Na Figura 19 estão representadas graficamente as médias e intervalos de confiança de 95% para as médias populacionais correspondentes aos grupos experimentais do presente estudo, em função da ação da termociclagem. Observa-se, portanto, que a ação da termociclagem não influenciou os resultados para determinadas combinações entre materiais. No entanto, reduziu as médias de resistência de união da resina Lucitone 550 quando associada aos dentes Biotone e Trilux e da resina

Versyo.com com os dentes Ivoclar. E elevou significativamente as médias de resistência das resinas Acron MC e Lucitone quando associadas aos dentes Ivoclar.

As Tabelas 5 e 6 representam uma comparação entre os resultados das combinações possíveis entre os materiais testados, sem e com a ação da termociclagem, respectivamente.

Na Tabela 5, considerando-se os dentes artificiais para cada resina acrílica, observou-se que para as resinas Acron MC, QC-20 e Versyo.com não houve diferença significativa entre os dentes artificiais avaliados. Para resina Lucitone 550 a maior média de resistência de união foi observada para o dente Biotone, e entre as demais médias não houve diferença significativa.

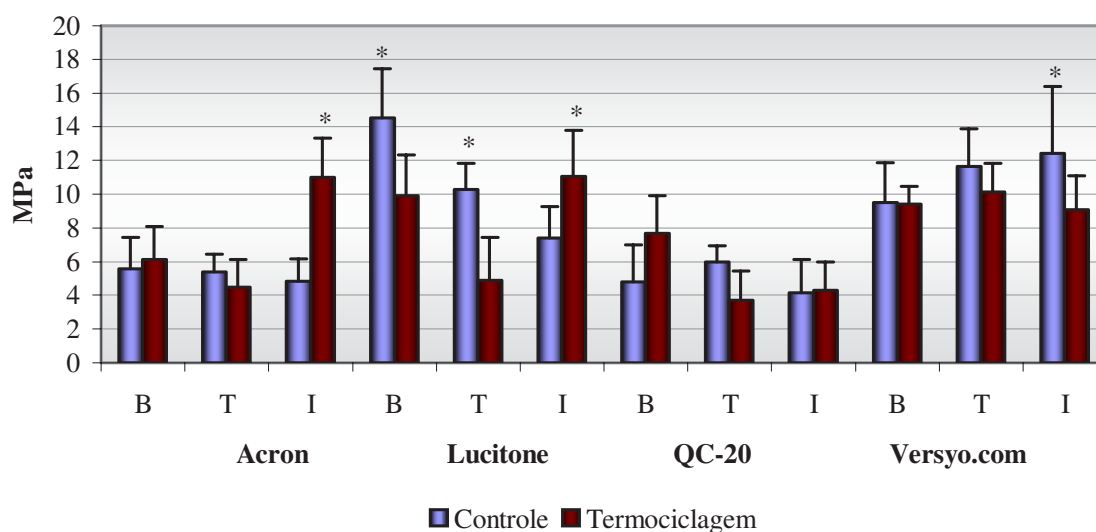


Figura 19 - Médias de resistência de união (em MPa) e respectivos desvios padrão para as combinações entre dentes artificiais e resinas acrílicas, em função da ação da termociclagem. * simboliza as alterações significantes decorrentes termociclagem ($P < 0,05$). No eixo horizontal, as letras B, T e I correspondem, respectivamente, aos dentes Biotone, Trilux e Ivoclar.

Considerando-se as resinas em relação a cada dente artificial separadamente, para o dente Biotone, a maior média de resistência de união foi observada para resina Lucitone 550 e significativamente diferente das demais. A resina Versyo.com apresentou médias intermediárias e sendo que as menores foram observadas para as resinas Acron MC e a QC-20. Para o dente Trilux, as maiores médias de resistência foram observadas para as resinas Versyo.com e Lucitone 550. Para o dente Ivoclar, a maior média de resistência de união foi observada para resina Versyo.com e significativamente maior que as demais. Um

resultado intermediário foi obtido com a resina Lucitone 550 e o menor com a QC-20, sendo que a Acron MC apresentou valores intermediários a essas duas resinas.

Tabela 5 - Resistência médias de união (em MPa) e respectivos desvios padrão para as combinações entre dentes artificiais e resinas para base protética que não foram submetidas a ação da termociclagem

Resina acrílica	Dente artificial		
	Biotone	Trilux	Ivoclar
Acron MC	5,55 ($\pm 1,89$) ^a C	5,41 ($\pm 1,05$) ^a B	4,84 ($\pm 1,30$) ^a BC
Lucitone 550	14,54 ($\pm 2,92$) ^a A	10,26 ($\pm 1,57$) ^b A	7,38 ($\pm 1,90$) ^b B
QC-20	4,80 ($\pm 2,19$) ^a C	5,97 ($\pm 0,98$) ^a B	4,14 ($\pm 2,00$) ^a C
Versyo.com	9,51 ($\pm 2,38$) ^a B	11,66 ($\pm 2,22$) ^a A	12,44 ($\pm 3,97$) ^a A

Horizontalmente, médias com letras minúsculas iguais não tem diferença significativa entre os dentes artificiais ($\alpha = 0,05$).

