

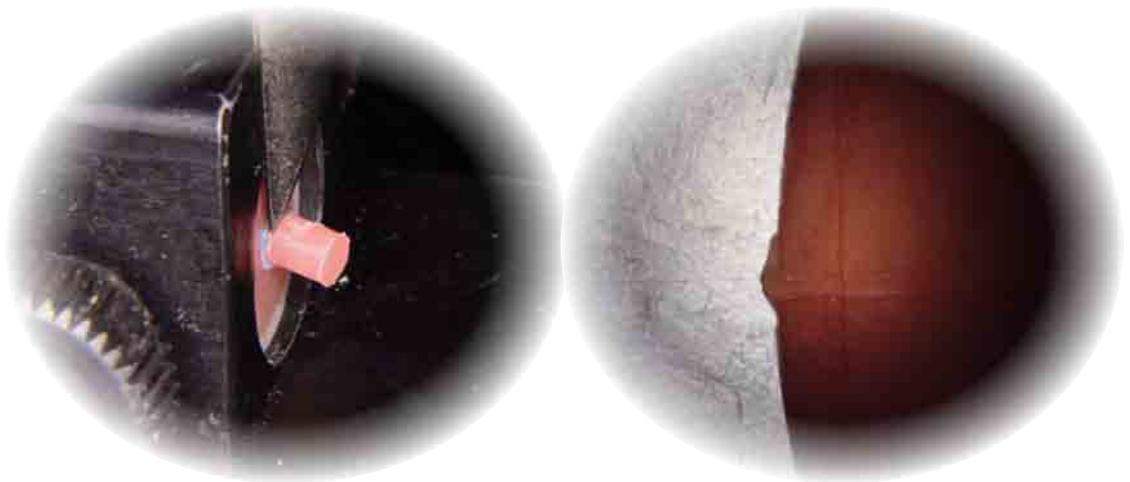


*Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"*

*Faculdade de Odontologia de Araraquara*

*Alessandro Ribeiro Gonçalves*

*Efeito da desinfecção química e por microondas na alteração dimensional e resistência de união de resinas para reembasamento imediato e resina termopolimerizável.*



*Araraquara*

*2005*

*Alessandro Ribeiro Gonçalves*

*Efeito da desinfecção química e por microondas  
na alteração dimensional e resistência de união de  
resinas para reembasamento imediato e resina  
termopolimerizável.*

*Tese apresentada ao curso de Pós-Graduação  
da Faculdade de Odontologia de  
Araraquara, da Universidade Estadual  
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como  
requisito para a obtenção do título de  
Doutor em Reabilitação Oral (Área de  
Concentração Prótese).*

*Orientadora: Profa. Dra. Ana Lúcia Machado*

*Araraquara  
2005*

Gonçalves, Alessandro Ribeiro

Efeito da desinfecção química e com microondas na alteração dimensional e resistência de união de resinas para reembasamento imediato e resina termopolimerizável / Alessandro Ribeiro Gonçalves. – Araraquara : [s.n.], 2005.

236 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Profa. Dra. Ana Lucia Machado

1. Resinas acrílicas 2. Resistência ao cisalhamento  
3. Reembasadores de dentadura 4. Desinfecção I. Título

*Data da defesa: 04/04/2005*

## ***BANCA EXAMINADORA***

**Profa. Dra. Ana Lúcia Machado:** - Orientadora, Professora Adjunto do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

**Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani** - Professor Adjunto do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

**Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho** - Professor Assistente Doutor do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

**Prof. Dr. Arlindo Abreu de Castro Filho** - Professor Titular da Faculdade de Odontologia do Planalto Central (UNIPLAC), Professor Substituto da Universidade de Brasília (UnB).

**Prof. Dr. Eduardo Miyashita** - Professor Titular da Universidade Paulista (UNIP).

*DADOS CURRICULARES*

*Alessandro Ribeiro Gonçalves*

**Nascimento:** 08/10/1975 - Campinas - SP

**Filiação:** Afonso Sena Gonçalves

Maricel Pires Ribeiro Gonçalves

**1993 - 1997:** Curso de Graduação – Universidade Federal do Piauí - UFPI

**1998 - 2000:** Curso de especialização em Prótese pela Fundação Araraquarense de Ensino e Pesquisa em Odontologia - FAEPO

**2000 - 2002:** Curso de Pós-Graduação em Odontologia, nível Mestrado – Odontologia Restauradora (Área de Prótese), na Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP

**2002 - 2005:** Curso de Pós-Graduação em Odontologia, nível Doutorado - Reabilitação Oral (Área de Prótese), na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

**2002 - 2005:** Professor Assistente do Departamento de Odontologia Restauradora do curso de Odontologia da Universidade Federal do Piauí (UFPI).

---

## DEDICATÓRIA

À *Deus* pelo dom da vida, por todos os momentos de alegria e por ter me dado saúde e força para superar os obstáculos.

À minha mãe, *Maricel*, por todo o amor, companheirismo e apoio incondicional.

À meu pai, *Afonso* (*in memorian*), pelo grande exemplo de conduta e amor a seus filhos.

À minha irmã, *Maíra*, pelo seu amor, cumplicidade e pela nossa amizade que se estreita cada vez mais.

À minha namorada, *Carol*, pela forma carinhosa e paciente com que sempre me tratou, mesmo nas horas mais estressantes, pela ajuda na confecção deste trabalho e por todos os momentos compartilhados.

---

## *AGRADECIMENTOS ESPECIAIS*

À *Profa. Dra. Ana Lucia Machado*, por ter me escolhido como orientado, por toda a ajuda e pela maneira educada e austera como conduziu os trabalhos.

Aos *Profs. Dr. Arlindo Abreu de Castro Filho e Dr. Eduardo Miyashita*, por terem aceitado meu convite e acima de tudo pela amizade verdadeira de longa data e pela grande ajuda durante o mestrado. Sou muito grato a vocês.

Ao *Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani*, pela disponibilidade e paciência para resolver os problemas dessa tese durante o afastamento de minha Orientadora para a Realização de Pós-Doutorado no Exterior.

Ao *Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla*, pela grande amizade e pela forma cordial que me recebeu assim que cheguei a Araraquara. Além de possuir uma característica essencial a um professor, a de conseguir gerar no aluno a segurança para que este possa desenvolver os trabalhos clínicos.

---

Ao ***Prof. Dr. Sérgio Russi***, por ter sido um sincero incentivador de minha carreira acadêmica e pela forma sempre cordial e amigável com que sempre me tratou.

Ao ***Prof. Dr. João Arioli***, pela forma séria, objetiva e organizada com que conduz seus trabalhos e pelo esforço de implantar uma disciplina de prótese sobre implante, essencial para a formação de pós-graduandos da área de prótese dessa faculdade.

Ao ***Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz*** pela disponibilidade, paciência e bom humor na condução dos trabalhos na Máquina de Ensaio Mecânicos MTS.

---

## *AGRADECIMENTOS*

Aos irmãos de república *André, Pablo, Duda, João Mineiro, Márcio, Aderval, Bruno, João Prínio, Domicio e ao nosso Presidente Túlio*, pelos momentos extremamente agradáveis e divertidos que compartilhamos nos últimos anos, além de sempre terem me escutado quando precisei desabafar. Acredito que formamos uma grande equipe.

À *Andréa*, pelos ótimos momentos compartilhados durante as intermináveis horas de laboratório durante a execução da parte experimental desse trabalho. Pela educação, bom humor e simpatia que sempre apresentou e assim fez brotar uma grande amizade.

Aos amigos de São José dos Campos *Cláudio, Luciene, Cuiabá, Fabíola, e Rodrigues* pela amizade e simpatia demonstrada em vários momentos.

Ao amigo *Muriçoca* e sua família que sempre nos receberam em sua residência com imensa alegria para os famosos churrascos da turma.

A todos os meus colegas de pós-graduação *Ana Carolina, Ana Paula, Anelise, Anne, Daniela, Ewerton, Juliana, Karina, Marcelo, Mariana, Michael, Roberta Fabiana, Fabiano, Márcio Ticianeli,*

---

*Max, Roberta, Suzana, Weber, Raphael, Renata, Sabrina, Rosângela, Janaina, e em especial ao José Maurício, Mariana, Zeca, Matheus, Murilo (Pediatria), Cris (Ortodontia), Polyana, Sicknan, Karin, Nara (minha dupla de violão) e Vanessa pela amizade, alegria e horas de laboratório compartilhadas.*

Aos docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese desta Faculdade, *Prof. Dr. Carlos Cruz, Prof. Dr. Gelson Luís Adabo, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Renata Garcia Fonseca, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Cinara Maria Camparis, Prof. Dr. Sérgio Russi, Prof. Dr. Francisco Guedes Pinto, Prof. Dr. Sérgio Sualdini Nogueira, Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior, Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Eunice Teresinha Giampaolo, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Ana Cláudia Pavarina e Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Regina Helena Barbosa pela convivência amistosa.*

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese e da clínica de pós-graduação *Maria Lúcia, Marta, Malu, Sílvia, Cida, Dulce, Adelaide, Adelaidinha, Maria Inês, Moacir, Cláudio, Manoel, Ângela, José Carlos, João Vitor, Junior e*

---

*Conceição* pelo convívio, por sempre se mostrarem dispostos a me ajudar quando necessário e acima de tudo pela nossa amizade bonita e sincera.

Às secretárias da Pós-Graduação, *Mara, Rosângela, Silvia e Vera*; pela competência e forma sempre alegre e educada que sempre me receberam.

Ao Prof. *Romeu Magnani*, por ter realizado a estatística deste estudo.

À *Faculdade de Odontologia de Araraquara*, Universidade Estadual “Júlio de Mesquita Filho” pela oportunidade que me foi dada e por ter se tornado meu segundo lar durante o período em que aqui estive.

Ao apoio financeiro da FAPESP, CNPQ, Capes e PROAP.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a elaboração deste trabalho.

*MEU MUITO OBRIGADO*

## *Sumário*

<b>Introdução</b> .....	<b>12</b>
<b>Revisão da literatura</b> .....	<b>18</b>
Estabilidade dimensional.....	<b>18</b>
Resistência de união.....	<b>80</b>
<b>Proposição</b> .....	<b>125</b>
<b>Material e método</b> .....	<b>127</b>
<b>Resultado</b> .....	<b>145</b>
<b>Discussão</b> .....	<b>159</b>
Estabilidade dimensional.....	<b>159</b>
Resistência de união.....	<b>174</b>
<b>Conclusão</b> .....	<b>193</b>
<b>Referências</b> .....	<b>197</b>
<b>Apêndice</b> .....	<b>215</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>224</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>230</b>

## ***1 Introdução***

Algumas resinas acrílicas autopolimerizáveis têm sido desenvolvidas especificamente para a realização do reembasamento imediato, as quais apresentam composição diferente das resinas acrílicas quimicamente ativadas convencionais, sobretudo com relação aos componentes do líquido.<sup>6,7</sup> Essas diferenças na composição podem influir diretamente nas propriedades dos materiais reembasadores<sup>6</sup> e, conseqüentemente, no sucesso do tratamento a longo prazo.

Após o reembasamento imediato, freqüentemente são necessários ajustes, que podem resultar em superfícies rugosas. Tendo em vista que a rugosidade superficial pode trazer desconforto para o paciente, dificultar a higienização da prótese e contribuir para a aderência e crescimento de microorganismos,<sup>82</sup> o polimento das próteses deve ser realizado após os ajustes. Estudos têm demonstrado que, durante esse procedimento, pode haver transmissão de microorganismos,<sup>16, 46, 80</sup> resultando em infecção cruzada entre pacientes e profissionais.<sup>80, 114, 115</sup> Dessa forma, para se evitar essa contaminação, a desinfecção das próteses tem sido recomendada.

Em estudo de Pavarina et al.<sup>75</sup>, foi avaliada a efetividade de um protocolo de desinfecção. O protocolo proposto incluiu escovação inicial das próteses com clorexidina a 4%, seguida de sua imersão, por 10 minutos, em solução aquecida (50° C) de peróxido alcalino (3,8%). Os resultados da avaliação clínica, realizada com 32 pacientes (64 próteses), demonstraram que o protocolo foi efetivo tendo reduzido o crescimento de microorganismos presentes sobre as próteses.

Um outro método que tem sido recomendado para a desinfecção das próteses é a irradiação por microondas.<sup>10, 11, 34, 86, 113</sup> Mais recentemente, os resultados de Dixon et al.<sup>34</sup> demonstraram que, quando a desinfecção por irradiação por microondas foi realizada com as amostras imersas em água, a efetividade do método foi maior, tendo em vista a ausência de crescimento do microorganismo *Candida albicans*. Da mesma forma, os resultados de

Neppelenbroek et al.<sup>70</sup> revelaram que resinas acrílicas indicadas para o reembasamento imediato, imersas em água e irradiadas a 650W por 6 minutos foram esterilizadas. Para a realização dos testes microbiológicos, foram utilizados os microorganismos *Pseudomonas aeruginosa* (gram negativo), *Bacillus subtilis* (aeróbico esporulado), *Staphylococcus aureus* (gram positivo) e *Candida albicans* (fungo), tendo sido observada a ausência de crescimento após os dois períodos de incubação utilizados (48 horas e 7 dias), selecionados com base nos estudos de Lin et al.<sup>61</sup> e Furukawa et al.<sup>39</sup>.

Idealmente, os métodos de desinfecção devem ser efetivos na inativação de microorganismos sem, contudo, apresentar efeitos negativos sobre as propriedades das resinas acrílicas que compõem as bases das próteses. Entre essas propriedades podemos destacar a estabilidade dimensional das resinas acrílicas utilizadas na confecção e no reembasamento das bases das próteses. A adaptação adequada entre a parte interna da base e o rebordo residual é fundamental tanto para a retenção da prótese como para a saúde e a preservação dos tecidos de suporte. Na opinião de De Gee et al.<sup>33</sup> a alteração na adaptação da prótese pode atuar como uma das causas de reabsorção do osso alveolar e, indiretamente, ser responsável pela diminuição da retenção e estabilidade da prótese. Por outro lado, uma prótese que reproduz de maneira exata os tecidos de suporte pode assegurar distribuição de forças uniforme sobre a maior área de superfície possível.<sup>118</sup> Entretanto, devido à presença de monômero residual e de radicais livres nas resinas acrílicas polimerizadas,<sup>32, 36, 41, 51, 56, 58, 88, 89, 90, 107, 109, 110,</sup><sup>120</sup> o aquecimento, presente nos dois métodos de desinfecção propostos, poderia proporcionar reação de polimerização complementar e, conseqüentemente, resultar em alteração dimensional (contração) adicional dos materiais.<sup>56</sup> Em estudo de Machado et al.,<sup>65</sup> foi observado que a imersão de uma resina para reembasamento imediato em água aquecida a 55°C por 10 minutos para diminuição do conteúdo de monômero residual, conforme sugerido pelo fabricante, proporcionou contração inicial maior que o grupo controle (sem tratamento), sugerindo que o aquecimento pode ter induzido um maior grau de conversão de monômero em polímero. Essa reação de polimerização

complementar, e conseqüente contração, também poderá ocorrer durante a desinfecção por microondas, pela ação que esse tipo de energia apresenta sobre as moléculas de monômero residual presentes na resina polimerizada. Essa possibilidade foi evidenciada no estudo de Blagojevic e Murphy<sup>15</sup> e de Yunus et al.<sup>120</sup> que observaram que a irradiação com energia de microondas de resinas acrílicas autopolimerizáveis, após a polimerização química, resultou em diminuição significativa do conteúdo de monômero residual. Por outro lado, tendo em vista que nos dois métodos propostos, as resinas acrílicas permanecem imersas durante a desinfecção, a absorção de água poderá resultar em expansão.<sup>2, 18, 24, 33, 47, 57, 84</sup>

Um outro aspecto a ser salientado é que o aquecimento das resinas acrílicas durante a desinfecção pode também resultar em alterações dimensionais devido à liberação de tensões. Durante a confecção das próteses, além da contração de polimerização, tensões são induzidas na resina polimerizada.<sup>24</sup> Além disso, durante o processo de prensagem, a distribuição de tensões internas na prótese não ocorre de maneira uniforme.<sup>24</sup> Assim, quando a prótese é submetida a aquecimento posterior, alteração dimensional adicional pode ocorrer, em função do relaxamento dessas tensões.<sup>79</sup> Segundo Ristic e Carr,<sup>84</sup> esse relaxamento pode ocorrer também pela difusão da água entre as macromoléculas, as quais são forçadas a se afastar ligeiramente. Essa separação torna as moléculas móveis e, dessa forma, tensões geradas durante a polimerização da resina acrílica podem ser liberadas, com conseqüente relaxamento intermolecular e possível alteração na forma da prótese. Além disso, Dyer e Howlett<sup>37</sup> ao avaliarem a possibilidade de distorção de bases de próteses durante os procedimentos de reparo, verificaram que após a realização de reparos com resina ativada por microondas, as bases confeccionadas com resina termopolimerizável apresentaram alteração dimensional adicional.

Apesar de alguns estudos evidenciarem baixa alteração dimensional de resinas acrílicas submetidas à desinfecção por microondas<sup>20, 77, 106</sup> é importante salientar que, nesses estudos, a influência da desinfecção por microondas tem sido avaliada com as amostras irradiadas a seco. Entretanto, os

estudos de Dixon et al.<sup>34</sup> e Neppelenbroek et al.<sup>70</sup> demonstraram que a irradiação com as amostras imersas em água é mais efetiva para a inativação dos microorganismos. Dessa forma, o efeito da desinfecção por microondas sobre a estabilidade dimensional de resinas acrílicas para base e para reembasamento com as amostras imersas em água, constitui aspecto ainda não investigado na literatura.

Além da estabilidade dimensional, o efeito dos métodos de desinfecção sobre a resistência de união entre os materiais reembasadores e as resinas acrílicas para base de prótese é outro aspecto relevante a ser avaliado.<sup>23</sup> O estudo de Shen et al.<sup>95</sup> demonstrou que a interface entre o material reembasador e a base pode apresentar-se como um fator crítico durante a desinfecção por imersão em solução desinfetante. Os autores verificaram que a resistência dos reparos realizados com resina quimicamente ativada foi alterada tanto pelo tempo de imersão como pelo tipo de solução desinfetante utilizada, tendo sido observado que as fraturas sempre ocorreram na união entre as resinas acrílicas. Segundo os autores, tendo em vista que a área de união entre os materiais é uma interface, a penetração de componentes da solução desinfetante nessa região pode ocorrer mais facilmente. Além disso, o aquecimento, presente nos dois métodos de desinfecção propostos, pode aumentar o coeficiente de difusão da água e acelerar sua velocidade de absorção pelas resinas acrílicas.<sup>17</sup> A água absorvida pode atuar como plastificante o que poderia comprometer a resistência de união obtida entre esses materiais. Simultaneamente, a reação de polimerização complementar seria um outro fenômeno que poderia ocorrer com o aquecimento das resinas acrílicas.<sup>56</sup> Além disso, conforme observado por Blagojevic e Murphy<sup>15</sup>, a energia de microondas pode induzir essa reação complementar, resultando em diminuição significativa do conteúdo de monômero residual. Além da redução do monômero residual, Yunus et al.<sup>120</sup> também verificaram aumento significativo na resistência dos reparos realizados com a resina autopolimerizável, após a irradiação por microondas. Entretanto, é importante salientar que, nesses estudos, as resinas acrílicas foram submetidas à irradiação em ambiente seco e, portanto, o efeito da água não foi avaliado.

Com base nessas considerações, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de dois métodos de desinfecção, protocolo de desinfecção com peróxido alcalino e irradiação por microondas, sobre a estabilidade dimensional e a resistência de união de resinas acrílicas para reembasamento imediato e para base de prótese.

## ***2 Revisão da literatura***

### **2.1 Estabilidade dimensional**

Woelfel et al.<sup>116</sup>, em 1960, avaliaram a precisão de adaptação de 186 próteses (73 clínicas e 113 de laboratório) confeccionadas com vários tipos de resina e utilizando diferentes técnicas indicadas para o processamento de próteses. A precisão da adaptação das próteses foi determinada por: 1- comparação da posição do pino incisal de um articulador Hanau, antes e após a polimerização das próteses; 2- avaliação da contração de molar a molar entre o modelo encerado e a prótese após o polimento; 3- exame de secções transversais de próteses posicionadas sobre os modelos de gesso; 4- comparação da adaptação das próteses polidas com a distorção de molar a molar e de rebordo a rebordo e 5- observação das próteses na cavidade bucal. As próteses foram confeccionadas a partir de oito tipos diferentes de resina acrílica, um poliestireno, um copolímero de vinil-acrílico, uma resina epóxica e um material à base de borracha rígida. Os 12 tipos de materiais orgânicos para base de prótese foram processados segundo as recomendações dos fabricantes. Quatro próteses totais para os testes em laboratório (superior e inferior, fina e espessa) e 8 próteses clínicas convencionais foram confeccionadas para cada material estudado. As alterações nos relacionamentos oclusais, evidenciadas pelo aumento da altura do pino incisal antes e após o processamento, variaram de 0 a 1,49 mm. Os resultados revelaram que resinas e métodos especiais de processamento não resultaram em melhor precisão na reprodução das relações interoclusais que a resina acrílica processada pelo método convencional. As alterações de molar a molar foram medidas utilizando-se um microscópio nas seguintes condições: 1-prótese encerada no modelo de gesso; 2- prótese em cera incluída em mufla; 3- prótese removida do modelo em que foi polimerizada; 5- após a prótese ter sido polida e armazenada em água por um dia. A contração média de molar a molar nas próteses laboratoriais finas para todos os materiais foi, aproximadamente, duas vezes maior

que nas próteses espessas. Provavelmente as próteses mais espessas foram rígidas o suficiente para prevenir a liberação das tensões quando as próteses polimerizadas foram removidas dos modelos. As alterações nas próteses clínicas seguiram, em geral, o mesmo padrão das próteses laboratoriais. A maior contração de molar a molar ocorreu quando as próteses polimerizadas foram removidas do modelo de gesso. Isso ocorre, aparentemente, pela liberação de tensões elásticas, as quais são produzidas devido à maior contração da resina em relação ao modelo de gesso durante o resfriamento. Materiais que foram processados em temperaturas mais baixas apresentaram, em geral, menor contração de molar a molar quando as próteses foram removidas dos modelos. A contração observada durante essa remoção foi de 0,2% para as resinas epóxica e autopolimerizável, enquanto para os demais materiais variou de 0,3 a 0,5%. Essas alterações na distância de molar a molar para os diferentes materiais não foram significantes clinicamente, tendo em vista que não puderam ser detectadas pelo paciente ou pelo profissional durante a inserção das próteses.

Em 1962, Woefel et al.<sup>117</sup> determinaram as alterações na distância de molar a molar e de sulco vestibular a sulco vestibular em próteses após a imersão em água, armazenagem a seco, re-hidratação e aquecimento. Foram confeccionadas doze pares de próteses superiores e inferiores com menor espessura e 12 espessas, utilizando-se oito tipos de resinas acrílicas, um poliestireno, um copolímero de vinil-acrílico, uma resina epóxica e uma borracha rígida. As condições experimentais foram: A- armazenagem em água a 23°C entre 12 e 35 meses; B- desidratação por períodos de até 3 semanas em dessecador; C- armazenagem em água a 37° C por períodos de até 3 semanas; e D- aquecimento em água por 30 minutos em temperaturas que variaram de 50 a 100°C. A imersão em água revelou que a maior parte das alterações ocorreram nos primeiros 3 meses de imersão exceto em algumas próteses espessas e três próteses confeccionadas de resina epóxica. Durante a desidratação e re-hidratação, contração e expansão geralmente acompanharam as alterações de peso. As próteses confeccionadas com os oito tipos de resina acrílica apresentaram maior

contração na desidratação (0,59 a 0,9 %) e expandiram em água (0,54 a 0,88 %). Para o mesmo material, as alterações dimensionais em próteses espessas na desidratação e na re-hidratação foram 1/8 a 1/4 dos valores observados para as próteses de menor espessura. Isso poderia indicar que quanto menos espessa a prótese na secção transversal, maior é a alteração dimensional por perda ou ganho de água. A re-hidratação praticamente compensou a desidratação para as duas espessuras de próteses. Quando se avalia o aquecimento, a quantidade de alteração dimensional indica o grau de tensão residual que foi liberada durante esse processo. Essas tensões foram induzidas na prótese durante o processamento quando a resina para base de prótese, que apresenta maior expansão, foi moldada e resfriada em modelo de gesso de baixa expansão. Resinas que foram polimerizadas à temperatura ambiente ou ligeiramente acima revelaram liberação de tensões no aquecimento em água comparativamente menor. A quantidade de tensão está relacionada com a temperatura que a polimerização ou a prensagem é realizada. A progressão de aquecimento foi utilizada para se determinar a partir de que temperatura a tensão começa a ser liberada. Geralmente pequenas distorções das próteses, incluindo aquelas confeccionadas de resina acrílica, ocorreram até o limite de 80-90° C. Menor distorção ocorreu nas próteses espessas após o aquecimento a 100°C. A porcentagem de ganho de peso causado pelo aquecimento variou de 0,1 a 0,4%. Não houve correlação entre esse ligeiro aumento no peso e as alterações dimensionais causadas pela liberação das tensões internas.

A absorção de água pelas resinas acrílicas segue, de acordo com Braden<sup>17</sup> em 1964, princípios matemáticos de difusão. Desse modo, são necessários dois parâmetros físicos para se definir o processo de absorção de água: coeficiente de difusão e equilíbrio de concentração. O coeficiente de difusão relaciona-se ao tempo necessário para saturar uma amostra, sendo, portanto, uma propriedade física de grande importância. A temperatura apresenta um efeito significativo no coeficiente de difusão, pois o tempo necessário para saturar uma amostra irá depender diretamente da temperatura do meio. Por outro lado, a

temperatura não altera o equilíbrio de concentração. Levando em consideração que o processo de absorção de água segue princípios matemáticos de difusão, o tempo necessário para saturar uma amostra pode ser previsto. Esse tempo parece ser muito superior que o utilizado na prática. De acordo com o autor, a imersão de um provisório em água durante 48 horas seria insuficiente para saturá-lo, principalmente se a água estiver fria. Além disso, a relação entre o período de tempo necessário para saturação e a espessura das amostras também deve ser considerada.

Beech,<sup>13</sup> em 1975, avaliou o efeito de diferentes sistemas de polimerização sobre a distribuição de peso molecular, conteúdo de monômero residual e resistência transversa de resinas para base de prótese. Segundo o autor, corpos-de-prova de resina que apresentam uma alta proporção de polímeros com peso molecular acima de  $10^5$  comportam-se como polímeros típicos de cadeia longa, resultando em propriedades físicas e mecânicas mais favoráveis. Para a realização deste estudo, corpos-de-prova (50 mm x 70 mm x 4 mm) foram obtidos por ativação térmica e química. Dois métodos distintos de ativação térmica foram avaliados: a) polimerização por 14 h a 70 °C e b) polimerização por 2 h a 70 °C, seguida de 2 h a 100 °C. A polimerização química era obtida por uma semana à temperatura ambiente. A distribuição de peso molecular foi determinada após a polimerização das resinas. Segundo os resultados, os corpos-de-prova termopolimerizados produziram valores de peso molecular mais altos que aqueles com polimerização ativada quimicamente. De acordo com o autor, este fato se deve à presença de amina terciária na resina autopolimerizável que proporciona maior número de radicais livres e, conseqüentemente, de cadeias poliméricas curtas. Porém, a proporção de polímero com peso molecular acima de  $10^5$  foi semelhante para todos os corpos-de-prova. Com o objetivo de avaliar o efeito do aquecimento sobre o peso molecular de resina previamente polimerizada, corpos-de-prova foram quimicamente polimerizados e, após uma semana, submetidos ao aquecimento a 100 °C por 2 h. O autor verificou um aumento de 5 % de polímero com peso molecular abaixo de  $10^5$ , tendo sido considerado insuficiente para

comprometer as propriedades da resina. Esses resultados sugerem que o monômero residual foi convertido em polímero com baixo peso molecular, por meio do aumento da temperatura para 100° C. Concomitantemente, um aumento na resistência à flexão foi observado. Assim, o autor concluiu que a menor resistência transversa produzida pela resina ativada quimicamente não estaria relacionada ao peso molecular, mas sim à presença de monômero residual, causando efeito plastificante.

As alterações dimensionais de resinas acrílicas processadas por três técnicas diferentes foram comparadas por Becker et al.<sup>12</sup> em 1977. Foram confeccionados 27 modelos de gesso superiores idênticos. Em cada modelo, foram confeccionados 7 orifícios com 1,0 a 1,5 mm de profundidade, utilizando-se um delineador para assegurar o paralelismo durante a confecção desses orifícios. Tanto a posição horizontal (eixos X e Y) como vertical (eixo Z) dos orifícios foram mensuradas. Os orifícios 1, 2 e 3 foram posicionados na crista do rebordo, sendo o n° 1 localizado na papila incisiva e os n°s 2 e 3 nas tuberosidades. As bases desses três orifícios formavam um plano que foi utilizado como posição de referência para comparar as alterações na posição dos outros 4 orifícios após o processamento. Os n°s 4 e 6 foram localizados na região do sulco vestibular posterior. Os orifícios n°s 5 e 7 foram posicionados na linha média do palato. As mensurações entre os orifícios foram realizadas em cada prótese antes do processamento, após a remoção do modelo e após o acabamento e polimento. Em todas as próteses, o acabamento e polimento foram realizados 3 ou 4 semanas após a remoção do modelo. Durante a montagem dos dentes foram realizados pontos de referência entre os incisivos centrais, nos primeiros pré-molares e nos primeiros molares. As distâncias entre esses pontos foram mensuradas após: o enceramento, o processamento, a remoção do modelo e o acabamento e polimento. As técnicas avaliadas foram a prensagem com a associação de silicone e gesso, prensagem com gesso somente e um sistema de resina fluída (Trupour System). Os autores concluíram que: 1- Todas as três técnicas de processamento demonstraram alterações tri-dimensionais na posição dos dentes e na superfície da

prótese. As alterações foram menores que aquelas observadas em outros estudos; 2-Nenhuma das técnicas mostrou-se superior às outras, com relação à estabilidade dimensional.

Douglas e Bates,<sup>36</sup> em 1978, avaliaram a presença de monômero residual em resinas acrílicas indicadas para confecção de bases de prótese, utilizando as técnicas de cromatografia gasosa e espectrofotometria por infravermelho. Foram avaliadas neste estudo resinas do tipo fluidas, autopolimerizáveis e termopolimerizáveis. Os resultados indicaram que as resinas termicamente ativadas produziram as menores concentrações de monômero residual. Por outro lado, as resinas fluidas resultaram em concentrações de monômero residual extremamente altas (2,32 % a 5,01 %) após a polimerização que, segundo os autores, se deve à maior proporção pó/líquido desses materiais, além dos ciclos de processamento utilizados. As resinas ativadas quimicamente também resultaram em níveis de monômero residual mais alto (1,79 %) em comparação com as termicamente ativadas (0,17 %). Porém, uma redução de 21 % de monômero residual foi observada após 24 h de imersão em água, independentemente do sistema de ativação de polimerização. Segundo os autores, quanto mais elevada for a temperatura de polimerização, menores serão os níveis de monômero residual. Entretanto, uma maior contração térmica de polimerização deve ocorrer durante o resfriamento, causando desajustes da base da prótese.

Segundo Jagger,<sup>51</sup> em 1978, as propriedades de uma resina termopolimerizável contendo agente de ligação cruzada podem variar, dependendo do ciclo de polimerização utilizado durante o seu processamento. Dessa forma, o autor avaliou o efeito de quatro diferentes ciclos de polimerização sobre o nível de monômero residual, resistência à tração, dureza, viscosidade e absorção de água de uma resina acrílica termopolimerizável. Os resultados evidenciaram que o aumento rápido da temperatura no ciclo em que a resina era polimerizada por 1 h a 100° C, com conseqüente alta decomposição inicial do peróxido de benzoíla, promoveu um polímero com grande número de cadeias,

porém com baixo peso molecular. Apesar disso, os valores de peso molecular observados nos quatro ciclos foram considerados satisfatórios. Dessa forma, as variações observadas em relação às propriedades de dureza e resistência à tração foram relacionadas com a presença de monômero residual que, segundo os autores, causa efeito plastificante na resina, na medida que reduz as forças intermoleculares, permitindo maior deformação do polímero sob ação de forças. Foi observado, ainda, que a conversão de monômero em polímero é altamente favorecida pelo aumento da temperatura final de polimerização de 70° C para 100° C, com redução no nível de monômero residual de 2,08% para 0,69%. Assim, o autor sugere que as resinas termopolimerizáveis sejam polimerizadas por 7 h a 70° C, sendo a seguir submetidas a 100° C por 1 h. A temperatura baixa inicial previne a incidência de porosidade, além de proporcionar um alto peso molecular. O período final de 1 h a 100° C permite a redução rápida de monômero residual.

De Gee et al.,<sup>33</sup> em 1979, propuseram um método de mensuração para se determinar a forma tri-dimensional de uma prótese total superior. Foram confeccionados quatro pontos de referência nos modelos padrão, referências essas transferidas às bases no momento de sua confecção. Foram utilizados cinco diferentes tipos de resina para base de prótese (todos à base de polimetilmetacrilato): uma resina autopolimerizável (Vertex - A1), uma termopolimerizável (20 minutos a 100 °C - Vertex - A2), uma termopolimerizável com agente de ligação cruzada (1 hora a 70° C e 30 minutos a 100° C - Mucostate - B3), uma termopolimerizável com agente de ligação cruzada (20 minutos a 100° C - Mucostate - B4) e uma resina autopolimerizável fluida (30 minutos a 50° C - Perligon - C5). Foram confeccionadas duas bases de prótese de cada material e, imediatamente após a confecção, foram realizadas as mensurações. Uma das próteses foi armazenada em água a 37° C e a outra armazenada à temperatura ambiente e as mensurações foram repetidas ao longo de um período de 2 meses. As contrações iniciais, mensuradas logo após a polimerização das duas próteses de cada tipo de resina, foram aproximadamente iguais, indicando um comportamento constante dos materiais para cada técnica de processamento

avaliada. A resina termopolimerizável com agente de ligação cruzada (B4) revelou a maior contração (0,88 e 1,04%). A menor contração (0,49 e 0,50%) da resina termopolimerizável convencional (A2) pode ser explicada pela ausência de agente de ligação cruzada. O material com agente de ligação cruzada (B3) apresentou contração (0,47 e 0,52%) mais favorável em comparação a resina B4 e similar à do material termopolimerizável A2 (0,49 e 0,50%) e da resina C5 (0,36 e 0,45%). Como esperado, a resina autopolimerizável A1 revelou a menor contração (0,16 e 0,17%). Todas as próteses armazenadas em água apresentaram expansão na alteração dimensional relativa (somatória das distâncias entre todos os pontos de referência).