Verticalmente, médias com letras maiúsculas iguais representam diferença não significativa entre as resinas acrílicas ($\alpha = 0,05$).

Após a ação da termociclagem, considerando-se na Tabela 6 os dentes artificiais avaliados para cada resina acrílica, a maior média de resistência de união observada para resina Acron foi para o dente Ivoclar que se comportou estatisticamente diferente dos demais. Para resina Lucitone 550, a menor média foi entre o dente Trilux e para os demais não houve diferença significativa. Para

resina QC-20, o dente Biotone apresentou maior média de resistência e entre os outros dentes não houve evidência de diferença significativa. Não se notou diferença significativa entre as médias dos três dentes artificiais para resina Versyo.com.

Ao considerar as resinas acrílicas em relação a cada dente artificial separadamente, observou-se que para o dente Biotone, a resina Lucitone 550 apresentou a maior média de resistência de união e foi estatisticamente semelhante às resinas Versyo.com e QC-20. E a resina Acron-MC apresentou as menores médias de resistência de união. Para o dente Trilux, a maior média de resistência foi observada para a resina Versyo.com e entre as demais não houve diferença significativa. Para o dente Ivoclar, a média da resina QC-20 foi significativamente menor do que as demais resinas e entre essas não houve diferença significativa.

Tabela 6 - Resistência média de união (em MPa) e respectivos desvios padrão para as combinações entre dentes artificiais e resinas para base protética após a ação da termociclagem

Resina acrílica	Dente artificial		
	Biotone	Trilux	Ivoclar
Acron MC	6,12 ($\pm 1,98$) ^a B	4,47 ($\pm 1,63$) ^a B	11,01 ($\pm 2,31$) ^b A
Lucitone 550	9,92 ($\pm 2,42$) ^a A	4,89 ($\pm 2,55$) ^b B	11,03 ($\pm 2,76$) ^a A
QC-20	7,67 ($\pm 2,23$) ^a AB	3,69 ($\pm 1,76$) ^b B	4,27 ($\pm 1,72$) ^b B
Versyo.com	9,42 ($\pm 1,04$) ^a A	10,13 ($\pm 1,70$) ^a A	9,11 ($\pm 1,99$) ^a A

Horizontalmente, letras minúsculas iguais representam diferença não significativa entre os dentes artificiais ($\alpha = 0,05$). Verticalmente, letras maiúsculas iguais representam diferença não significativa entre as resinas ($\alpha = 0,05$).

Nas Figuras 20 e 21 estão representadas, graficamente, análises separadas das resinas acrílicas e dentes artificiais, respectivamente, em função da ação da termociclagem. O grupo controle está representado pelos grupos de espécimes que não foram submetidos à ação da termociclagem.

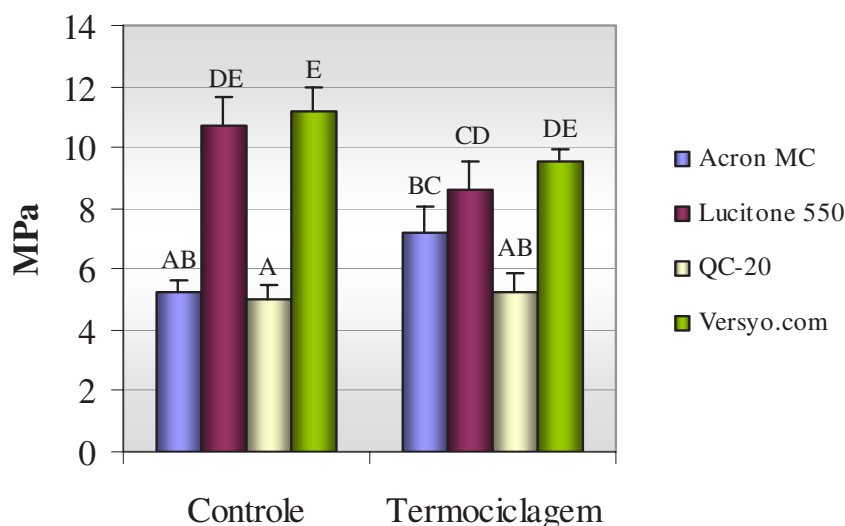


Figura 20 - Médias de resistência de união (em MPa) relativas as resinas acrílicas em função da ação da termociclagem, independente dos dentes artificiais. A barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para a média populacional. Letras iguais não houve diferença significativa.