O principal objetivo da investigação de Lorton e Phillips,<sup>62</sup> em 1979, foi determinar a temperatura necessária para induzir distorção em uma prótese de resina e determinar se o desgaste durante o acabamento poderia produzir um aumento de temperatura similar. Na primeira fase do experimento foram confeccionados oito corpos-de-prova de resina termopolimerizável convencional, com dimensões de 6 x 5 cm e bordas em três lados para simular a parte periférica de uma prótese total maxilar. Um sensor termoeletrico foi colocado na região posterior e a resina autopolimerizável foi preparada e aplicada na parte interna dos corpos-de-prova. O conjunto foi pressionado contra uma superfície de gesso isolada, tendo sido mantida uma espessura de 1,5mm de resina autopolimerizável. As alterações térmicas foram registradas durante 30 minutos. Três corpos-de-prova foram removidos do gesso após 15 minutos para completarem a polimerização na bancada para se avaliar o efeito da absorção de calor pelo gesso. Após 30 minutos, cada conjunto foi desgastado na região posterior com fresas diamantadas ou carbide até que o sensor fosse exposto. Na segunda etapa, nove próteses de resina acrílica termopolimerizável, com pontos de referências na região de molar, foram processadas e imersas em água a 37° C por 3 semanas. Três corpos-de-prova permaneceram em água para servirem de controle. As temperaturas de teste foram de 70, 80, 90 e 100° C. A cada temperatura, com exceção de 100° C, as bases foram imersas por 10 minutos,

então removidas e armazenadas por 8 horas a 37° C antes das mensurações. Os corpos-de-prova foram testados duas vezes a 100° C. Primeiro foram imersos por 2 minutos, depois por 6 minutos. As alterações foram avaliadas por meio da mensuração da distância entre molares e pela adaptação das próteses em modelos de gesso. Os resultados da primeira fase revelaram um aumento máximo de 3° C quando a resina autopolimerizável foi polimerizada em contato com o gesso e de 9,5° C, quando foi removida antes da polimerização final. Os aumentos de temperatura durante os desgastes, a uma distância de 2mm do sensor, foram de 22 a 22,5° C, para as fresas carbide, e de 32 a 42° C para as diamantadas. Quando o desgaste continuou além dos 2 mm, a temperatura aumentou para 100° C. Na segunda fase, todos os corpos-de-prova revelaram alguma variação nas medidas entre molares em relação ao grupo inicial. Entretanto, a distorção, avaliada pela adaptação da prótese ao modelo, não foi observada até que a temperatura utilizada fosse de 100° C. Das nove próteses aquecidas a 100° C por 2 minutos, 6 apresentaram contração na distância entre molares variando de 0,04% a 1,14%. Quando o aquecimento a 100° C foi por 6 minutos, 3 das nove próteses apresentaram contração na distância entre molares variando entre 0,39% a 1,22%. O aquecimento da resina durante o acabamento e polimento pode alterar a resina e permitir que as tensões sejam liberadas. Os autores concluíram que as alterações dimensionais na prótese de resina acrílica que causem desajuste só ocorrem quando as temperaturas são elevadas acima de 90° C.

No estudo de Ruyter e Svendsen,<sup>89</sup> em 1980, resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis foram comparadas por meio de testes de resistência à flexão, tendo sido avaliada a influência de agentes de ligação sobre essa propriedade. Os resultados deste estudo demonstraram que, para as resinas termopolimerizáveis, não houve diferença significativa entre a resistência à flexão produzida pelos materiais que apresentavam etilenoglicol dimetacrilato (EGDM) e aqueles compostos por 1,4 butanediol dimetacrilato (1,4 BDMA) como agentes de ligação cruzada. Segundo os autores, a presença de agentes de ligação cruzada promove, após a polimerização da resina, a ocorrência de radicais livres

remanescentes que apresentam efeito plastificante durante os testes de flexão. Tendo em vista que o aumento da temperatura de polimerização proporciona maior grau de conversão do monômero em polímero, as resinas termopolimerizáveis produziram menores níveis de radicais livres, reduzindo seu efeito sobre a resistência à flexão dos materiais. Entretanto, as resinas autopolimerizáveis que apresentavam 1,4 BDMA na sua composição produziram valores de resistência à flexão superiores em relação aos observados nos materiais contendo EGDMA. De acordo com os autores, no agente de ligação cruzada 1,4 BDMA, os radicais livres apresentam-se mais distantes entre si em comparação com o EGDMA, tornando-os mais reativos. Assim, nas resinas compostas de 1,4 BDMA, um menor nível de radicais livres deve ter ocorrido, resultando em menor efeito plastificante durante os testes de flexão.

A presença de monômero residual e rede de ligação cruzada em resinas termopolimerizáveis, autopolimerizáveis e fluidas foi avaliada por Ruyter e Øysaed<sup>88</sup> em 1982. Os métodos de análise gravimétrica e espectrofotometria por infravermelho foram utilizados neste estudo. Os resultados demonstraram que as resinas termopolimerizáveis apresentaram menores níveis de monômero residual em comparação com as resinas polimerizadas por ativação química. Segundo os autores, durante a reação de polimerização das resinas termopolimerizáveis, um tempo suficientemente longo (30 min a 45 min) permite que o monômero de metil metacrilato, juntamente com o agente de ligação cruzada etilenoglicol dimetacrilato, penetrem nas pérolas de polímero, resultando na formação de uma rede de ligação cruzada. No entanto, se somente um dos dois radicais livres do agente de ligação cruzada reagir, outros estarão presentes podendo, segundo os autores, atuar como plastificantes.

O efeito de diferentes métodos de polimerização sobre os níveis de monômero residual de uma resina autopolimerizável foi investigado por Lamb et al.<sup>56</sup> em 1983. Para isso, o autor confeccionou corpos-de-prova com a resina Simplex Rapid, polimerizados sob pressão higroscópica, utilizando duas

diferentes temperaturas de polimerização (22° e 55° C). Por meio do método de espectrometria de ressonância, o autor demonstrou que radicais livres continuam presentes na resina, após a polimerização inicial, em temperatura ambiente por período de até 40 dias após a reação, evidenciando que polimerização adicional posterior é possível. Imediatamente após a polimerização, foram observados maiores níveis de monômero residual e radicais livres em corpos-de-prova polimerizados a temperatura de 22° C, em comparação àqueles polimerizados a 55° C. Entretanto, tendo em vista uma maior concentração de radicais livres nos corpos-de-prova polimerizados a 22° C, uma maior velocidade de redução dos níveis de monômero residual foi observado nos corpos-de-prova polimerizados nesta temperatura devido à progressão de polimerização. Os resultados evidenciaram, ainda, que os níveis de monômero residual reduziram em função do tempo de armazenagem, tendo sido esta redução mais expressiva nos primeiros dias. Segundo os autores, se a redução nos níveis de monômero residual ocorre devido à polimerização continuada nos locais dos radicais ativos, então, durante a armazenagem em temperaturas mais altas, as moléculas de monômero poderiam se difundir mais rapidamente até esses locais e a redução dos níveis de monômero deveria aumentar. Os resultados deste estudo confirmaram essa hipótese, tendo em vista que os níveis de monômero residual dos corpos-de-prova polimerizados tornaram-se praticamente não detectáveis após 25 dias de armazenagem a 37° C e após somente 6 dias a 50° C. Um outro aspecto observado pelos autores foi que a utilização de menor proporção pó-líquido resultou em níveis significativamente maiores de monômero residual que aqueles observados para corpos-de-prova preparados com maior proporção pó-líquido. A diferença nesses níveis tornou-se aparente 2 a 3 dias após a polimerização, quando a diminuição inicial mais rápida termina. A causa pode ser atribuída ao fato de que, com a proporção pó-líquido menor a proporção peróxido de benzoíla/amina terciária é reduzida e, dessa forma, a velocidade de decomposição do peróxido aumenta. Conseqüentemente, o efeito será a diminuição da concentração de radicais livres de longa duração e um aumento no conteúdo de monômero residual.

Garfunkel,<sup>40</sup> em 1983, comparou as alterações dimensionais de próteses processadas pelo método de injeção com as da técnica tradicional de inclusão e prensagem. Foram confeccionadas 20 próteses, sendo 10 superiores e 10 inferiores. Pequenos orifícios foram confeccionados em diferentes dentes e em pontos específicos das bases para serem utilizados como referência para as mensurações. As próteses foram remontadas após a polimerização e as alterações na dimensão vertical de oclusão foram registradas pela medida da quantidade de abertura do pino. As mensurações entre os pontos de referência foram realizadas na fase de enceramento antes da inclusão, tendo sido consideradas as medidas iniciais a partir das quais as alterações dimensionais nos sentidos vertical, ântero-posterior, horizontal e diagonal poderiam ocorrer. As mensurações subsequentes foram realizadas (1) após o processamento, (2) após a demuflagem e (3) após as próteses terem sido polidas e armazenadas em água à temperatura ambiente por 1 semana. Os resultados revelaram aumento na dimensão vertical nos dois métodos de processamento. A quantidade de abertura do pino no método por injeção foi duas vezes maior que no método de prensagem tradicional. Quanto às distâncias entre os pontos de referência, os resultados variaram com alguns valores demonstrando expansão e outros contração. A autora concluiu que diversas alterações na posição dos dentes de próteses totais ocorrem desde o estágio de enceramento até as fases de polimerização e polimento. As próteses que foram processadas pelo método de prensagem tradicional apresentaram maiores alterações nos sentidos horizontal e diagonal que as próteses processadas por injeção. Entretanto, as alterações verticais antes da demuflagem foram maiores no método por injeção. Com base no teste estatístico, não houve diferença significativa entre os métodos estudados.

Ainda em 1983, Inoue et al.<sup>49</sup> analisaram o efeito do conteúdo de monômero residual sobre as propriedades viscoelásticas de resinas acrílicas. As resinas Acron (termopolimerizável); Repairsin (autopolimerizável); Cast resin, Palapress, Pour-n-cure e Pronto II (fluidas) foram utilizadas neste estudo. O conteúdo de monômero residual foi verificado por meio de cromatografia a gás e a

leitura da viscoelasticidade dos materiais foi realizada em um viscoelastômetro dinâmico, utilizando-se 3,5 Hz de frequência e temperaturas entre 120°-130 °C. Além dessas propriedades, a temperatura de transição vítrea dos materiais também foi analisada. Foi avaliado, ainda, o efeito de um tratamento térmico (100 °C por 1 h) sobre as propriedades mencionadas. Cada corpo-de-prova foi pesado e armazenado em um dessecador por 3, 7 ou 14 dias a 23° ± 0,5 °C. Os resultados demonstraram que a quantidade de monômero residual das resinas fluídas foi 3,6 a 4,7 vezes maior que a da resina termopolimerizável. A porcentagem do monômero residual das resinas fluídas diminuiu com o tempo após a polimerização. Para os corpos-de-prova armazenados por 3 horas, as porcentagens de monômero residual das resinas fluídas foram de 2,06 % para a resina Pour-n-cure, 1,79 % para a resina Pronto II, 1,86 % para a resina Palapress e 1,57 % para a resina Castin. Para a resina termopolimerizável (Acron), a porcentagem de monômero residual foi de 0,43 % e para a resina autopolimerizável (Repairsin) foi de 1,86 %, após 3 h de armazenagem. As propriedades viscoelásticas das resinas avaliadas foram favorecidas após a polimerização complementar por 1 h a 100 °C. Os resultados do tratamento térmico demonstraram que os materiais testados apresentaram uma elevação da temperatura de transição vítrea. A porcentagem de monômero residual foi diminuída pelo aquecimento dos materiais a 100 °C por 1 h (Cast resin - 1,01 %, Palapress - 0,36 %, Pour-n-cure - 1,57 %, Pronto II - 1,64 % e Repairsin - 1,08 %).

Huggett et al.,<sup>47</sup> em 1984, avaliaram o efeito da utilização, no ciclo de polimerização, de um período final de aquecimento em água em ebulição, na estabilidade dimensional de uma resina termopolimerizável. Além disso, o efeito dos ciclos de polimerização reversa, longos e curtos, foi comparado com os dos ciclos de polimerização longos. Para esse estudo foi utilizado o pó à base de polimetilmetacrilato, sem pigmento, contendo 0,26% do iniciador peróxido de benzofila. O componente do líquido utilizado foi o metilmetacrilato, com o inibidor hidroquinona (0,006%). Foi utilizado um modelo padrão metálico, semelhante a um arco desdentado, com pontos de referência. Foi realizada uma

moldagem inicial com silicone, a partir da qual foram obtidos 40 modelos de gesso. Os modelos foram mensurados em um comparador ótico Nikon com aumento de 10x. Foram construídas 10 bases para cada um dos ciclos estudados (Ciclo longo – 14 horas a 70° C; Ciclo longo com aquecimento final - 14 horas a 70° C seguido de 3 horas a 100° C; Ciclo médio – água em ebulição por 20 minutos, 68° C por 20 minutos e água em ebulição por 20 minutos; Ciclo curto - mufla inserida em água em ebulição, remoção do calor por 20 minutos, aquecimento até a ebulição da água e manutenção nessa temperatura por 10 minutos). As bases foram mensuradas 24 horas após sua confecção e após armazenagem em água a 37° C por um mês, tendo sido as mensurações comparadas com os respectivos modelos. Segundo os autores, o valor ideal de alteração dimensional é zero e quanto maior for o desvio em relação a este valor, menos adequada seria a adaptação da prótese. Os resultados foram apresentados em porcentagem de alteração nas dimensões ântero-posterior e posterior. Uma contração de 1% representa aproximadamente 0,5 mm na dimensão posterior. Os resultados revelaram que todos os ciclos promoveram contração na polimerização e expansão após armazenagem em água por 28 dias. Essa expansão não foi suficiente para compensar a contração prévia e todas as bases quando saturadas permaneceram menores que os modelos sobre os quais foram confeccionadas. Entretanto, pode ser visto que o percentual de contração em todas as dimensões é muito pequeno; nunca excedendo 1%. Então, pode ser concluído que essas alterações dimensionais não são detectáveis pelo paciente e assim não tem significado clínico.

McCartney<sup>64</sup> (1984) avaliou a combinação dos efeitos da adaptação das vertentes laterais, da base no palato e da maloclusão associados com o processo de distorção de uma prótese total maxilar. Foram confeccionadas próteses totais maxilares para 40 pacientes, seguindo os critérios estéticos, fonéticos e funcionais para se determinar a espessura e o contorno da prótese, bem como a posição dos dentes artificiais. Os modelos mestres foram duplicados, medidos e esses valores foram inseridos em uma fórmula para se gerar um índice

de profundidade do palato. O modelo duplicado foi alterado de modo a criar um alívio de 2 a 3 mm na região das rugosidades palatinas. Metade das próteses foi polimerizada por 15 horas a 165° F e a outra metade a 165° F por 1 ½ seguido de 212° F por 30 minutos. Após a demuflagem foram criados pontos de referência nos molares mais distais de cada arco. A distância entre os molares foi medida através de um compasso. A prótese foi então removida do modelo e a distância de molar a molar foi medida novamente. Outras marcações foram realizadas na borda interna da prótese mais ou menos na região de molar, essa medida foi chamada de distância de vertente a vertente. Após o acabamento e polimento, foram realizadas novas medidas após 3 horas, 1, 2, 3 dias e 1 semana de intervalo. Metade das próteses também foram medidas semanalmente até o período de 3 semanas. Uma semana após a remoção do modelo, a prótese foi assentada no modelo duplicado e o espaço formado foi preenchido com gesso. Após uma hora a prótese foi removida e as zonas de distorção foram medidas. Após a realização dos ajustes das áreas de compressão e do ajuste oclusal, foi cimentado um pedaço de matriz de 0,0015 in de espessura na distal de um dos molares. Todos os seis pacientes selecionados para esse segmento do trabalho foram capazes de sentir o contato prematuro oclusal de 0,002 in de espessura. O mesmo procedimento foi realizado na vertente interna da prótese e somente 1 dos seis pacientes percebeu a diferença. As observações realizadas nesse estudo indicam que o processamento em água fervente afetou de maneira adversa a adaptação da base no palato e aumentou a distorção na região média do palato em 25%. Ao mesmo tempo, as maloclusões causadas pelo fato das próteses serem processadas pelo método rápido, parecem aumentar em 50% quando as distâncias entre molares dentro e fora do modelo são comparados com as próteses processadas pelo método de polimerização longo. Tanto a distância inter-molar como inter-flanco parecem se estabilizar após a remoção da prótese do modelo para ambos os processos de polimerização. Os resultados revelam que o processo de relaxamento que ocorre depois da remoção da base do modelo e a indução de maloclusão resultam em uma magnitude que pode ter significado clínico. Um paciente pode notar diferenças como aquelas encontradas na distância de molar a molar entre os modelos dentro e fora do

gesso. Uma significativa discrepância na adaptação, como resultado do processo de confecção, é notada clinicamente. Este estudo revelou que as distorções posteriores, resultantes da absorção de água e posterior relaxamento, não possuem significado clínico. Não foi detectada diferença estatisticamente significativa com o tempo na distância de flanco a flanco. Os autores concluíram mesmo se sabendo o índice de profundidade do palato ou a espessura posterior da base da prótese, não é possível se prever o grau de adaptação (espaço formado) na região posterior do palato. Geralmente a porção média do palato é a mais espessa e raramente a desadaptação nessa região excede os 0,6mm. A utilização de uma broca n° 6 permite um desgaste suficiente para compensar essa desadaptação. A distorção adicional da base da prótese e os efeitos associados na oclusão se estabilizam após 24 horas depois da remoção da prótese do modelo. Após esse período ocorre distorção por absorção de água, mas esse efeito não possui magnitude suficiente para se ter significância estatística. O ajuste oclusal só deve ser feito após o ajuste das áreas de compressão. A utilização do ciclo curto de polimerização com a utilização de água fervente, revelou resultar em aumento de 25% no espaço de distorção do palato e um aumento de 50% na indução de maloclusão em comparação com o ciclo longo de polimerização.

Rohrer e Bulard,<sup>86</sup> em 1985, realizaram um estudo para avaliar a efetividade das microondas na redução da infecção cruzada entre consultório odontológico e laboratório de prótese. Os autores realizaram as experiências com os microorganismos inoculados em tubos de ensaio contendo meio de Brain-Heart Infusion. Próteses, brocas metálicas e peças de mão foram contaminadas com  $10^5$  org/mL de cada um dos seguintes microrganismos: três tipos de bactérias não esporuladas (*S. aureus*, *S. epidermidis* e *K. pneumoniae*), uma bactéria aeróbica esporulada (*B. subtilis*), uma bactéria esporulada anaeróbica (*C. histolyticum*), um fungo (*C. albicans*) e 2 vírus (polio tipo 1 e herpes simplex tipo 1). Para as irradiações no forno de microondas os corpos-de-prova foram ou não fixados a um dispositivo rotacional tridimensional desenvolvido pelos autores. Os corpos-de-prova contaminados foram submetidos às microondas a uma potência de 720

W, nos tempos experimentais de 0, 1, 3, 5, 8 e 10 min e incubados a 37 °C. A bactéria *B.subtilis* foi também inoculada em tiras de papel irradiadas por 20 minutos. O crescimento dos microorganismos foi avaliado para todos os materiais após 24 h e 48 h pela análise da turvação do meio e crescimento de colônias em placas de Petri. Para a irradiação das próteses, duas condições foram avaliadas para os testes de estabilidade dimensional: as próteses foram mantidas por 15 min em água ou foram mantidas a seco, antes de serem irradiadas. Os resultados obtidos evidenciaram maior efetividade no tratamento com microondas quando o dispositivo rotacional tridimensional foi utilizado. As próteses contaminadas com as suspensões individuais de 4 bactérias aeróbicas e do fungo apresentaram esterilização para todos os microorganismos testados após 8 min de exposição às microondas. Não foram observadas alterações dimensionais tanto para as próteses imersas previamente em água quanto para as mantidas a seco e expostas às microondas em até 16 minutos.

Wolfaardt et al.,<sup>119</sup> em 1986, realizaram um estudo para determinar a influência de diferentes variáveis na alteração dimensional de uma resina de polimetilmetacrilato mensuradas em várias regiões da mufla, desde a área central até 5 mm da borda. As variáveis de processamento avaliadas foram: material de inclusão, isolante, proporção polímero / monômero, prensagem, pressão externa e ciclos de polimerização. Foram confeccionados 5 padrões de níquel cromo, com duas partes perpendiculares entre si, apresentando duas diferentes espessuras. Esses padrões foram incluídos de acordo com as condições experimentais. Para material de inclusão foram utilizados gesso  $\alpha$ -hemihidrato e um  $\beta$ -hemihidrato. Para isolar a superfície do gesso, foram testados um isolante à base de alginato e um silicone. A resina acrílica utilizada foi uma termopolimerizável convencional (Stellon). As proporções polímero / monômero testadas foram a convencional de 2,5 / 1 em peso e a de 1,25 / 1. A quantidade de resina utilizada foi inferior ou superior ao volume necessário. Testou-se também a utilização de pressão máxima e ausência de pressão na mufla. Os ciclos de polimerização utilizados foram o padrão adotado pela especificação n° 12 da ADA e o curto, que consistia em

colocação das muflas em água em ebulição por 60 minutos. Dessa forma, foi confeccionado um total de 128 corpos-de-prova, que após serem submetidos às condições experimentais foram medidos em micrômetro de bancada. Foram realizadas 28 mensurações por corpo-de-prova. Quanto ao fator material utilizado para a inclusão, foi observado que as alterações se relacionam mais com as qualidades intrínsecas da resina do que com o efeito do tipo de gesso. As alterações variaram de + 16  $\mu\text{m}$  a - 186  $\mu\text{m}$  para a espessura maior e de + 7  $\mu\text{m}$  a + 135  $\mu\text{m}$  para a espessura menor. Uma diferença estatística significativa foi encontrada entre os dois isolantes, tendo sido menores as alterações proporcionadas com aquele à base de alginato, para ambas as espessuras (de -9  $\mu\text{m}$  a + 74  $\mu\text{m}$ ). A utilização de diferentes proporções entre polímero e monômero também revelou diferença estatística. A proporção convencional produziu contração nas áreas espessas que reduziu em direção à parte externa. A utilização de metade da proporção resultou em contração significativamente maior, a qual também reduziu em direção à parte externa. Para as áreas de pequena espessura, a proporção convencional produziu uma expansão que aumentou em direção a parte externa, enquanto a metade da proporção resultou em contração na parte central e expansão na parte externa. Com relação à pressão de prensagem, 12 dos 14 corpos-de-prova com ambas espessuras (menor e maior) revelaram diferenças estatisticamente significantes entre as prensagens com e sem pressão. Com relação aos métodos de polimerização, foi observado que corpos-de-prova com maior espessura, processados como método de polimerização longo, revelaram uma contração que diminuiu em direção à parte externa, enquanto o método rápido de polimerização proporcionou expansão na área externa e subsequente contração que aumentou em direção a região central. Os corpos-de-prova com menor espessura, processados pelo método longo, revelaram contração central que reduziu em direção à parte externa e o processo de polimerização rápido resultou em expansão que aumentou em direção à parte externa

Murphy et al.,<sup>69</sup> em 1986, estudaram uma série de propriedades físicas e mecânicas de quatro materiais para reembasamento (Peripheral Seal,

Total, Rebaron, e Kooliner) e utilizaram para comparação dois materiais para base de prótese, sendo um convencional ativado por calor (Trevalon) e um autopolimerizável convencional (De Trey SOS). As propriedades avaliadas foram: resistência ao impacto, estabilidade dimensional, temperatura de transição vítrea, dureza, escoamento, deflexão transversa, sorção, solubilidade, consistência, tempo de trabalho e pico exotérmico. Os resultados dos testes indicaram que as propriedades desses materiais foram relacionadas aos constituintes do pó e do líquido. Materiais contendo polietil metacrilato/butil metacrilato (Peripheral Seal, Total, Kooliner) foram inferiores ao material à base de polimetil metacrilato/metil metacrilato (Rebaron), que obteve propriedades similares às das resinas para base compostas por polimetil metacrilato e o agente de ligação cruzada etileno glicol dimetacrilato (De Trey SOS e Trevalon). As resinas Peripheral Seal, Total, Rebaron e Kooliner, devido ao alto conteúdo de metacrilato ou plastificante, apresentaram alta flexibilidade e não fraturaram durante o ensaio de flexão. Os picos exotérmicos observados foram considerados aceitáveis para a utilização intrabucal dos materiais reembasadores. Entretanto, os valores obtidos são comparativos e não absolutos, pois a temperatura exotérmica depende da quantidade e espessura do material, tendo sido utilizados, neste estudo, corpos-de-prova cilíndricos com 4mm de diâmetro e 6mm de espessura. Os baixos valores de resistência ao impacto, dureza, temperatura de transição vítrea e a alta flexibilidade dos materiais polietil/butil demonstraram suas limitações. Segundo os autores, quando o reembasamento ou a extensão das bordas de uma prótese é realizado, contração menor que 2% entre as regiões das tuberosidades normalmente não é detectável na cavidade bucal. Além disso, os materiais contendo o monômero butil metacrilato são menos irritantes em comparação aos materiais que contêm metil metacrilato, aspecto que favorece sua utilização na cavidade bucal.

O efeito da adição de diferentes agentes de ligação cruzada, bem como de diferentes concentrações, sobre a resistência ao impacto de uma resina termopolimerizável à base de polimetil metacrilato foi investigado por Price<sup>81</sup> em

1986. Foram selecionados oito agentes de ligação cruzada com base nas diferenças de comprimento e flexibilidade das cadeias moleculares. As concentrações de agentes de ligação cruzada incorporadas ao monômero de metil metacrilato variavam de 10 a 50%. Os resultados demonstraram que, de maneira geral, a resistência ao impacto era reduzida com o aumento da concentração de agente de ligação cruzada incorporado. Foi observada, ainda, uma menor resistência ao impacto quando agentes de ligação cruzada com cadeias curtas eram utilizados, como por exemplo, o etilenoglicol dimetacrilato. O agente de ligação cruzada com cadeias mais longas, porém menos flexíveis, 1,6 hexametilenoglicol dimetacrilato (1,6 HMGDMA), não produziu efeito sobre a resistência ao impacto quando utilizado em concentrações de até 25%. Por outro lado, a incorporação de agentes de ligação cruzada com cadeias mais longas e flexíveis (tetraetilenoglicol dimetacrilato e polietilenoglicol 600 dimetacrilato) favoreceu significativamente a resistência ao impacto. A maior flexibilidade dessas moléculas, segundo os autores, está relacionada à presença de átomos de oxigênio nas cadeias moleculares. Assim, os resultados permitiram concluir que o tamanho das cadeias moleculares dos agentes de ligação cruzada apresentou menor efeito sobre a resistência ao impacto da resina em comparação com o aumento da flexibilidade da cadeia.

Ristic e Carr,<sup>84</sup> em 1987, relataram que as resinas acrílicas absorvem água e expandem lentamente durante certo período de tempo. A difusão da água provavelmente ocorre entre as macromoléculas, as quais são forçadas a se afastar ligeiramente. Essa separação torna as moléculas móveis e, dessa forma, tensões geradas durante a polimerização da resina acrílica podem ser liberadas, com conseqüente relaxamento intermolecular e possível alteração na forma da prótese. Neste estudo, os autores avaliaram as alterações na dimensão vertical de 35 corpos-de-prova de resinas acrílicas com dentes por um período de 4 semanas de imersão em água e verificaram a movimentação vertical de cada dente, individualmente, dentro do corpo-de-prova. O corpo-de-prova consistia de resina acrílica termopolimerizável ao redor de uma base de gesso. A base de cada corpo-

de-prova foi confeccionada de modo que o gesso e a resina apresentassem o mesmo nível. Quatro dentes posteriores foram montados no sentido méso-distal sobre a superfície superior do corpo-de-prova. Um micrômetro digital e um comparador foram utilizados para estabelecer a dimensão vertical. Os corpos-de-prova, após sua confecção, permaneceram em água a 37° C, sendo as mensurações realizadas após o 1°, 2°, 7°, 14°, 21° e 28° dias de imersão. Os resultados revelaram que o maior aumento na dimensão vertical ocorreu durante as primeiras 24 horas (0,045mm). Ocorreu um aumento de 0,415% (0,096mm) na dimensão vertical de oclusão durante o período de 3 semanas de absorção de água. Uma das vantagens das alterações causadas pela absorção de água é compensar parcialmente a contração que ocorre no processamento da prótese.

De Clerck,<sup>32</sup> em 1987, avaliou vários aspectos relacionados à utilização de irradiação por microondas para a polimerização de resinas acrílicas utilizadas para a confecção de bases de prótese. Segundo o autor, a reação de polimerização das resinas termopolimerizáveis é uma reação de adição que necessita da ativação de um iniciador denominado peróxido de benzoíla. A sua decomposição promove os primeiros radicais livres responsáveis pelo início da reação em cadeia de polimerização por meio do rompimento de ligações duplas das moléculas de metil metacrilato. A reação de polimerização ocorre de maneira mais rápida na medida que a temperatura da resina é aumentada, como ocorre nos métodos tradicionais de banho de água. Porém, segundo o autor, neste método de processamento, a temperatura interna da resina pode atingir valores acima daquela de ebulição do monômero (108 °C), causando porosidades internas. Este aquecimento excessivo ocorre em função da dificuldade de dissipação, para o meio externo, do calor gerado tanto pela reação exotérmica de polimerização como pelo aquecimento da mufla. Dessa forma, nos métodos convencionais, a polimerização deveria ser conduzida lentamente e a temperaturas mais baixas. Segundo o autor, com a utilização da energia de microondas, o calor pode ser gerado diretamente na resina, sendo a temperatura da mufla mantida relativamente baixa. As microondas são descritas como sendo ondas eletromagnéticas

produzidas por um gerador denominado de magnetron. As moléculas de metil metacrilato são capazes de se orientar no campo eletromagnético das microondas e, a uma frequência de 2450 MHz, utilizada pelos fornos de microondas domésticos, alteram sua direção (vibração) aproximadamente 5 bilhões de vezes por segundo. Conseqüentemente, numerosas colisões moleculares ocorrem causando rápido aquecimento. Dessa forma, o aumento da temperatura ocorre no interior do material, independentemente da sua condutividade térmica. Segundo o autor, nos métodos convencionais, o aumento da temperatura de aquecimento da resina ocorre no final do ciclo de polimerização, impedindo o deslocamento das moléculas de monômero em direção aos radicais livres. Conseqüentemente, monômero residual fica retido no polímero. Tendo em vista que as microondas atuam diretamente nas moléculas de monômero, à medida que o grau de polimerização aumenta, um número menor de moléculas de monômero absorvem a energia gerada, tornando-as progressivamente mais ativas. Dessa forma, uma reação completa de polimerização ocorre resultando em níveis de monômero residual extremamente baixos. O autor relata, ainda, que a diferença entre a polimerização convencional e aquela que utiliza microondas parece estar relacionada com a maneira através da qual as moléculas são movimentadas. No método convencional, as moléculas se movem por meio de choques térmicos que recebem de outras moléculas, sendo, portanto, movimentadas passivamente e seu movimento é somente uma consequência do calor externo. Na polimerização com microondas, as moléculas de monômero são positivamente movimentadas pela alta frequência do campo eletromagnético e, assim, seus movimentos é que causam o calor interno, o qual é somente uma consequência de sua movimentação.

Ainda em 1987, Robinson et al.<sup>85</sup> avaliaram o efeito de diferentes métodos de imersão para limpeza de prótese sobre a alteração de cor e resistência à flexão de resinas convencionais à base de metil metacrilato, sendo duas termopolimerizáveis (Trevalon C e Metrocyl) e uma resina autopolimerizável (DeTrey Rapid Repair). Os autores submeteram os materiais aos tratamentos de

imersão em solução de peróxido alcalino (Steradent) seguindo-se as orientações dos fabricantes e, também, em condições adversas em que as resinas foram imersas nessa solução ou em água a diferentes temperaturas que variavam de 21 °C a 95 °C. Foi também avaliado o efeito da imersão em solução de hipoclorito de sódio a 95 °C, assim como a associação dos tratamentos com a exposição das resinas à vapor de acetona previamente à imersão. As soluções foram substituídas diariamente e os tratamentos foram realizados durante 18 horas por dia, sendo os corpos-de-prova mantidos em água à temperatura ambiente nas 6 horas restantes. Os resultados demonstraram que, seguindo-se as orientações dos fabricantes, nenhuma alteração de cor ou da resistência à flexão foi observada após a imersão dos corpos-de-prova na solução de peróxido alcalino. Foi verificado, ainda, que tanto uma resina termopolimerizável como outra autopolimerizável apresentaram aumento significativo de resistência à flexão após terem sido imersas em água a 95 °C, o qual foi relacionado pelos autores com possível aumento no grau de polimerização desses materiais, proporcionado pela alta temperatura.

No mesmo ano, Polyzois et al.<sup>78</sup> compararam a estabilidade dimensional de três resinas para bases de prótese (SR 3/60 Rapid, QC-20, Acron Rapid), idealizadas para ciclo curto de polimerização (água em ebulição por 20 ou 25 minutos), com uma resina de alto impacto (SR 3/60 Plus) e outra convencional (SR 3/60 convencional), processadas com ciclo longo de polimerização (8 horas a 70° C). Para isso, 5 próteses idênticas foram obtidas com cada material, a partir de modelos e moldes de silicona padronizados. Por meio de um paquímetro digital, mensurações foram realizadas nas bases de prótese e entre dentes artificiais após as fases de enceramento, processamento, demuflagem, e armazenagem das próteses em água a 20° C por uma semana. As alterações dimensionais observadas foram, então, calculadas em porcentagem. Os valores obtidos nas mensurações entre os sulcos vestibulares, direito e esquerdo, variaram de 0,44% (QC - 20) a 1% (SR 3/60). Após 1 semana em água, os valores foram de 0,44% (QC - 20) a 0,84% (SR 3/60 Rapid). Todos os materiais apresentaram expansão após armazenagem em água. As alterações na distância entre molares ao final da

avaliação, variaram de 0,05 mm (SR 3/60 Plus) a 0,19 mm (SR 3/60 Rapid), as quais, segundo os autores, são difíceis senão impossíveis de serem detectadas clinicamente. Os resultados demonstraram que todos os materiais produziram contração linear abaixo de 1 %, considerada pelos autores como clinicamente insignificante.

Anderson et al.,<sup>2</sup> em 1988, estudaram as alterações dimensionais de uma resina termopolimerizável à base de polimetilmetacrilato processada através do método de injeção comparado com o método convencional. Foi confeccionada uma matriz metálica com contorno quadrado e com uma elevação em uma de suas extremidades. O padrão possuía alguns pontos de referência tendo sido as distâncias entre esses pontos mensuradas diretamente na matriz metálica e nos corpos-de-prova, com o auxílio de um comparador ótico Nikon. O padrão metálico foi incluído em mufla e, após sua remoção, a resina termopolimerizável Lucitone foi inserida no molde obtido e processada pelo método convencional. Seguindo-se os procedimentos recomendados pelo fabricante, a resina SR-Ivocap foi processada pelo método de injeção. Os corpos-de-prova de cada material foram mensurados durante as primeiras 24 horas após o processamento e após 30 dias de imersão em água à temperatura ambiente. A diferença em relação à matriz metálica foi calculada em porcentagem de alteração dimensional. As dimensões de todos os corpos-de-prova processados por ambas as técnicas foram menores que os valores da matriz. Essa contração de polimerização nas primeiras 24 horas variou de 1,34% a 2,49% para o método convencional e de 0,35% a 0,78% para o método por injeção. Após 30 dias de armazenagem em água, os corpos-de-prova apresentaram tendência geral de aumentar suas medidas lineares. Esses resultados estão de acordo com a absorção de água apresentada pelo polimetilmetacrilato quando em meio aquoso. As alterações, no entanto, com exceção de uma das distâncias avaliadas, não foram estatisticamente significantes. Além disso, a expansão não foi capaz de compensar a contração de polimerização. Para o método convencional, os valores de contração em relação ao modelo padrão, após a armazenagem, variaram de 0,92% a 2,53%. Para o método de injeção, esses

valores variaram de 0,29% a 0,69%. Segundo os autores, a técnica de incluir diretamente a matriz no gesso elimina uma série de variáveis presentes no processo de confecção de padrões de cera uniformes. A ausência de dentes artificiais nos corpos-de-prova eliminou fatores como movimentação dental durante a inclusão e processamento. As alterações dimensionais resultantes foram diretamente atribuídas à polimerização da resina e as alterações mínimas do gesso. Em geral, os corpos-de-prova convencionais apresentaram contração três vezes maior que aqueles obtidos pelo método de injeção. Essas diferenças foram estatisticamente significantes para as três distâncias mensuradas entre os pontos de referência em cada corpo-de-prova. Segundo os autores, é improvável que as diferenças observadas entre as duas técnicas seja clinicamente significativa na adaptação da prótese aos tecidos.