Na Figura 20 pode ser observado que em geral, as resinas acrílicas Versyo.com e Lucitone 550 apresentaram as maiores médias de resistência de união, tanto no grupo controle e como após terem sido submetidas à ação da termociclagem. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre essas duas resinas. A resina Acron MC apresentou valores intermediários de resistência de união quando comparada às resinas Versyo.com e Lucitone 550. Após a termociclagem, nenhuma diferença estaticamente significativa foi observada entre as resinas Acron MC e Lucitone 550. As menores médias de resistência de união

foram observadas para resina QC-20, embora nenhuma diferença significativa ter sido observada entre as resinas Acron MC e QC-20.

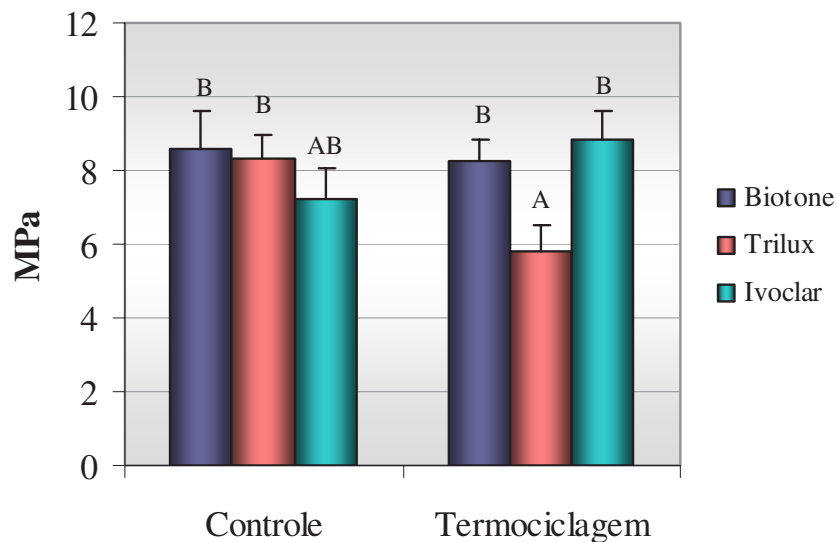


Figura 21 - Médias de resistência de união (em MPa) relativas aos dentes artificiais em função da ação da termociclagem, independente das resinas acrílicas. A barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para a média populacional. Letras iguais não houve diferença significativa.

Na Figura 21, observa-se que em geral, os dentes Biotone e Ivoclar apresentaram as maiores médias de resistência de união, antes e após a ação da termociclagem. Embora nenhuma diferença estatisticamente significativa observada entre os três dentes artificiais no grupo controle, a menor média de resistência de união foi observada para dentes Trilux, que foram significativamente afetados após a ação da termociclagem.

Discussão

Uma vez que fraturas e deslocamentos de dentes da base protética são as falhas mais comuns encontradas em próteses totais e parciais removíveis, a resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base protética é uma das propriedades mecânicas freqüentemente avaliada¹⁹. Apesar de algumas técnicas terem sido desenvolvidas no intuito de se aprimorar a união entre esses materiais, as principais causas desse tipo de falha tem sido atribuída à contaminação da superfície do dente artificial, à falhas durante o processo laboratorial, ao uso de diferentes tipos de dentes artificiais e aos métodos de processamento das resinas acrílicas^{9,18,56}.

Com a introdução de novos materiais, resinas acrílicas e dentes artificiais, é necessário que se avalie suas propriedades físicas e mecânicas por meio de ensaios laboratoriais que simulem as condições clínicas com o propósito de caracterizar a durabilidade desses materiais e contribuindo dessa forma, com o sucesso clínico do tratamento.

Nesse estudo avaliou-se o efeito da termociclagem sobre a resistência de união entre dentes artificiais de resina acrílica e bases protéticas de resina acrílica, através do ensaio mecânico de cisalhamento. O teste de cisalhamento além de ser um teste amplamente utilizado, é de fácil execução para analisar a propriedade estudada^{4-7,14,29,45,57,60}.

Os resultados demonstraram que a termociclagem não alterou significativamente a resistência de união da maioria das combinações entre dente artificial e resina acrílica avaliadas, entretanto foi observada uma redução

significativa nos valores médios de resistência de união da resina acrílica Lucitone 550 quando associada aos dentes Biotone e Trilux e entre a resina Versyo.com e os dentes Ivoclar após a termociclagem. Estudos prévios têm demonstrado o efeito deletério da ação da termociclagem sobre a resistência de união entre dente artificial e resina acrílica para base protética^{1,9,22,36,46}. A termociclagem pode interferir na união entre o dente artificial e resina acrílica causando uma degradação da interface de união entre esses materiais¹. Esse processo ocasiona a expansão e contração tanto do dente artificial como da resina acrílica para base⁹. Diferenças no coeficiente de expansão térmica desses materiais podem causar um estresse na interface de união, facilitando a difusão de moléculas de água nessa região e favorecendo a degradação hidrolítica^{1,22,36}. Adicionalmente, o estresse cíclico pode resultar na propagação de microtrincas presentes na interface de união entre o dente artificial e a resina acrílica, causando, assim, uma diminuição na resistência de união entre esses materiais. Por outro lado, a termociclagem aumentou significativamente a resistência de união das resinas acrílicas Acron MC e Lucitone 550 quando associadas aos dentes Ivoclar, diferentemente dos resultados obtidos por estudos anteriores, que observaram uma redução nos valores de resistência de união entre dente artificial e resina acrílica após serem submetidos à ciclagem térmica^{1,9,12,22,36,46}. Uma possível explicação para essa diferença de resultados pode estar relacionada às diferenças de metodologias empregadas principalmente com relação à termociclagem. Segundo Gale, Darvell²⁵ (1999), as temperaturas e o número de ciclos utilizados comumente em experimentos que utilizam a ciclagem térmica a fim de avaliar a resistência de

união são extremamente variáveis. Uma comparação direta entre esses estudos torna-se mais difícil devido à variedade dos materiais e dos métodos utilizados.

A resistência de união entre dente artificial e resina acrílica para base protética pode também ser influenciada pelo método de polimerização da resina acrílica⁹. No presente estudo, ao avaliar separadamente as resinas acrílicas em função da ação da termociclagem, independente do dente artificial utilizado, observou-se que para a mesma resina acrílica, não houve diferença significativa nos valores de resistência de união após a ação da termociclagem. Os resultados também demonstraram que a resina acrílica Versyo.com apresentou as maiores médias de resistência de união antes e após a ação da termociclagem. Apesar de nenhuma diferença significativa ter sido observada entre as resinas Versyo.com e Lucitone 550, estes resultados contestam aqueles observados por Clancy, Boyer¹¹ (1989), Clancy et al.¹² (1991), Kawara et al.³⁵ (1991) que encontram maior resistência de união quando utilizadas resinas termopolimerizáveis. Uma possível razão para as maiores médias de resistência de união encontrados para resina Versyo.com pode estar relacionada à asperização realizada na superfície de união dos dentes artificiais. Alguns estudos observaram um aumento na resistência de união entre dente artificial e resina acrílica após modificações realizadas nas superfícies dos dentes artificiais, entre elas a asperização^{24,46,58,61}. Embora, outros autores relataram que a realização de modificações na superfície do dente artificial não influenciou na união entre dente e resina^{13,16,31}. Além disso, a aplicação do adesivo indicado pelo fabricante sobre a superfície de união dos dentes artificiais também pode ter influenciado nos valores médios de resistência de união da resina

Versyo.com. Estudos prévios mostraram que a aplicação de agente união na superfície dos dentes artificiais aumentou a resistência de união entre dente e resina^{18,46,54,60}. Segundo Cunningham¹⁴ (2000), os agentes de união aumentam o molhamento da superfície do dente artificial e atuam como um solvente o que favorece em uma maior difusão dos monômeros da resina acrílica para o interior do dente, reforçando a união entre esses materiais. Esses fatores associados podem ter contribuído para os valores de resistência de união encontrados para resina Versyo.com. Apesar do bom desempenho da resina acrílica Versyo.com em relação à propriedade avaliada neste estudo, estudos clínicos adicionais com esta resina devem ser conduzidos para estabelecer e caracterizar a relevância desses resultados.

Como mencionado anteriormente, os resultados demonstraram que a resina Lucitone 550 apresentou valores de resistência de união estatisticamente semelhantes à resina Versyo.com. Tal comportamento deve estar relacionado ao ciclo de polimerização empregado para a resina Lucitone 550. Nas resinas acrílicas a base de poli(metilmetakrilato) a reação de polimerização inicia-se através da quebra da molécula de peróxido de benzoíla (iniciador) por meio do calor (ativador)². A temperatura a partir do qual isso ocorre é de aproximadamente 60°C². A decomposição das moléculas de peróxido de benzoíla permitirá, então, a formação de radicais livres que desencadearão a reação de polimerização². Neste estudo, a resina Lucitone 550 foi polimerizada por 90 minutos a 73°C seguidos por mais 30 minutos a 100°C. Segundo Jagger³³ (1978) a conversão do monômero em polímero é dependente do tempo de polimerização, e que o grau de conversão

é ainda maior com o aumento da temperatura de 70°C para 100°C no final do ciclo de polimerização. A polimerização lenta e gradual da resina Lucitone 550 pode ter permitido uma maior conversão de monômero em polímero, menor quantidade de monômero residual e, conseqüentemente menor porosidade. Porosidades presentes na interface de união entre dente artificial e resina acrílica poderiam afetar significativamente a resistência de união entre esses materiais⁴⁹. Além disso, Büyükyilmaz, Ruyter⁵ observaram que por meio do aumento da temperatura de polimerização da resina acrílica, a resistência de união entre os dentes e a resina da base protética aumenta. O que resultaria em uma maior difusão dos monômeros do polímero da base protética no interior do polímero dos dentes de resina acrílica com o aumento da temperatura de polimerização^{9,23,59}.