A relação entre a espessura e as alterações dimensionais das próteses, principalmente na região posterior do palato, foi avaliada por Chen et al.<sup>24</sup> também em 1988. Outro objetivo do trabalho foi determinar se a técnica de polimerização rápida ou a de resfriamento rápido são alternativas aceitáveis em relação ao método tradicional de confecção de próteses no que se refere à alteração dimensional. Foram confeccionadas 48 próteses totais em três espessuras diferentes (1,5, 3 e 5 mm) com as resinas termopolimerizáveis Lucitone e Hircoe seguindo as recomendações dos fabricantes. Os quatro ciclos utilizados foram: 1-polimerização rápida, resfriamento lento sobre a bancada; 2-polimerização rápida resfriamento rápido em água; 3- polimerização convencional, resfriamento rápido em água; 4- polimerização tradicional, resfriamento lento sobre a bancada. Após o processamento, as próteses foram reposicionadas sobre os modelos originais sem pressão e o desajuste entre a prótese e o modelo na região do palato foi mensurado (mm). Além disso, a distância de molar a molar foi mensurada antes e após o processamento em porcentagem de alteração. As próteses foram removidas dos modelos e armazenadas em água deionizada por 1 mês, e as mensurações foram novamente realizadas. Após o processamento, a distância de molar a molar nos corpos-de-

prova apresentou valores menores que a medida original dos modelos. Este estudo revelou que a imersão em água por 30 dias diminuiu a contração de molar a molar, mas aumentou a alteração dimensional na área do palato. Revelou também que a alteração dimensional de molar a molar em próteses menos espessas é significativamente maior que em próteses com maior espessura. Os resultados revelaram que a maior alteração dimensional ocorreu na região posterior do palato nas próteses de maior espessura. A grande contração volumétrica que ocorre durante a polimerização de próteses espessas pode ter maior efeito na distorção da região posterior do palato que na área de molar a molar. Não foi encontrada diferença significativa entre os diferentes métodos de processamento de prótese utilizados nesse estudo. O maior desajuste entre a prótese e o modelo na região posterior do palato ocorreu no grupo de resfriamento rápido em água, indicando que a velocidade de resfriamento da mufla tem efeito significativo sobre a contração observada em próteses. A explicação mais razoável para esse efeito é que, durante a alteração rápida de temperatura da prótese, causada pelo resfriamento em água, uma contração térmica irregular ocorre em várias áreas induzindo a maior deformação. Os autores concluíram que o desajuste entre a prótese e o modelo na região posterior do palato variou de 0,23 a 0,58 mm, com as próteses de maior espessura apresentando maiores fendas; a porcentagem de contração de molar a molar foi de 0,16 a 0,49% entre os corpos-de-prova dos dois materiais testados e, de modo geral, quanto menor a espessura da prótese maior a alteração de molar a molar; os ciclos de polimerização apresentaram pouco efeito sobre a contração de polimerização, porém deve-se evitar o resfriamento rápido em água.

A estabilidade dimensional de várias resinas para base de prótese foi avaliada por Takamata et al.<sup>105</sup> em 1989. Foram confeccionados 42 modelos em gesso tipo IV a partir de um padrão metálico. Sobre esses modelos foram confeccionadas bases em cera nas quais foram montados os dentes artificiais. As resinas avaliadas foram duas termopolimerizáveis, sendo uma de ciclo longo (Acron) e outra de ciclo rápido (Acupac 20), uma resina fluida (PERform), uma

fotoativada (Triad) e uma polimerizada em microondas (Acron MC). A resina Acupac 20 foi também polimerizada por meio da irradiação com microondas, tendo sido utilizados dois tempos e potências (13 min a 90W e 1,5 min a 500W). Após a confecção, os corpos-de-prova permaneceram em água deionizada por pelo menos 21 dias antes dos testes, os quais foram realizados em ambiente com temperatura controlada (23° C). Os corpos-de-prova foram preenchidos com silicone para moldagem de baixa viscosidade e reposicionados nos modelos sob uma carga de 7,25 libras aplicada na superfície oclusal. Após 3,5 minutos, a pressão foi reduzida para 4,25 libras e após 8 minutos a carga foi completamente removida. A prótese foi separada do padrão metálico, o material de moldagem foi, então, removido e pesado. Um microscópio foi utilizado para avaliar o desajuste da borda posterior em 5 diferentes pontos, tendo sido aplicada carga de 7,25 lbs na região oclusal durante esse procedimento. O maior desajuste foi obtido com a resina termopolimerizável Acron, polimerizada por 30 min a 70° C e 30 min a 100° C. A resina fluida quimicamente ativada PERform e a resina polimerizada em microondas Acron MC proporcionaram a melhor adaptação. Todos os grupos revelaram contração durante o processamento, mais aparente na região vestibular. A resina ativada por luz Triad, assim com a resina Acupac 20, polimerizada pelo calor (20 min a 100° C) ou por irradiação com microondas, produziram bases com adaptação intermediária.

A estabilidade tridimensional de uma série de sistemas de resina para base de próteses, após a polimerização, foi estudada por Latta et al.<sup>57</sup> em 1990. Foram confeccionadas 40 próteses maxilares idênticas, a partir de um modelo padrão metálico com três pontos de referência, dois na região de dentes e um na parte posterior do palato. Foram confeccionados 10 corpos-de-prova para cada uma das resinas estudadas (Hy-Pro Lucitone, PERform, SR-Ivocap e Accelar 20), seguindo as recomendações dos fabricantes. As próteses, após o processamento, foram posicionadas em um padrão de silicone para a padronização da orientação para as tomadas radiográficas frontal, lateral e oclusal. Essas radiografias foram realizadas: (1) antes do processamento, (2) após o

processamento, (3) imediatamente após a remoção do modelo e (4) após 30 dias. As mensurações entre os pontos permitiram observar as alterações dimensionais ocorridas nos sentidos látero-lateral (A' - B'), ântero-posterior (A' - C') e diagonal (B' - C'). Investigações prévias realizadas em duas dimensões demonstraram alterações durante o processamento das bases de prótese da ordem de 0,2 a 0,5%. Os resultados desse estudo estão bem próximos dos encontrados na literatura, permanecendo em valores inferiores a 1%. Por outro lado, uma variação muito maior foi encontrada quando a terceira dimensão foi acrescentada: as médias ficaram entre 0,2 a 8,1% para a dimensão frontal e 0,2% a 9% na lateral. Esses valores, no entanto, devem ser interpretados com cuidado, tendo em vista que a dimensão látero-lateral, antes do processamento era, em média, de 0,0697 polegada. Uma alteração de igual magnitude, embora pequena, seria expressa como 100% de alteração e uma alteração mínima de apenas 0,069 polegada seria representada como 10%. Comparando-se os sistemas avaliados, a resina SR-Ivocap, por injeção, apresentou alteração dimensional estatisticamente maior em seis mensurações, e as resinas PERform (por injeção) e Accelar 20 (inclusão e prensagem) em duas mensurações, enquanto a resina Hy-Pro Lucitone (inclusão e prensagem) não revelou alteração dimensional para nenhuma das medidas. Embora as resinas PERform e Accelar 20 foram inferiores nas mensurações látero-laterais na dimensão frontal, essa diferença foi de somente 0,017 a 0,029 polegadas, respectivamente, e provavelmente não significantes clinicamente. Os autores relataram que alterações dimensionais como as observadas neste estudo, indicam a necessidade de procedimentos para corrigir a adaptação e a função das próteses antes da sua colocação, como o ajuste de áreas de compressão na superfície interna da base e a remontagem para a correção de discrepâncias oclusais.

Uma resina fotopolimerizável para reembasamento direto foi desenvolvida e comparada com uma resina termopolimerizável e outra autopolimerizável, por Hayakawa et al.<sup>44</sup> em 1990. As propriedades físicas, resistência de união com a resina de base e alteração dimensional foram avaliadas.

Segundo os autores, apesar da resina fotopolimerizável avaliada apresentar altos níveis de ligação cruzada, sua resistência à flexão foi inferior, quando comparada àquelas produzidas pelos demais materiais. Pela análise das curvas força/deformação, registradas durante os testes de flexão, os autores concluíram que a resina fotopolimerizável, apesar de ser mais rígida, apresentou comportamento friável que foi relacionado ao alto número de ligações cruzadas deste material. Porém, quando este material era associado à resina termopolimerizável, os corpos-de-prova resultantes se comportaram de maneira distinta em relação àqueles obtidos somente com o material fotopolimerizável. Foi observado que estes corpos-de-prova mistos eram menos susceptíveis à fratura durante a aplicação contínua de forças. Com relação às alterações dimensionais, observadas na região do selado periférico posterior de bases de prótese reembasadas, foi verificado que a resina fotopolimerizáveis (0,07 a 0,25 mm) e autopolimerizáveis (0,04 a 0,21 mm) proporcionaram valores inferiores em relação àquelas reembasadas com uma resina termopolimerizável (0,11 a 0,46 mm). A resistência de união entre o material reembasador fotopolimerizável e uma resina convencional para base de prótese foi semelhante àquela observada quando uma resina autopolimerizável para reembasamento foi testada.

O efeito da irradiação por microondas sobre a estabilidade dimensional de resinas acrílicas foi avaliado por Burns et al.<sup>20</sup> também em 1990. Vinte corpos-de-prova (36 mm x 6 mm) foram confeccionados para cada uma das resinas testadas (Lucitone 199, Triad e Perm). Em seguida, todos os corpos-de-prova foram pesados e mensurados. Seis corpos-de-prova de cada material foram imersos em água à temperatura ambiente por 30 dias antes dos testes e seis corpos-de-prova de cada resina foram armazenados a seco pelo mesmo período de tempo. Após a armazenagem, os corpos-de-prova foram pesados e mensurados novamente. Os corpos-de-prova foram colocados individualmente em um forno de microondas contendo um recipiente de vidro com água. Os corpos-de-prova foram irradiados por 15 minutos em potência máxima e, então, novamente pesados e mensurados. Os resultados demonstraram que todos os materiais testados

apresentaram uma pequena alteração dimensional (de 0,02 % a 0,03 %) após a exposição às microondas. Entretanto, essas alterações não foram consideradas significantes clinicamente. Além disso, os autores observaram que os corpos-de-prova mantidos a seco apresentaram aumento de peso e maior alteração dimensional que aqueles imersos em água. Esse aumento de peso foi atribuído à absorção de água pelos corpos-de-prova durante a irradiação, devido ao ambiente úmido criado pela evaporação da água mantida no recipiente no interior do forno. Por outro lado, os corpos-de-prova armazenados em água antes da irradiação, apresentaram redução de peso após a exposição às microondas.

Breeding et al.,<sup>18</sup> em 1991, compararam a alteração dimensional na região vestíbulo distal de bases de prótese após o reembasamento com três resinas. Um padrão metálico simulando arco superior desdentado, foi utilizado para confeccionar 30 bases de prótese com 1,5 a 2 mm de espessura utilizando-se uma resina para base de prótese de alto impacto (Lucitone 199). Durante a confecção dessas bases, três fios ortodônticos quadrados foram posicionados (dois na região vestíbulo-distal e um no centro do palato), sendo, posteriormente, utilizados como pontos de referência para as mensurações das alterações dimensionais. Além disso, essas bases foram confeccionadas de tal forma que apresentassem um espaço de 1,5 em relação ao padrão metálico, para a realização do reembasamento. A resina de base foi manipulada seguindo as recomendações do fabricante e polimerizada por 9 horas a 165° F. Após o processamento, as bases de prótese foram armazenadas em água à temperatura ambiente até sua utilização. Durante o reembasamento foi utilizada uma guia para permitir o correto posicionamento das bases. O reembasamento foi realizado utilizando-se a resina fotopolimerizável Triad e as resinas termopolimerizáveis Lucitone 199 e Accelar 20, polimerizadas com o ciclo longo (9 horas a 165° F). Foram confeccionados 10 reembasamentos para cada resina. As mensurações entre os pontos de referência foram realizadas por meio de um microscópio comparador imediatamente antes do reembasamento e logo após a polimerização do material reembasador e remoção da base da guia utilizada no procedimento. Os valores obtidos para as

alterações dimensionais dos materiais reembasadores termopolimerizáveis (0,34 e 0,32 %) foram semelhantes aos encontrados na literatura para as resinas de base (0,3 a 0,5 %), indicando que, provavelmente, o ajuste clínico de um reembasamento seria similar ao da colocação de uma prótese nova. Os valores observados para a contração da resina Triad foi maior que os das termopolimerizáveis (0,74%). Os valores obtidos para os três materiais variaram de 0,18 mm a 0,42 mm, que corresponderam a 0,32 a 0,74%, e não seriam clinicamente significantes para a maioria dos pacientes. Para aqueles casos em que a região vestibular posterior apresentar retenções ou mucosa fina, mais ajustes serão necessários quando a resina Triad for utilizada como material reembasador. Depois de processada, a prótese reembasada é usualmente armazenada em água até sua colocação. Durante essa armazenagem, algum processo de compensação da contração ocorre através da absorção de água. Entretanto, os procedimentos de reembasamento são comumente realizados de maneira rápida para reduzir o tempo em que o paciente deve ficar sem a prótese. Esta redução significa menor tempo de imersão em água. Com a utilização da resina Triad, a armazenagem em água pode ser totalmente eliminada tendo em vista que o reembasamento pode ser realizado no próprio consultório.

Sanders et al.,<sup>93</sup> em 1991, avaliaram, comparativamente a adaptação de bases confeccionadas pelo método convencional de polimerização de próteses e pela utilização da energia de microondas. Para a confecção das bases, foi utilizado um modelo padrão de alumínio, simulando arco superior desdentado. As resinas utilizadas foram Lucitone, Justi e Justi para microondas. Foram confeccionadas 20 bases de cada material, sendo 10 processadas pelo método convencional e 10 em forno de microondas. Após a polimerização, as bases foram armazenadas em água por 24 horas. Após esse período, as bases foram posicionadas sobre o modelo padrão, sob carga de 20 libras. As mensurações foram realizadas nos 60 corpos-de-prova em cinco pontos da região de selado posterior, com o auxílio de espaçadores de diversas espessuras posicionados no espaço existente entre as bases e o modelo padrão. Os pontos 1 e

5, localizados na crista dos rebordos, apresentaram os menores valores de desajuste, tendo sido na maioria dos corpos-de-prova abaixo de 0,04 mm. O ponto 3, localizado na linha média apresentou a maior variação, de 0,04 a 0,15 mm. Segundo os autores, variações nas mensurações de 0,040 mm a 0,150 mm na adaptação das bases ao modelo não seriam clinicamente significantes. Discrepâncias dessa magnitude praticamente não seriam detectáveis. Os autores concluíram que as bases obtidas pela polimerização em microondas apresentaram adaptação ao modelo similar àquelas polimerizadas pelo método convencional. Os resultados também revelaram que a resina específica para polimerização em microondas não proporcionou melhor adaptação que as resinas convencionais avaliadas.

A estabilidade dimensional de bases de próteses polimerizadas em microondas em comparação com o método tradicional foi avaliada por Wallace et al.<sup>112</sup> em 1991. Modelos de gesso foram obtidos a partir de um padrão em resina que simulava um arco superior desdentado, apresentando 7 pontos de referência. Sobre esses modelos foram enceradas bases utilizando-se uma lâmina de cera, as quais foram incluídas em mufla. Após a remoção da cera, as bases foram polimerizadas utilizando-se a resina Lucitone caracterizada. O grupo controle (grupo 1) foi constituído de bases de resina polimerizadas em água a 165° F por 9 horas. Para os 4 grupos experimentais, a resina foi polimerizada em um forno de microondas utilizando-se as seguintes combinações entre potência e tempo: grupo II – 86 W por 13 minutos e 448 W por 2 minutos; grupo III – 86 W por 6,5 minutos de cada lado e 448 W por 10 minutos de cada lado; grupo IV – 241 W por 10 minutos; grupo V - 397 W por 2,5 minutos de cada lado. As bases foram armazenadas em água destilada à temperatura ambiente durante 1 mês. As bases, com os pontos de referência reproduzidos na resina, foram mensuradas e comparadas com os valores obtidos nos respectivos modelos de gesso, utilizando-se comparador ótico (projeto de perfil). Os resultados revelaram diferenças significativas entre o grupo controle e os vários grupos processados em microondas, em duas das cinco dimensões avaliadas, tendo sido observado que a

precisão das bases polimerizadas em microondas foi maior que aquelas polimerizadas em água (controle). Houve uma tendência geral de contração das 10 bases de prótese processadas pelo método convencional, tendo sido observado que 72% das medidas obtidas foram menores que aquelas correspondentes nos modelos. Entretanto, nas 40 bases de prótese processadas com energia de microondas, somente 54% das medidas foram menores que aquelas obtidas nos respectivos modelos. Essas porcentagens variaram entre os 4 grupos polimerizados com energia de microondas: grupo II - 52%; grupo III - 54%; grupo IV - 66% e grupo V - 44%. Os valores absolutos observados para a distância entre os dois pontos de referência, localizados na região posterior do palato, foram de 0,126 mm para a resina termopolimerizável e de 0,043 a 0,099 mm para os grupos polimerizados em microondas. Para a distância entre os pontos localizados na crista do rebordo, na região dos segundos molares, os valores foram de 0,078 mm para a resina termopolimerizável e variaram de 0,069 a 0,119 mm quando a polimerização foi realizada em microondas.

Al-Hanbali et al.,<sup>1</sup> em 1991, estudaram a adaptação das bases de resina acrílica de próteses totais, polimerizadas em banho de água por ciclos curtos e longos e em energia de microondas. Trinta bases de resina acrílica convencional de polimetil metacrilato foram confeccionadas sobre modelos de gesso, tendo sido dez corpos-de-prova polimerizados em banho de água a 70° C por 10 h, dez polimerizados em banho de água a 100° C por 20 min e dez polimerizados em forno de microondas a 65 W por 25 min. Posteriormente, todas as bases receberam outra camada de resina acrílica seguindo a mesma técnica de polimerização para avaliar as possíveis alterações dimensionais que ocorrem quando as resinas são submetidas a um segundo ciclo de polimerização durante procedimentos de reparo ou nos casos em que bases de prova termopolimerizáveis são utilizadas. Durante esse segundo ciclo, a liberação de tensões tem sido apontada como causa de distorção. O segundo ciclo foi realizado utilizando-se as mesmas condições e temperaturas do primeiro, com exceção do ciclo longo que foi de 12 horas a 65° C. Com auxílio de material de moldagem à base de silicone

interposto entre o modelo de gesso e a base, foi possível mensurar o índice de desajuste em sete pontos pré-determinados, após o primeiro e segundo ciclos. Os resultados evidenciaram que, apesar do ciclo rápido em banho de água apresentar a rapidez da polimerização em aparelho de microondas, essa técnica foi inferior na redução das alterações dimensionais das resinas acrílicas convencionais. Além disso, foi verificado que a realização de um segundo ciclo de polimerização proporcionou alterações dimensionais adicionais nas bases de próteses.

Com o objetivo de verificar o efeito de diferentes métodos de polimerização sobre os níveis de monômero residual de resinas para base de prótese, Harrison e Huggett,<sup>41</sup> em 1992, avaliaram 23 resinas termopolimerizáveis. Os corpos-de-prova com 65 X 40 X 5 mm foram confeccionados com as resinas, utilizando-se 11 diferentes métodos de processamento, que incluíam ciclos de polimerização longos, reversos e curtos. O conteúdo de monômero residual de cada corpo-de-prova foi avaliado por meio de cromatografia gás-líquida de alta resolução. Os resultados demonstraram alta variação (0,56 % a 18,46 %) entre os níveis de monômero residual produzidos pelos diferentes métodos de polimerização. Estes resultados foram, basicamente, influenciados pelos ciclos mais curtos de polimerização e por aqueles realizados a baixa temperatura (60°C), proporcionando os maiores níveis de monômero residual. Porém, quando as muflas eram imersas em água aquecida a 70 °C por um período de 7 h, seguida de um aquecimento a 100° C por 1 h, esta variação foi amplamente reduzida, produzindo níveis de monômero residual entre 0,54 % e 1,08 %.

Huggett et al.,<sup>48</sup> em 1992, avaliaram a alteração dimensional e a estabilidade de bases de prótese de resina acrílica produzidas pelo método de injeção e pelo método convencional de inclusão e prensagem. Foi utilizado um modelo metálico, que simula um arco desdentado, apresentando 3 pontos de referência, a partir do qual foram obtidos modelos de gesso utilizados no enceramento e confecção das bases. Foram confeccionadas 10 bases utilizando-se

o sistema de injeção, sob pressão de 6 atmosferas. Para o método convencional foram confeccionadas 30 bases, 10 para cada uma das condições: (1) ciclo curto - 100° C por 20 minutos, resfriamento por 10 minutos e imersão em água fria; (2) ciclo longo - temperatura ambiente até 70° C em 1 hora e manutenção nessa temperatura por 7 horas; e (3) ciclo longo - temperatura ambiente até 70° C em 1 hora e manutenção nessa temperatura por 7 horas, seguido de 3 horas a 100° C. As mensurações foram realizadas, utilizando-se um comparador ótico Nikon, em 5 fases: no modelo de gesso, nas bases, imediatamente após a demuflagem, após a imersão em água a 37° C por 24 horas, 28 dias, e 4 meses. Os resultados revelaram que estatisticamente o método de injeção foi diferente dos outros métodos, apresentando menores alterações. Todas as 40 bases utilizadas nesse estudo revelaram contração para as três distâncias mensuradas entre os pontos de referência, para todos os períodos de tempo. A única exceção foi observada para o método de injeção, que apresentou média de expansão de 0,06%, em uma das dimensões, após imersão em água por 28 dias; entretanto, essa diferença não foi significativa. As variações nos valores de alteração observados para as três distâncias mensuradas foram de -0,284% a +0,060% para o método de injeção, de -0,293% a -0,814% para o ciclo curto, de -0,234% a -0,499% para o ciclo longo e de -0,239% a -0,660% para o ciclo longo com período terminal a 100° C.

Também em 1992, Salim et al.<sup>92</sup> compararam a alteração dimensional de corpos-de-prova retangulares de resina polimerizados por três processos diferentes: o método convencional, o sistema SR-Ivocap e a polimerização em microondas. Os corpos-de-prova (18 para cada material) foram confeccionados a partir de padrões de cera de 60 X 25 X 3 mm. Foram confeccionados nesses padrões quatro orifícios com cerca de 1,5 mm de profundidade. As resinas utilizadas foram Bio resin, SR-Ivocap e Acron MC, processadas seguindo-se as recomendações dos fabricantes. As distâncias entre as perfurações (A, B, C e D) foram mensuradas, utilizando-se um microscópio Nikon, nos padrões em cera e imediatamente após a polimerização. O vetor das seis dimensões foi calculado ( $V = AB, BC, CD, AD, AC, BD$ ) e utilizado para a

comparação entre os métodos de processamento. Os resultados demonstraram que o método SR-Ivocap exibiu menor alteração dimensional em relação aos métodos convencional e a polimerização em microondas. Além disso, não houve diferença estatística entre a polimerização convencional e em microondas. Nessa pesquisa, somente corpos-de-prova retangulares foram utilizados. Segundo os autores, a utilização de corpos-de-prova que apresentam forma simples, permite a avaliação da alteração dimensional da resina acrílica propriamente dita. Dessa forma, os resultados das alterações dimensionais podem ser atribuídos diretamente à resina acrílica e ao método de processamento. Entretanto, para a situação clínica, é necessário considerar a influência de outros fatores na estabilidade dimensional como forma e espessura da prótese, além da presença de dentes artificiais

Caycik e Jagger,<sup>22</sup> também em 1992, avaliaram o efeito de diferentes concentrações de agentes de ligação cruzada sobre as propriedades de resistência à flexão, deflexão, resistência à tração e módulo de elasticidade de uma resina termopolimerizável, à base de metil metacrilato. Os agentes de ligação cruzada etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA), tetraetilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) e polietilenoglicol 600 dimetacrilato (PEG 600 DMA) foram selecionados para este estudo e apresentam, respectivamente, 1, 4 e 13 unidades C-C-O, caracterizando diferentes comprimentos de cadeia molecular. Os resultados demonstraram que o agente de ligação cruzada EGDMA, em concentração de 10 % em peso, produziu um aumento significativo na resistência ao impacto da resina acrílica. Porém, pouca alteração foi observada nas demais propriedades. Os agentes de ligação cruzada com cadeias mais longas (TEGDMA e PEG 600 DMA) produziram efeito mais significativos sobre a resistência ao impacto. Porém, a resistência à flexão e à tração, bem como o módulo de elasticidade foram reduzidos, particularmente em concentrações maiores (40 % e 60 %) e, de maneira mais acentuada, quando o agente de ligação cruzada PEG 600 DMA era utilizado.

Sykora e Sutow,<sup>98</sup> em 1993, compararam a estabilidade dimensional ao longo da borda posterior do palato de bases de próteses maxilares de resina acrílica que foram processadas por técnica de injeção contínua ou técnica de prensagem convencional. Esse estudo também avaliou a influência da forma do palato na estabilidade dimensional dessas bases. Dez modelos maxilares com abóbada palatina plana e dez com abóbada palatina curva foram confeccionados em gesso. Sobre esses modelos foram obtidas as bases de resina acrílica utilizando-se Lucitone 199 e SR-Ivocap. A adaptação entre a superfície palatina interna da base da prótese e o respectivo modelo foi mensurada com microscópio em intervalos de 5 mm ao longo da borda posterior dessas bases. Essas mensurações foram realizadas nas seguintes etapas: 1- imediatamente após o processamento, mas antes da demuflagem; 2- após o acabamento e polimento das bases e 3- após a imersão em água (23° C) por 1 hora, 1 dia e 1 semana. Os resultados demonstraram que a magnitude da abertura da borda posterior é extremamente dependente da forma do palato, com a abóbada plana proporcionando maior distorção comparada com a abóbada curva. Dessa forma, segundo os autores, em estudos que utilizam corpos-de-prova em forma de bases de próteses superiores, a influência da forma do palato deveria ser considerada, quando a magnitude de distorção de um material ou técnica está sendo avaliada e quando dois ou mais materiais ou técnicas estão sendo comparados em relação a diferenças percentuais. Para as duas técnicas, os resultados revelaram que as maiores alterações lineares na borda posterior do palato de bases de próteses geralmente ocorreram quando essas bases eram removidas dos modelos de gesso. Os resultados desse estudo revelaram, ainda, que a técnica de injeção proporcionou menores alterações dimensionais que a técnica de processamento convencional. As alterações dimensionais da técnica por injeção foram reduzidas após 1 semana de imersão em água, enquanto para a técnica convencional nenhum efeito significativo foi observado. Aparentemente, a absorção de água e a liberação das tensões residuais foram fatores importantes para se determinar diferenças na alteração dimensional entre as duas técnicas. O significado clínico

da menor alteração dimensional obtida com a técnica de injeção contínua não é conhecido.

Dyer e Howlett,<sup>37</sup> em 1994, investigaram a estabilidade dimensional de uma resina à base de polimetilmetacrilato específica para polimerização em microondas e uma resina de polimetilmetacrilato desenvolvida para polimerização rápida em água e examinaram a distorção subsequente de ambas as resinas ao serem reparadas com a resina processada em microondas. Foi utilizado um modelo padrão metálico simulando arco superior desdentado, a partir do qual foram confeccionados 40 modelos de gesso. Os modelos foram divididos em dois grupos, de acordo com a técnica de polimerização das bases: 1 – resina à base de polimetilmetacrilato modificada para processamento rápido em água em ebulição (Meliodent – 22 minutos a 100° C); e 2- resina à base de polimetilmetacrilato modificada para processamento em forno de microondas (Acron MC – 3 minutos a 500W). A adaptação de cada base ao modelo foi avaliada através da mensuração da espessura de material de moldagem interposto entre a base e o modelo padrão. As bases foram, então, seccionadas na direção sagital, proporcionando um espaço de 1 mm entre as duas partes. O reparo foi realizado utilizando-se a resina acrílica processada em microondas, com potência de 500W e tempo de polimerização reduzido para 2 minutos, em função do pequeno volume de material necessário para o reparo. A seguir, a estabilidade dimensional das bases foi novamente avaliada. Os autores observaram que a maior distorção foi vista na linha média do palato, tendo sido as médias de distorção para as bases de resina termopolimerizável e polimerizadas por microondas, após a polimerização inicial, de 0,79 mm e 0,7 mm, respectivamente. Não foram observadas diferenças significativas na distorção média entre as bases termopolimerizadas e as de microondas após a polimerização inicial. Da mesma forma, não houve diferença significativa entre as duas técnicas de processamento após a realização dos reparos. Esses resultados sugerem que existem poucas diferenças nas tensões presentes nas bases produzidas pelos dois métodos avaliados. Diferenças significativas foram observadas quando a distorção das

bases, antes e após os reparos, foram comparadas, em cada uma das técnicas de processamento avaliadas, ou seja, todas as bases apresentaram distorção adicional significativa durante o reparo realizado com a resina acrílica polimerizada em microondas.

O efeito de quatro técnicas de polimerização sobre a adaptação de bases de prova sobre os respectivos modelos foi estudado por Elahi e Abdullah<sup>38</sup> em 1994. Foram confeccionadas 50 bases de prova superiores utilizando-se resina acrílica autopolimerizável. A resina foi espatulada por 1 minuto e quando a mistura atingiu a fase pegajosa, água à temperatura ambiente foi adicionada ao recipiente de mistura, para reduzir a liberação de calor, aumentar o tempo de trabalho e evitar que o material ficasse aderido nas paredes do recipiente. A resina foi manipulada e posicionada em um molde que produzia uma lâmina de espessura uniforme de 2 mm. A lâmina de resina foi posicionada na abóbada palatina e adaptada nas demais regiões, por meio de pressão manual e os excessos recortados com lâmina de bisturi. Foram confeccionadas 10 bases para cada uma das cinco técnicas: 1- polimerização sobre a bancada por 3 minutos; 2- polimerização em temperatura ambiente até que a resina perdesse o brilho (aproximadamente 1 minuto) e aplicação de camada de vaselina sobre a superfície do material; 3- polimerização em ambiente saturado de vapor de monômero; 4- polimerização em ambiente com pressão e água a 45° C. O modelo não foi imerso na água, a pressão foi aumentada até 20 psi e o conjunto mantido por 3 minutos; 5- mesmos procedimentos do grupo 4, porém com o modelo imerso na água. Os modelos com as bases foram mensurados logo após a polimerização. As mensurações foram realizadas com microscópio na região posterior do palato em três pontos, sendo um em cada crista do rebordo e o terceiro na região central do palato. Os resultados revelaram as bases apresentaram alterações dimensionais para todos os 5 grupos estudados, os quais foram estatisticamente diferentes entre si nos três pontos de referência. A técnica 3 foi a que produziu a melhor adaptação, enquanto a técnica 5 resultou em maiores alterações. Segundo os autores, no entanto, a discrepância entre essas duas técnicas foi de,

aproximadamente, 90 µm na região média do palato, não apresentando significado clínico. Assim, qualquer uma das cinco técnicas pode ser utilizada para a fabricação de bases de prova

Ainda em 1994, Tsuchiya et al.<sup>107</sup> avaliaram a citotoxicidade das resinas para base de prótese, sendo uma autopolimerizável (Rebaron), uma termopolimerizável (Acron) e polimerizada por microondas (Acron MC). Foi observado que as concentrações de monômero de metil metacrilato e de formaldeído, liberados em saliva humana e artificial, demonstraram poder citotóxico em testes com cultura de células. O formaldeído produziu efeito citotóxico mesmo em baixas concentrações, em comparação com o monômero de metil metacrilato. Com o objetivo de reduzir esses efeitos, os autores avaliaram a efetividade da imersão em água a 37 °C por períodos de 10 a 60 min na redução dos níveis de liberação das substâncias avaliadas. Além disso, o efeito da imersão das resinas em água aquecida a 50 °C sobre a liberação de monômero residual e formaldeído também foi avaliada. Os resultados indicaram uma redução significativa na concentração de monômero residual e formaldeído após imersão dos materiais em água por uma hora, principalmente quando a água era aquecida a 50 °C. Para o monômero metil metacrilato, a concentração diminuiu para ¼ ou menos em relação ao grupo controle para todos os períodos avaliados (até 4 dias). Com base nos resultados obtidos, os autores recomendam a imersão de materiais para base de prótese, particularmente as resinas autopolimerizáveis, em água aquecida com o objetivo de reduzir o risco de reações adversas nos pacientes portadores de prótese, causadas pela liberação de monômeros residuais e formaldeído.

Também em 1994, Sadamori et al.<sup>90</sup> analisaram, por meio de cromatografia a gás, a influência da espessura e métodos de polimerização sobre o conteúdo de monômero residual em resinas acrílicas para base de prótese. Corpos-de-prova com dimensões de 50 mm x 50 mm foram confeccionados em 3 espessuras: 0,5 mm, 1,5 mm e 4,5 mm. A resina Bio Resin foi polimerizada por

meio de banho em água (90 min a 70 °C e 30 min a 100 °C); a resina Acron MC foi polimerizada por meio de microondas (3 min a 500 W) e a resina fluida foi manipulada e após 20 min a mistura foi injetada em um molde. Em seguida, a mufla foi posicionada em um forno fotopolimerizador e submetida a uma polimerização sob pressão de 3,6 kgf/cm<sup>2</sup> por 15 min a 50 °C. Após a polimerização, cada corpo-de-prova foi dividido em 25 regiões e cortados em dimensões menores para análise do conteúdo de monômero residual em diferentes locais. Os resultados obtidos demonstraram diferenças significativas entre os diferentes métodos de polimerização e espessuras dos corpos-de-prova. Entretanto, não foi observada diferença do conteúdo de monômero residual quanto à localização. Os resultados sugerem que a estabilidade dimensional das resinas acrílicas pode ser influenciada pelo método de processamento, espessura das bases e, ainda, pela forma e tamanho das próteses. Esses aspectos podem influir nas propriedades das próteses durante a sua confecção e função. O conteúdo de monômero residual na resina termopolimerizável foi diferente para cada espessura. Os corpos-de-prova mais finos continham um maior conteúdo de monômero residual que os de maior espessura. A resina fluida (autopolimerizável) apresentou um maior conteúdo de monômero residual que os corpos-de-prova da resina termopolimerizável. O conteúdo de monômero residual nos corpos-de-prova de resina fluida com 0,5 mm de espessura foi de aproximadamente 5 %, podendo, segundo os autores, influenciar na deformação das próteses durante o uso e armazenagem e, ainda, produzir uma redução nas propriedades mecânicas.