A resina Acron MC apresentou valores de resistência de união inferiores aos observados pelas resinas acrílicas Versyo.com e Lucitone 550 antes e após a termociclagem. De maneira semelhante, alguns estudos observaram menor resistência de união para as resinas polimerizadas por meio da energia de microondas quando comparadas às resinas termopolimerizáveis^{46,49,51,56}. Uma possível explicação para estes valores pode estar relacionada à polimerização por meio da energia de microondas, que se baseia no fato de que o calor gerado através da energia de microondas ocorre em função das colisões das moléculas de monômero e da água presente no gesso da inclusão. Conseqüentemente, várias colisões intermoleculares ocorrem e causam um rápido aquecimento da massa polimérica. No entanto, o aquecimento excessivo promovido pelas altas potências do forno de microondas, juntamente com a exotermia da reação de polimerização

da resina acrílica podem ter resultado em porosidades indesejáveis neste material^{32,40}. Dessa forma, pode-se supor que, espaços vazios podem ter se formado na interface de união entre dente artificial e a resina acrílica e contribuído para o processo de degradação na interface de união, promovendo uma falha adesiva entre esses dois materiais.

Os resultados demonstraram que a resina acrílica QC-20 apresentou as menores médias de resistência união, embora, nenhuma diferença significativa tenha sido encontrada entre as resinas Acron MC e QC-20 antes e após a ação da termociclagem. Provavelmente, estes resultados devem estar relacionados à composição química da resina QC-20, que contém um ativador químico (dimetil-*para*-toluidina) em seu líquido que decompõe o peróxido de benzoíla, dando início a reação de polimerização. Diferentemente, da resina Lucitone 550 que apenas o calor atua como ativador da reação, quebrando as moléculas de peróxido de benzoíla. Dessa forma, a resina QC-20 possui uma reação de polimerização semelhante a das resinas autopolimerizáveis. Em alguns estudos prévios, observou-se que as resinas acrílicas autopolimerizáveis apresentaram os menores valores de resistência de união entre o dente artificial e a resina acrílica^{1,5,18,46,56}. Segundo Vallittu⁵⁹ (1997) a reação de polimerização dessas resinas reduz o tempo que o monômero da resina acrílica permaneceria em contato direto com a superfície do dente artificial, o resultaria em uma menor propagação do monômero para o interior do dente e uma menor interpenetração das cadeias poliméricas do dente artificial e da resina acrílica, resultando em uma pior união entre esses materiais e maior porcentagem de falhas adesivas. Adicionalmente,

alguns estudos demonstraram que há mais monômero residual nas resinas autopolimerizáveis do que nas termopolimerizáveis^{28,30}. Provavelmente, níveis elevados de monômero residual decorrente do ciclo de polimerização recomendado pelo fabricante da resina QC-20 influenciaram na resistência de união dessa resina com os dentes artificiais testados. De acordo com Jagger³³ (1978), o monômero residual gera um efeito plastificante, reduzindo as propriedades mecânicas das resinas acrílicas. Como a união entre a resina e o dente é química, esse mesmo efeito plastificante que ocorre na massa da resina acrílica pode ter atingido a interface de união desses materiais. Dessa forma, o conteúdo de monômero residual pode ter interferido na propriedade avaliada. Tendo em vista, os resultados inferiores de resistência de união entre a resina QC-20 e os dentes artificiais avaliados em relação as outras resinas acrílicas testadas neste estudo, pode-se concluir que essa resina apresenta restrições em seu uso.

O presente estudo também demonstrou que ao avaliar separadamente os dentes artificiais de resinas acrílicas em função da ação da termociclagem, independente da resina acrílica utilizada, observou-se que apenas o dente artificial Trilux apresentou uma redução significativa na resistência de união após a ação da termociclagem. E que entre os dentes Biotone e Ivoclar não houve diferença significativa independente da condição experimental. Tais resultados indicam que alguns materiais podem ser mais afetados pela ação da termociclagem do que outros. Uma possível explicação para essa diferença de comportamento pode estar relacionada à composição dos dentes artificiais. Os dentes artificiais de resina acrílica são compostos basicamente de pérolas de poli(metilmetacrilato) e

pigmentos imersos em uma matriz polimérica com agentes de ligação cruzada⁵⁹. A união química entre esses dentes artificiais e bases protéticas de resina acrílica é decorrente da propagação do monômero de metilmetacrilato da resina acrílica para o interior do dente artificial⁵⁹. Entretanto dentes artificiais com alto conteúdo de agente de ligação cruzada podem restringir a propagação do monômero para o interior do dente e a quantidade de cadeias poliméricas disponíveis para estabelecer uma interpenetração com o polímero da base protética de resina acrílica, comprometendo a união entre esses dois materiais^{54,56}. Contudo, a maioria dos fabricantes dos dentes artificiais utilizados neste estudo não revela as composições exatas de seus materiais, dificultando, portanto que este assunto pudesse ser discutido de forma mais aprofundada e baseada em evidências científicas.