De acordo com Vallittu et al,<sup>109</sup> em 1995, as resinas à base de polimetil metacrilato utilizada na confecção das próteses são polimerizadas a partir do metil metacrilato por meio de uma reação de adição. Independente do método de ativação da reação, química ou por calor, a conversão do metil metacrilato em polimetil metacrilato não é completa e certa quantidade de monômero residual permanece da resina polimerizada. Neste estudo, os autores avaliaram o conteúdo de monômero residual de uma resina autopolimerizável e uma termopolimerizável, bem com a sua liberação em água. Para isso, corpos-de-

prova, confeccionados com os materiais selecionados (Pro Base Hot - termopolimerizável e Pro Base Cold - autopolimerizável), foram, inicialmente, armazenados em água à temperatura de 22° e 37° C, por períodos de um a sessenta dias. O método de cromatografia líquida de alta resolução foi utilizado para as análises dos níveis de monômero residual nos corpos-de-prova de resina, bem como nos meios de armazenagem. Os resultados demonstraram que a resina autopolimerizável apresentou significativamente maiores níveis de monômero residual em comparação com a polimerizada por ativação térmica. Esses níveis foram amplamente reduzidos durante o primeiro dia, principalmente quando a armazenagem era realizado a 37° C. Com base nesses resultados, os autores sugerem a imersão de próteses em água a 37° C por um período entre um e dois dias com o objetivo de reduzir a quantidade de monômero residual na base da prótese bem como sua liberação na saliva.

Em 1995, Thomas e Webb<sup>106</sup> avaliaram o efeito da irradiação por microondas na estabilidade dimensional de próteses totais. Vinte próteses totais superiores foram confeccionadas e armazenadas a seco por aproximadamente 1 ano. Um calibrador eletrônico foi utilizado para calcular medidas horizontais (intermolar, intercanina e ânteroposterior) e verticais (pré-molar esquerdo, centro e pré-molar direito). As medidas foram obtidas em todas as 20 próteses antes e após imersão em água a 37° C por 7 dias. Dez próteses foram irradiadas diariamente a 650 W por 10 minutos, durante 15 dias, tendo sido armazenadas em água entre os experimentos. Após cada irradiação, todas as próteses foram pesadas e, novamente, mensuradas com paquímetro. Dez próteses não foram irradiadas (controle) e, após 54 dias de armazenagem em água a 37° C, foram mensuradas e irradiadas a 350 W por 6 minutos durante 15 vezes consecutivamente. Os resultados demonstraram que o peso das próteses aumentou com a hidratação. Após irradiação, as medidas horizontais indicaram contração das próteses, e as verticais, expansão, tendo o efeito da irradiação por 6 minutos resultado em menor alteração. Os autores concluíram que a irradiação de próteses por 10 minutos em potência elevada causa alterações dimensionais, provavelmente, significantes

cl clinicamente. Entretanto, a irradiação em potência média por 6 minutos não resultaria em alterações dimensionais com implicação clínica.

O efeito de diferentes tempos e temperaturas de polimerização de resinas acrílicas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis sobre o conteúdo de monômero residual, a absorção de água e propriedades mecânicas foi avaliado por Dogan et al.<sup>35</sup> em 1995. As resinas termicamente ativadas foram polimerizadas a 100 °C por diferentes tempos (30, 40 e 50 min) e, para as resinas autopolimerizáveis, a polimerização foi efetuada utilizando-se diferentes temperaturas (20, 25 e 30 °C). Os resultados de espectrofotometria por infravermelho revelaram que todos os materiais apresentavam estrutura química semelhante. Para as resinas acrílicas termopolimerizáveis, o tempo maior de polimerização (50 min) promoveu menores níveis de monômero residual (0,92 % a 0,98 %) e valores mais altos de resistência à flexão (56,6 a 57,1 MPa), sem alteração significativa da porcentagem de alongamento. Segundo os autores, a presença de níveis maiores de monômero residual proporciona condições para a formação de porosidades que podem atuar como pontos de concentração de tensão, comprometendo as propriedades mecânicas do material. Além disso, os autores ressaltam o efeito plastificante do monômero residual na redução das propriedades mecânicas das resinas acrílicas. As resinas autopolimerizáveis polimerizadas a temperatura de 30 °C produziram corpos-de-prova com níveis de monômero residual significativamente menores que nas demais temperaturas e, conseqüentemente, maiores valores de resistência à flexão. Os autores observaram que os corpos-de-prova das resinas termopolimerizáveis QC 20 e Paladon 65, quando polimerizados a 100° C por 40 e 50 minutos, respectivamente, apresentaram menor absorção de água que aqueles polimerizados por 30 minutos. Para os autores, essa diferença pode ser explicada pelo tempo de polimerização: à medida que esse tempo aumenta, a formação de ligações cruzadas também aumenta, proporcionando um polímero mais rígido com menor porosidade. Essa característica pode tornar mais difícil a difusão de água na estrutura interna do polímero.

Sadamori et al.<sup>91</sup> desenvolveram, em 1995, um trabalho com o objetivo de avaliar o efeito do reembasamento sobre as alterações dimensionais de bases de resina acrílica. Foram confeccionadas 30 bases de resina acrílica polimerizadas por 90 min a 70 °C, seguida de 30 min a 100 °C. Estas bases foram armazenadas por duas semanas em água e, então, o desajuste era avaliado. Esses corpos-de-prova foram divididos em quatro grupos e reembasados com: 1) resina termoativada convencional (Bio Resin); 2) resinas quimicamente ativadas (Rebaron e Tokuso Rebase); 3) resina ativada por energia de microondas (Acron MC); 4) resina ativada por luz visível (Rebaron). Para avaliação da alteração dimensional, foi medida a distância entre a superfície do modelo metálico e cada base de prótese em dez posições diferentes. Cada medida foi repetida dez vezes. As primeiras medidas foram realizadas logo após o reembasamento e após os corpos-de-prova terem sido armazenados em água destilada a 37 °C. Os períodos para verificação foram: um dia, uma, quatro e oito semanas. Os autores concluíram que a alteração dimensional foi influenciada pelos materiais de reembasamento, sendo que a resina termo ativada foi a que apresentou menor alteração e, conseqüentemente, maior estabilidade dimensional. As alterações dimensionais e a estabilidade das resinas autopolimerizáveis não foram superiores às da resina termopolimerizável, embora a adaptação das bases reembasadas ao modelo metálico tenha melhorado durante as 8 semanas de armazenagem. Em função desses aspectos, os autores relataram que esses materiais autopolimerizáveis deveriam ser considerados como temporários quando utilizados para o reembasamento de próteses diretamente na cavidade bucal.

Polyzois et al.,<sup>77</sup> ainda em 1995, avaliaram o efeito dos métodos de desinfecção por meio de glutaraldeído e microondas na estabilidade dimensional, dureza e propriedades flexurais (deflexão, módulo e resistência) de uma resina para base de prótese. Sessenta corpos-de-prova (65 mm X 10 mm X 2,5mm) foram confeccionados em resina termopolimerizável (Paladon 65), polimerizados em microondas a 500 W por 3 minutos e, então, armazenados em água por 24

horas a 37°C, antes da desinfecção. Para a desinfecção em glutaraldeído, os corpos-de-prova foram imersos em solução de glutaraldeído alcalino a 2 % (Cidex-7) por 1 hora ou 12 horas. Para a desinfecção por microondas, os corpos-de-prova foram irradiados a 500 W por 3 ou 15 min. Durante a irradiação, um béquer com 150 mL de água foi colocado no interior do forno. Os corpos-de-prova utilizados como controle foram imersos em água por 1 h ou 12 h. Dez corpos-de-prova foram confeccionados para cada grupo. Após os procedimentos experimentais, cada corpo-de-prova foi analisado quanto à estabilidade dimensional, resistência à flexão e dureza. Os resultados revelaram que não ocorreram alterações significativas nas propriedades mecânicas avaliadas para os corpos-de-prova do grupo controle. Foi observado que os procedimentos de desinfecção testados (microondas ou imersão em glutaraldeído) promoveram alterações dimensionais lineares em todos os corpos-de-prova. Entretanto, essas alterações dimensionais não foram consideradas clinicamente significantes. As propriedades flexurais (resistência, módulo e deflexão) não foram alteradas pelos procedimentos de desinfecção. Além disso, os corpos-de-prova irradiados apresentaram um aumento nos valores de dureza comparados aos corpos-de-prova do grupo controle. Por outro lado, uma hora de imersão em glutaraldeído resultou em redução nos valores médios de dureza quando em comparação ao grupo controle. No entanto, as alterações de dureza para os três grupos avaliados não foram consideradas clinicamente significantes. Os autores concluíram que irradiação por microondas e a imersão em glutaraldeído podem ser indicadas como métodos de desinfecção de resinas acrílicas e sugeriram a utilização das microondas como uma alternativa viável, efetiva e rápida para a desinfecção de próteses.

Cucci et al.,<sup>26</sup> em 1996, compararam a alteração dimensional linear de dois materiais reembasadores diretos com uma resina termopolimerizável convencional. Foi utilizada uma matriz de aço circular para a confecção dos corpos-de-prova, seguindo as especificações da ISO No. 1567 para resinas para base de prótese. As dimensões de referência (AB e CD) foram medidas

diretamente na matriz com a utilização de um projetor de perfil. Foram realizadas 12 medidas de cada dimensão e o valor médio calculado. Foram avaliadas uma resina termopolimerizável convencional (Lucitone 550) e duas resinas reembasadoras rígidas (Duraliner II e Kooliner). Os corpos-de-prova de cada resina foram manipulados e processados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Os corpos-de-prova, após a polimerização, foram removidos da matriz e as distâncias entre os pontos de referência (AB e CD) foram medidas de maneira similar à matriz. As medidas foram realizadas após o processamento e remoção da matriz (0 hora) e após os corpos-de-prova terem sido armazenados em água destilada a 37° C por 24, 48, 72, 96 horas, 7 dias, 14 dias, 1 mês e dois meses. Os resultados indicaram que os corpos-de-prova de Duraliner II exibiram porcentagem média de contração maior que os outros dois materiais. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais Lucitone e Kooliner. Os valores médios obtidos para a resina Lucitone 550 foram menores que aqueles relatados para resinas termopolimerizáveis em outros estudos. Este resultado, segundo os autores, poderia estar relacionado com o ciclo longo de polimerização utilizado (9 horas a 71° C). A grande contração apresentada pelo material Duraliner II pode estar relacionada a alta proporção líquido/pó. As maiores alterações para os materiais Kooliner e Lucitone 550, ocorreram imediatamente após a polimerização. Embora os valores obtidos imediatamente após a polimerização para a resina Duraliner II não tenham sido estatisticamente diferentes em relação aos outros dois materiais, foi observada grande contração adicional após a armazenagem em água para os demais períodos de tempo avaliados. Não foi observada alteração significativa na estabilidade dimensional das resinas Kooliner e Lucitone 550 após 60 dias de armazenagem em água.

Pow et al.,<sup>79</sup> em 1998, estudaram a alteração dimensional linear de uma resina acrílica termopolimerizável após os procedimentos de reembasamento e substituição da base da prótese. Foram realizados dois experimentos. No primeiro, as alterações na alteração dimensional linear de bases maxilares e mandibulares foram estudadas após o procedimento de reembasamento. Próteses

completas com dentes artificiais e com metade da espessura da base foram construídas e armazenadas em água a 37° C até atingirem peso constante. Mensurações foram realizadas entre pontos de referência e as distâncias calculadas. A base foi aumentada até a espessura completa através de procedimentos de reembasamento. As mensurações foram repetidas e a alteração linear calculada. Nos experimentos de substituição da base, os arcos sem base foram construídos e a base foi adicionada. Foram confeccionados 22 pares de próteses (mandibular e maxilar), 11 para cada tipo de experimento. Foram realizadas marcações nas bordas incisais dos incisivos centrais e nas cúspides de suporte dos segundos molares. As distâncias entre as marcas foram mensuradas com um microscópio comparador. A resina acrílica termoativada (Trevalon C) foi processada pelo ciclo longo de polimerização de 72° C por 6,5 horas, quando a temperatura foi aumentada até 100° C, durante 30 minutos, sendo mantida por 1 hora. As bases foram saturadas em água até peso constante antes de se proceder ao reembasamento ou à substituição total da base, que foram realizados com a mesma resina termopolimerizável. Após a polimerização, as próteses foram mantidas na mufla, imersas em água e resfriadas lentamente à temperatura ambiente por 48 horas. As mensurações foram realizadas imediatamente após a desinclusão. Os resultados desse estudo demonstraram que as alterações lineares dos arcos maxilar e mandibular, após o reembasamento e a substituição total da base, ficaram em torno de -0,3%. Para as próteses maxilares, a alteração intermolar foi de 0,1% após o procedimento de substituição total da base. A alteração dimensional verificada durante o procedimento de reembasamento, pode ser relacionada à adição do novo material em combinação com a nova polimerização do material já existente. Durante o processamento, a resina termopolimerizável é aquecida além da sua temperatura de transição vítrea. Ao final da polimerização, poucas tensões são armazenadas na resina durante o resfriamento da temperatura máxima até a temperatura de transição vítrea, devido à resina ser relativamente flexível. Entretanto, abaixo dessa temperatura, o material se torna mais rígido e à medida que esfria até a temperatura ambiente, tensões são induzidas devido à diferença na velocidade de contração da resina e

do gesso. Quando a prótese foi submetida a um novo aquecimento, alteração dimensional adicional do arco é esperada, devido à liberação da tensão estabelecida durante a primeira polimerização. A presença de dentes resulta em tensões internas complexas que são liberadas depois. Entretanto, com os procedimentos de reembasamento, os dentes da prótese já podem ter induzido estresse na primeira polimerização. Portanto, seus efeitos na distorção durante a segunda polimerização são questionáveis. A substituição da base é um procedimento semelhante ao reembasamento. Devido ao volume de resina adicionada ser maior, é esperada uma maior contração. Entretanto, neste estudo, o grau de contração observado foi comparável ao do reembasamento. Após o reembasamento ou a substituição total da base, ajustes oclusais são necessários devido às alterações dimensionais que ocorrem durante o processamento. Entretanto, este estudo não encontrou evidência suficiente para essa afirmação. Para uma distância intermolar de, aproximadamente, 50 mm, esses procedimentos resultaram em somente 0,15 mm de contração. Esse efeito da contração de polimerização na discrepância oclusal pode ser considerado mínimo e clinicamente insignificante.

No mesmo ano, o efeito das variáveis tempo e temperatura de polimerização sobre os níveis de monômero residual de resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis foi estudado por Vallittu et al.<sup>110</sup> Para o estudo, duas resinas acrílicas autopolimerizáveis foram polimerizadas sob pressão constante a temperaturas de 30, 40, 50, 55 e 60 °C por 15 min. As análises cromatográficas demonstraram maior conteúdo de monômero residual nas resinas autopolimerizáveis que nas termicamente ativadas. Porém, foi observada uma redução significativa da porcentagem de monômero residual quando as duas resinas autopolimerizáveis foram polimerizadas em temperaturas de 50° a 60 °C. Segundo relatam os autores, estes resultados estariam relacionados à baixa temperatura de transição vítrea das resinas autopolimerizáveis, permitindo uma maior mobilidade das moléculas de monômero residual nas cadeias de polímero formadas durante o processo de polimerização em temperaturas igual ou acima de

50 °C. Quando as resinas termicamente ativadas eram polimerizadas exclusivamente a 100 °C, os níveis de monômero residual eram reduzidos com o aumento do tempo de polimerização. Além disso, diferentes níveis de monômero residual foram observados entre os materiais. Uma das resinas apresentava na sua composição uma amina aromática terciária como parte do sistema de ativação, produzindo uma reação mais rápida de polimerização, com conseqüente maior elevação da temperatura. Estes aspectos resultaram, portanto, em níveis mais baixos de monômero residual.

A liberação e presença de monômero de metil metacrilato em resinas acrílicas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis, bem como o seu potencial citotóxico foi avaliado por Kedjarune et al.<sup>53</sup> em 1999. Três resinas autopolimerizáveis e três termopolimerizáveis foram selecionadas para este estudo. A presença de monômero residual foi analisada pelo método de cromatografia gasosa, imediatamente após a polimerização dos materiais, realizada seguindo-se as instruções dos respectivos fabricantes. Além disso, o mesmo método cromatográfico foi utilizado para avaliação da liberação de monômero residual em saliva humana após períodos de 24 e 48 horas. O método MTT identificava o potencial citotóxico de várias concentrações de monômero de metilmetacrilato. Os resultados evidenciaram que a resina autopolimerizável Meliodent apresentou a maior concentração de monômero residual (4,32 %), tendo este resultado sido relacionado à maior quantidade de líquido utilizada na sua proporção. Por outro lado, a resina Tokuso, também autopolimerizável, apresentou uma das menores concentrações de monômero residual (1,88 %), tendo sido semelhante àquelas observadas por duas resinas termopolimerizáveis (1,16 % e 1,93 %). Uma das três resinas termopolimerizáveis, porém, produziu maior concentração de monômero residual (3,51 %) que as demais e, segundo os autores, este fato estaria relacionado ao menor tempo total de polimerização indicado pelo fabricante para este material (20 min). A liberação de monômero residual por esta resina durante as primeiras 24 h foi significativamente maior que a de todos os materiais avaliados. Entretanto, foi verificada uma significativa

redução na quantidade de monômero liberado em saliva entre 24 h e 48 h de imersão, de tal forma que não foram verificadas diferenças estatisticamente significantes entre os materiais que ainda apresentavam liberação de monômero detectável.

A cromatografia líquida de alta resolução foi utilizada por Shim e Watts,<sup>96</sup> em 1999, para análise da concentração do monômero residual em resinas acrílicas para bases de próteses, após terem sido submetidas a ciclos adicionais de polimerização, propostos para a polimerização de condicionadores de tecido. Para o estudo, foram utilizados o ciclo curto (73 °C/90 min + 100 °C/30 min) e o ciclo longo (73 °C/9h) de polimerização em corpos-de-prova de resinas para bases de próteses (Lucitone 199 e Trevalon), tendo esses corpos-de-prova sido considerados como controle. Foram confeccionados seis corpos-de-prova em forma de discos (50 mm x 3 mm) para cada condição. Para a simulação do efeito do ciclo de polimerização empregado no reembasamento de bases de próteses com condicionadores de tecido, os corpos-de-prova foram submetidos a um dos ciclos de polimerização sugeridos anteriormente, armazenados e, após 24 h, submetidos à temperatura de 100° C por 2 h, como sugerido pelo fabricante de um condicionador de tecido (Molloplast B). Os resultados demonstraram uma redução significativa na concentração de monômero residual nas duas resinas, após terem sido submetidas a temperatura de 100° C por 2 h. A mais alta concentração de monômero residual observada foi obtida quando o ciclo longo foi utilizado, sem a aplicação de um segundo ciclo de polimerização.