Embora cuidados tenham sido tomados com o objetivo de simular clinicamente as condições orais durante os testes, a relevância clínica dos resultados obtidos por este estudo *in vitro* ainda necessita ser avaliada por meio de outras investigações. É importante ressaltar, ainda, que os resultados encontrados no presente estudo não podem ser estendidos a outros materiais e que estudos laboratoriais de suas propriedades apenas sugerem a longevidade dos mesmos e somente uma associação com estudos clínicos poderá prever com exatidão o sucesso clínico dos materiais avaliados.

Conclusão

De acordo com a metodologia empregada e dentro das limitações deste estudo, pôde-se concluir que:

1. os valores médios de resistência de união da resina acrílica Lucitone 550 quando associada aos dentes Biotone e Trilux e da resina Versyo.com e os dentes Ivoclar diminuíram significativamente após a termociclagem;
2. a termociclagem aumentou significativamente os valores médios de resistência de união das resinas acrílicas Acron MC e Lucitone 550 quando associadas aos dentes Ivoclar;
3. as resinas Versyo.com e Lucitone 550 apresentaram as maiores médias de resistência de união, independente do dente artificial utilizado;
4. os dentes artificiais Biotone e Ivoclar apresentaram as maiores médias de resistência de união, antes e após a ação da termociclagem.

Referências*

1. Amin WM. Durability of acrylic tooth bond to polymeric denture base resins. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2002; 10: 57-61.
2. Anusavice KJ. Resina para base de dentadura. In: Anusavice KJ. Materiais dentários. 10ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. p. 140-60.
3. Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Flexural strength of rebased denture polymers. J Oral Rehabil. 2000; 27: 690-6.
4. Barpal D, Curtis DA, Finzen F, Perry J, Gansky AS. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. J Prosthet Dent. 1998; 80: 666-71.
5. Büyükyilmaz S, Ruyter IE. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. Int J Prosthodont 1997; 10: 49-54.
6. Cardash HS, Liberman R, Helft M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth dentur-base bond. J Prosthet Dent. 1986; 55: 526-8.
7. Cardash HS, Applebaum B, Baharav H, Liberman R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. J Prosthet Dent. 1990; 64: 492-6.

* De acordo com o estilo Vancouver.

8. 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: 57-9.
9. Chai J, Takahashi Y, Takahashi T, Habu T. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. *Int J Prosthodont*. 2000; 13: 112-6.
10. Chung RW, Clark RK, Darvell BW. The bonding of cold-cured acrylic resin to acrylic denture teeth. *Aust Dent J*. 1995; 40: 241-5.
11. 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.
12. Clancy JM, Hawkins LF, Keller JC, Boyer DB. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. *J Prosthet Dent*. 1991; 65: 315-24.
13. Cunningham JL. Bond strength of denture teeth to acrylic bases. *J Dent*. 1993; 21: 274-80.
14. Cunningham JL. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. *J Oral Rehabil*. 2000; 27: 312-6.
15. Cunningham JL, Benington IC. Bond strength variation of synthetic resin teeth in dentures. *Int J Prosthodont*. 1995; 8: 69-72.
16. Cunningham JL, Benington IC. A new technique for determining the denture tooth bond. *J Oral Rehabil*. 1996; 23: 202-9.

17. Cunningham JL, Benington IC. A survey of the pre-bonding preparation of denture teeth and the efficiency of dewaxing methods. *J Dent.* 1997; 25: 125-8.
18. 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: 129-35.
19. Darbar UR, Hugget R, Harrison A. Denture fracture – a survey. *Br Dent J.* 1994; 176:342-5.
20. Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Willians K. The tooth-denture base bond: stress analysis using the finite element method. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1993; 1: 117-20.
21. Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Willians K. The effect of impurities on the stress distribution at the tooth/denture base resin interface. *Asian J Aesthet Dent.* 1994; 2: 7-10.
22. El-Sheikh MM, Powers JM. Tensile bond strength of porcelain teeth to denture resin before and after aging. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 16-20.
23. Fajardo RS, Gennari Filho H, Goiato MC, Assunção WG, Marfinati SMAP. Estudo comparativo de resistência de adesão entre dente artificial e resina acrílica convencional, especial e para microondas com diferentes períodos de polimerização. *RPG: Rev Pós Grad.* 2004; 11: 145-51.
24. Fletcher AM, Al-Mulla MA, Amin WM, Dodd AW, Ritchie GM. A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. *J Dent.* 1985; 13: 102-8.

25. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999; 27: 89-99
26. Ganzarolli SM, Rached RN, Garcia RCMR, Del Bel Cury AA. Resistência da união entre dentes artificiais e bases de próteses polimerizadas com microondas. *PGR: Pós-Graduação em Revista.* 1999; 2: 79-86.
27. Geerts GA, Jooste CH. A comparison of the bond strengths of microwave- and water bath-cured denture material. *J Prosthet Dent.* 1993; 70: 406-9.
28. Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on the residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J Dent.* 1992; 20: 370-4.
29. Hayakawa I, Hirano S, Nagao M, Matsumoto T, Masuhara E. Adhesion of a new light-polymerized denture base resin to resin teeth and denture base materials. *Int J Prosthodont.* 1991; 4: 561-8.
30. Honorez P, Catalan A, Angnes U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of heat-cured acrylic resin. *J Prosthet Dent.* 1989; 61: 510-7.
31. Huggett R, John G, Jagger RG, Bates JF. Strength of the acrylic denture base tooth bond. *Br Dent J.* 1982; 153: 187-90.
32. Ilbay SG, Gunever S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil.* 1994; 21: 103-9.
33. Jagger RG. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmetacrylate denture base material. *J Oral Rehabil.* 1978; 5: 151-7.

34. Janda R, Roulet JF, Latta M, Ruttermann S. The effects of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin-based filling materials. *Dent Mater.* 2006; 22:1103-8.
35. Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR. Bonding of plastic teeth to denture base resins. *J Prosthet Dent.* 1991; 66: 566-71.
36. Kim JY, Pfeiffer P, Niedermeier W. Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 184-9.
37. Kimura H, Teraoka F, Saito T. Application of microwave for dental technique (part 2). Adaptability of cured acrylic resins. *J Osaka Univ Dent Sch.* 1984; 24: 21-29.
38. Kulak-Ozkan Y, Sertgoz A, Gedik H. Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based, resilient denture liners. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 303-10.
39. Lagouvardos PE, Polyzois GL. Shear bond strength between composite resin and denture teeth: effect of tooth type and surface treatments. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 499-504.
40. Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1989; 61: 381-3.
41. McKinstry RE, Zini I. How to make microwavable denture flasks. *J Prosthet Dent.* 1990; 63: 104-10.

-
42. Mariatos G, Frangou M, Polyzois G, Papadopoulos. Evaluation of shear bond strength of microwaveable acrylic resins in denture repair: a comparative study. *Acta Odontol Scand*. 2006; 64: 244-8.
 43. Morrow RM, Matvias FM, Windeler AS, Fuchs RJ. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J Prosthet Dent*. 1978; 39: 565-8.
 44. Orchard NA, Howlett JA, Davies EH, Pearson GJ. Adhesive composite resins for artificial teeth: a laboratory investigation of bond strength to a cobalt-chromium alloy. *Biomaterials*. 1997; 18: 935-8.
 45. Papazoglou E, Vasilas AI. Shear bond strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent*. 1999; 82: 573-8.
 46. Patil SB, Naveen BH, Patil NP. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontology*. 2006; 23: 131-9.
 47. Pero AC. Avaliação da influência do método de polimerização e da espessura da base de próteses totais na porosidade da resina acrílica [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2005.
 48. Pinto JR, Mesquita MF, Henriques GE, de Arruda Nobilo MA. Effect of thermocycling on bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. *J Prosthet Dent*. 2002; 88: 516-21.
 49. Polyzois GL, Dahl JE. Bonding of synthetic resin teeth to microwave or heat activated denture base resin. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1993; 2: 41-4.

-
50. Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. Quintessence Int. 1985; 16: 547-51.
 51. Schneider RL, Curtis ER, Clancy JM. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. J Prosthet Dent. 2002; 88: 145-50.
 52. Schoonover IC, Fischer TE, Serio AF, Sweeney WT. Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins. J Am Dent Assoc. 1952; 44: 285-7.
 53. Spratley MH. An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to dentures. J Prosthet Dent. 1987; 58: 389-92.
 54. Suzuki S, Sakoh M, Shiba A. Adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth. J Biomed Mater Res. 1990; 24: 1091-103.
 55. Suzuki T, Takahashi H, Arksornnukit M, Oda N, Hirano S. Bonding properties of heat-polymerized denture base resin to Ti-6Al-7Nb alloy. Dent Mater J. 2005; 24: 530-5.
 56. Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. Int J Prosthodont. 2000; 13: 59-65.
 57. Thean HP, Chew CL, Goh KI. Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. Quintessence Int. 1996; 27: 425-8.
 58. Vallittu PK. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. Acta Odontol Scand. 1995; 53: 99-104.
 59. Vallittu PK, Ruyter IE, Nat R. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. J Prosthet Dent. 1997; 78: 194-9.

60. Yanikoglu DN, Duymus DZ, Bayindir DF. Comparative bond strengths of autopolymerising denture resin and light cured composite resin to denture teeth. *Int Dent J.* 2002; 52: 20-4.
61. Zuckerman GR. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 603-7.

Anexos

Anexo 1

Tabela A1-Valores de resistência de união, em MPa, obtidos em espécimes dos grupos não submetidos à ação da termociclagem (grupo controle). Médias e desvios padrão das medidas de resistência

Grupo controle												
Espécime	A/B	A/T	A/I	L/B	L/T	L/I	Q/B	Q/T	Q/I	V/B	V/T	V/I
1	6,91	5,63	6,04	12,86	12,23	9,89	5,73	5,04	4,01	14,98	10,08	7,99
2	4,82	5,4	4,03	9,24	7,67	4,31	4,32	6,28	1,72	8,03	10,52	15,34
3	3,34	7,27	3,31	14,61	10,14	8,94	2,87	5,76	6,43	8,72	10,88	12,25
4	5,07	4,04	3,55	12,73	11,90	6,08	4,59	4,82	4,14	8,51	13,25	11,24
5	4,79	7,07	3,74	19,52	9,58	7,06	2,27	6,82	1,54	7,43	11,34	19,79
6	8,15	4,76	4,66	15,8	10,80	4,82	7,51	7,75	1,84	10,53	9,61	9,86
7	5,01	4,55	4,27	11,91	9,68	9,02	5,68	4,73	5,3	7,65	12,13	12,73
8	2,48	5,06	7,22	16,84	7,94	6,57	4,65	6,68	3,48	8,97	10,96	17,01
9	7,77	4,74	5,86	16,18	11	8,51	1,74	6,26	6,63	8,23	17,25	11,08
10	7,19	5,53	5,76	15,73	11,62	8,56	8,6	5,51	6,32	12,05	10,53	7,06
Média	5,55	5,41	4,84	14,54	10,26	7,38	4,80	5,97	4,14	9,51	11,66	12,44
DP	1,89	1,05	1,30	2,92	1,57	1,90	2,19	0,98	2,00	2,38	2,22	3,97

A - Resina acrílica Acron MC

B – Dente artificial Biotone

L - Resina acrílica Lucitone 550

T – Dente artificial Trilux

Q – Resina acrílica QC-20

I – Dente artificial Ivoclar

Tabela A2-Valores de resistência de união, em MPa, obtidos em espécimes dos grupos submetidos à ação da termociclagem. Médias e desvios padrão das medidas de resistência

Grupo controle												
Espécime	A/B	A/T	A/I	L/B	L/T	L/I	Q/B	Q/T	Q/I	V/B	V/T	V/I
1	9,43	2,46	9,69	6,45	10,95	13,22	8,72	1,66	6,89	9,24	7,94	7,3
2	6,02	3,02	8,16	9,34	3,14	7,93	5,24	3,08	4,98	11,04	10,62	7,53
3	9,33	4,04	12,21	14,9	6,91	13,93	8	3,1	4,12	9,48	10,48	7,91
4	3,67	5,42	7,44	9,79	3,70	9,86	9,79	2,34	4,45	8,9	9,4	7,86
5	4,94	3,43	10,26	9,12	2,46	9,94	6,8	3,11	6,94	9,15	7,74	7,14
6	4,78	5,79	9,62	9,42	3,02	13	8,58	1,99	2,09	8,47	10,44	10,11
7	6,89	6,91	14,09	7,63	5,42	14,72	9,06	4,4	3,66	8,86	11,47	9,07
8	6,66	3,7	11,81	10,99	4,04	12,41	10,61	3,97	4,72	9,11	8,5	13,46
9	4,9	3,14	13,22	8,94	5,79	7,01	3,19	6,75	2,6	8,42	12,64	10,11
10	4,55	6,82	13,55	12,61	3,43	8,3	6,7	6,52	2,27	11,51	12,06	10,59
Média	6,12	4,47	11,01	9,92	4,89	11,03	7,67	3,69	4,27	9,42	10,13	9,11
DP	1,98	1,63	2,31	2,42	2,55	2,76	2,23	1,76	1,72	1,04	1,70	1,99

A - Resina acrílica Acron MC

B – Dente artificial Biotone

L - Resina acrílica Lucitone 550

T – Dente artificial Trilux

Q – Resina acrílica QC-20

I – Dente artificial Ivoclar

Autorizo a reprodução deste trabalho.

Araraquara, 23 de março de 2007.

JULIÊ MARRA