O efeito de diferentes condições de polimerização, como pressão atmosférica, temperatura de polimerização e imersão em água, sobre a dureza e a liberação de monômero residual de uma resina autopolimerizável foi avaliado por Lee et al.<sup>59</sup> em 2002. Os autores compararam este material com uma resina termicamente ativada, incluída no estudo como controle positivo. A dureza dos corpos-de-prova era mensurada 1 h após a sua obtenção e a análise da liberação de monômero residual, pelo método de cromatografia líquida de alta resolução, foi

efetuada após os corpos-de-prova terem sido imersos em água por sete dias. Os autores verificaram que a resina autopolimerizável apresentou valores de dureza significativamente menores que a resina termopolimerizável, além de níveis maiores de liberação de monômero residual. Os resultados demonstraram, também, que quando a polimerização do material era efetuada com os corpos-de-prova imersos em água aquecida a 50° C por 15 min, houve uma redução significativa do conteúdo de monômero residual e aumento da dureza, em comparação com a polimerização a temperatura ambiente. Os autores relatam que a elevação da temperatura promove o aumento da mobilidade das moléculas de monômero e radicais livres, proporcionando maior grau de conversão do monômero em polímero. Entretanto, o mesmo efeito não foi observado quando o material era polimerizado nesta temperatura, porém, em contato direto com o ar. Segundo os autores, o oxigênio presente no ar compete com as moléculas de monômero, reagindo com os radicais livres e, portanto, inibindo a reação de polimerização. Os autores relataram ainda que, durante o período relativamente curto de polimerização (15 min), o ar aquecido proporcionava um aquecimento menor dos corpos-de-prova. Além disso, a água aquecida não é somente um condutor térmico mas também uma barreira ao oxigênio, tendo em vista que o conteúdo de oxigênio na água é significativamente menor que no ar.

As alterações dimensionais de bases de próteses processadas com três resinas acrílicas termopolimerizáveis foram avaliadas por Consani et al.<sup>25</sup> em 2002. Foram confeccionados 5 corpos-de-prova de cada uma das 3 resinas termopolimerizáveis: Clássico, Vipcril e Meliodent Multicryl. Um modelo padrão de metal simulando arco maxilar sem irregularidades na crista do rebordo foi utilizado para a obtenção dos modelos de gesso. Em seguida, foram confeccionadas bases em cera com espessura de 2 mm. Após a eliminação da cera, foi realizada a prensagem com pressão de 1250 kgf e, a seguir, as bases foram polimerizadas seguindo as recomendações dos fabricantes (Clássico – 9 horas a 74° C, Vipcril – 75° C por 1 hora mais 1 hora a 95° C e Meliodent Multicryl – 45° C por 20 minutos seguidos por 10 minutos a 70° C e água em ebulição por 20

minutos). Após o acabamento, as bases foram fixadas aos modelos com adesivo instantâneo e os conjuntos base-modelo foram transversalmente seccionados em três porções correspondendo a distal dos caninos (A), mesial de primeiros molares (B), e região posterior do palato (C). Em cada secção do conjunto base-modelo, as discrepâncias foram mensuradas em cinco locais: crista do rebordo direita e esquerda, linha posterior média do palato e limites marginais, direito e esquerdo. Foram realizadas três mensurações por ponto e calculada uma média. Os resultados revelaram que o nível de adaptação foi influenciado pela marca comercial das resinas acrílicas. Essa influência foi mais evidente quando a comparação foi realizada entre as resinas Vipcril (0,254 mm) e Clássico (0,225 mm), que foram estatisticamente diferentes. A resina Meliodent Multicryl (0,238 mm) foi estatisticamente igual às outras duas resinas. Quando o fator corte foi analisado, não houve diferenças estatísticas significativas entre as resinas acrílicas para as secções A e B. Por outro lado, as discrepâncias observadas na secção C foram estatisticamente significantes entre as marcas comerciais. A tendência de promover discrepâncias de diferentes magnitudes em relação à localização da base pode ser entendida quando consideramos que a secção A está localizada em uma área topográfica restritiva resultante da anatomia do modelo que impede a expansão da resina. Além disso, a forma topográfica anterior do arco limita a liberação de tensões após a separação do modelo. A região posterior do palato é plana e menos restritiva e permite a liberação de tensões, produzindo distorção mais evidente nessa região.

Machado et al.,<sup>65</sup> em 2002, avaliaram o efeito de um tratamento térmico na estabilidade dimensional do material reembasador Duraliner II, e compararam a alteração dimensional linear desse material com a resina acrílica termopolimerizável para base de prótese Lucitone 550. Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e prensados em uma matriz de aço inoxidável (50 mm de diâmetro e 0,5 mm de espessura) com pontos de referência (A, B, C e D). Para o material Duraliner II foram confeccionados 12 corpos-de-prova divididos em dois grupos: grupo 1 – corpos sem tratamento, e

grupo 2 - corpos submetidos a tratamento térmico por imersão em água a 55 °C por 10 minutos. Os 6 corpos da resina Lucitone (grupo controle) foram polimerizados em água a 71° C por 9 horas. Um comparador ótico Nikon foi utilizado para medir a distância entre os pontos de referência (AB e CD) na matriz de aço inoxidável e nos corpos-de-prova. As medidas foram realizadas após processamento e após os corpos-de-prova terem sido armazenados em água destilada a 37° C por 8 diferentes períodos de tempo (24, 48, 72, 96 horas, 7 dias, 14 dias, 1 mês e 2 meses). Os resultados revelaram que as dimensões de todos os corpos-de-prova foram menores que a matriz, refletindo assim a contração de polimerização. Os resultados revelaram também que o material reembasador Duraliner II, testado com e sem tratamento térmico, exibiu um aumento contínuo da contração após armazenagem para todos os períodos estudados. Assim, os corpos-de-prova de Duraliner II exibiram maior contração que a resina Lucitone 550 após 60 dias de armazenagem em água. Também, os valores de alteração dimensional da resina Duraliner II foi maior que os valores relatados para resinas convencionais autopolimerizáveis. Esses resultados foram relacionados com as diferenças na composição química, maior proporção líquido/pó com conseqüente conteúdo maior de monômero residual e conversão contínua desse monômero em polímero. Para a resina Duraliner II, os resultados demonstraram que a absorção de água não foi suficiente para causar expansão maior que a contração inicial e, dessa forma, uma contração final significativa foi observada. Os resultados revelaram que o tratamento térmico afetou a alteração dimensional, com os corpos-de-prova imersos em água a 55° C por 10 minutos exibindo maior contração imediatamente após o processamento e menor contração após a imersão em água. A maior contração inicial observada para os corpos submetidos a tratamento térmico poderia estar relacionada ao aumento na conversão induzida pelo tratamento térmico. E a menor contração dos corpos submetidos a tratamento térmico, após a imersão em água, poderia ser explicada pela redução de monômero residual contido dentro do material, o que pode ter promovido uma maior absorção de água, resultando em maior expansão dos corpos-de-prova tratados termicamente. Foi verificado, ainda, que após a armazenagem em água, a

resina Lucitone 550 apresentou uma expansão, que compensou, parcialmente, a contração após o processamento.

Em 2003, Keenan et al.<sup>54</sup> investigaram a estabilidade dimensional durante a polimerização utilizando um modelo anatômico e compararam estatisticamente a técnica de prensagem convencional em relação ao método por injeção, ambos polimerizados por aquecimento tradicional e por polimerização em microondas. Foram enceradas 40 próteses totais superiores idênticas, e os dentes artificiais foram montados em articulador contra uma superfície metálica plana. As mensurações de dimensão vertical e distância intermolar foram realizadas antes da polimerização das próteses em cada um dos quatro grupos avaliados. O grupo 1 consistiu na utilização da resina Trevalon processada pelo método convencional de prensagem e polimerização em ar, no interior de forno aquecido; o grupo 2 utilizou a resina Trevalon pelo método por injeção e polimerização em ar, no interior de forno aquecido; o grupo 3 utilizou o método por injeção com a resina Acron MC e polimerização em microondas e o grupo 4 utilizou o método por injeção e polimerização em microondas com a resina Microbase. Após a polimerização as mensurações da dimensão vertical e distância intermolar foram novamente realizadas. A seguir, os modelos com as próteses permaneceram em água por 28 dias quando foram novamente avaliados. Os resultados revelaram que a média de alteração em termos percentuais da resina Trevalon polimerizada pelo método convencional de prensagem (controle) foi de -0,24 % na distância intermolar. Os corpos-de-prova da resina Microbase revelaram a maior contração (-0,37%) comparada com os corpos-de-prova convencionais, mas as diferenças entre os 4 grupos não foi estatisticamente significativa. Todos os métodos por injeção revelaram menor aumento na dimensão vertical após a polimerização, mas somente os corpos-de-prova da resina Microbase (0,39%) revelaram resultados estatisticamente significantes em relação ao grupo 1 (0,72%). Se o aumento na dimensão vertical de oclusão revelada neste estudo fosse extrapolada para próteses totais duplas (maxila e mandíbula), a abertura do pino poderia ser da ordem de 1,4 mm para a resina convencional Trevalon e 0,8 mm para a resina

Microbase. Isso poderia ser clinicamente significativo. Após a armazenagem em água, o grupo 1 apresentou expansão de +0,024% na distância intermolar. A resina Microbase revelou maiores diferenças quando comparada com a resina convencional Trevalon, tendo demonstrado maior contração intermolar, aumento estatisticamente menor na dimensão vertical de oclusão, e maior aumento na dimensão vertical de oclusão após a armazenagem em água por 28 dias. Isto pode ter ocorrido devido à composição da resina Microbase que é baseada em polieturano (44%), pérolas de polímero (54%) e alto conteúdo de sílica. Dentro das limitações deste estudo, os dois métodos de polimerização em microondas avaliados produziram próteses maxilares com maior redução na distância intermolar, embora não tenha havido diferença significativa entre os grupos. Os métodos por injeção produziram próteses com aumento ligeiramente menor na dimensão vertical de oclusão que a resina convencional Trevalon. Do ponto de vista clínico, parece haver pequena vantagem do método por injeção em relação ao método convencional de inclusão e prensagem.

Neppelenbroek et al.,<sup>70</sup> em 2003, avaliaram a efetividade da irradiação por microondas na esterilização de resinas rígidas para reembasamento imediato. Corpos-de-prova (10 x 10 x 1 mm) de três resinas reembasadoras rígidas (Kooliner, Tokuso Rebase e Ufi Gel Hard) foram confeccionados e esterilizados por meio de óxido de etileno. Os corpos-de-prova foram, então, individualmente inoculados ( $10^7$  cfu/mL) com meio de cultura de Tryptic Soy Broth, contendo um dos seguintes microorganismos: *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e *P. aeruginosa*. Após 48 horas de incubação a 37°C, os corpos-de-prova foram agitados por 1 minuto e deixados em repouso por 9 minutos, seguido de nova agitação para suspender qualquer microrganismo aderente. Após a inoculação, 40 corpos-de-prova de cada material foram imersos em 200 mL de água e irradiados a 650W por 6 minutos. Quarenta corpos-de-prova não irradiados foram utilizados como controle positivo. A seguir, 25 uL da suspensão resultante das diluições seriadas de  $10^{-3}$  a  $10^{-6}$ , foram semeados em placas de Petri contendo os meios de cultura

seletivo para cada microrganismo. Todas as placas foram incubadas a 37°C por 48 horas. Após a incubação, as colônias foram quantificadas em ufc/mL. Os corpos-de-prova irradiados foram imersos em meio de cultura e incubados a 37°C por 7 dias. Vinte corpos-de-prova foram preparados para microscopia eletrônica de varredura. Todos os corpos-de-prova demonstraram efetiva esterilização após a irradiação em microondas. A análise em microscópio eletrônico de varredura indicou alteração na morfologia celular dos microrganismos após irradiação em microondas. Os corpos-de-prova irradiados e incubados por 7 dias não demonstram crescimento microbiológico visível no meio de cultura. Segundo os autores, a esterilização por microondas por 6 minutos a 650 W provou ser um método efetivo para a esterilização de resinas reembasadoras rígidas.

Em 2003, Pavarina et al.<sup>75</sup> avaliaram a efetividade de um protocolo de controle de infecção para limpeza e desinfecção de próteses dentárias removíveis. Foram selecionados 32 pacientes usuários de próteses removíveis totais ou parciais. Inicialmente, todas as 64 próteses foram vigorosamente esfregadas com swab de algodão estéril. As amostras foram individualmente colocadas em meio de cultura tioglicolato e incubados a  $37 \pm 2^\circ \text{C}$ . Em seguida, os meios foram observados para se determinar a presença de crescimento microbiológico. As culturas foram interpretadas como crescimento positivo ou negativo. Crescimento positivo foi indicado pela presença de turvação, formação de película e/ou sedimentação nos recipientes. Para se eliminar matéria orgânica remanescente das próteses, estas foram escovadas por 1 min com clorexidina 4% e escova dentária macia e 3 enxaguadas em água estéril por 1 min. As próteses foram então divididas em 4 grupos de 8 próteses cada e colocadas durante 10 min em embalagens plásticas preenchidas com 200 mL de uma das 4 soluções desinfetantes: gluconato de clorexidina 4%, hipoclorito de sódio 1%, solução de Biocide 0,48% e solução de Amosan 3,78%. Posteriormente, as próteses foram imersas em 200 mL de água destilada estéril em embalagens estéreis por 3 min para eliminação de solução desinfetante residual. Além disso, durante a imersão, as soluções desinfetantes foram sonicadas ou não. Após o procedimento de

desinfecção, as próteses foram novamente esfregadas, e os swabs foram imersos em meio de cultura e incubados. A presença de crescimento microbiológico foi determinada após 24 h. Os resultados da cultura inicial revelaram que todas as próteses apresentaram crescimento positivo. Todas as culturas das soluções de imersão reduziram o crescimento de microrganismos, exceto Biocide, que não foi tão efetivo quanto às outras soluções na inativação de microrganismos. Todas as próteses inferiores (não sonicadas) imersas em Biocide apresentaram crescimento positivo, e 6 próteses superiores (sonicadas) foram positivas. Os autores concluíram que o tratamento das próteses com escovação com clorexidina combinada com a imersão em três das soluções avaliadas (Amosan, gluconato de clorexidina 4% e hipoclorito de sódio 1%) foi efetivo em reduzir o crescimento microbiológico após 10 min. Os resultados demonstraram que o protocolo avaliado pode ser utilizado como um sistema de controle de infecção-cruzada entre profissionais odontológicos e pacientes.

Também no ano de 2003, Vergani<sup>111</sup> avaliou o efeito da complementação térmica de polimerização em microondas sobre a resistência à flexão e estabilidade dimensional de uma resina para base de prótese (Lucitone 550- L) e quatro resinas quimicamente ativadas para reembasamento imediato (Kooliner- K, Duraliner II- D, Ufi Gel Hard C-UGH e Tokuso Rebase Fast- T). Os corpos-de-prova (64 x 10 x 3,3 mm<sup>3</sup>) foram confeccionados e submetidos às microondas utilizando-se nove diferentes combinações de potência/ tempo de exposição. As potências utilizadas foram: 500 W, 550 W e 650 W e os tempos: 3 minutos, 4 minutos e 5 minutos. Os ensaios de resistência à flexão foram realizados em máquina de ensaios mecânicos, com célula de carga de 10 kN e velocidade constante de 5 mm/ minuto. Para a avaliação da alteração dimensional linear dos materiais, foram obtidos corpos-de-prova por meio de uma matriz metálica circular (50 x 0,5 mm). A mensuração da alteração dimensional foi realizada por meio de um projetor de perfil (Nikon 6C). Quando comparado ao grupo controle, a resistência à flexão das resinas K, D, e L aumentou significativamente após a irradiação por microondas. A resistência à flexão das

resinas T e UGH não foi alterada após os tratamentos térmicos em microondas. De maneira geral, os materiais T, UGH e L produziram valores de resistência à flexão semelhantes entre si e maiores que aqueles exibidos pelos materiais K e D. Segundo o autor, o aumento da resistência à flexão observado nos materiais K e L podem estar relacionados com a absorção de energia das moléculas de monômero residual retidas no interior do polímero, a qual foi suficiente para possibilitar o seu deslocamento em direção aos radicais livres presentes. Todos os corpos-de-prova, independentemente da condição experimental, apresentaram dimensões inferiores em relação às iniciais, indicando a ocorrência de contração de polimerização.

Pavarina et al.\* avaliaram o efeito da desinfecção por microondas na resistência à flexão de resinas rígidas para reembasamento. Foram confeccionados 32 corpos-de-prova (3,3 x 10 x 64 mm) para cada uma das 5 resinas acrílicas autopolimerizáveis (Kooliner, Duraliner II, Tokuso Rebase Fast, Ufi Gel Hard e New Truliner) e uma resina termopolimerizável para base de prótese seguindo as recomendações dos fabricantes. Os corpos-de-prova de cada resina foram aleatoriamente divididos em quatro grupos. No grupo controle 1 (CG1) os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de flexão sem serem desinfetados. Para o grupo teste 1 (TG1) os corpos-de-prova foram testados após serem imersos em 200ml de água destilada e desinfetados (650 W por 6 minutos) individualmente duas vezes, simulando quando a as próteses contaminadas são entregues pelo paciente antes de serem retornadas a ele. No grupo controle 2, os corpos-de-prova permaneceram em água destilada a 37° C por 7 dias. Para o grupo de teste 2, os corpos-de-prova foram desinfetados diariamente por 7 dias permanecendo em água destilada a 37° C entre as desinfecções. O ensaio de resistência à flexão de três pontos foi realizada em uma máquina de ensaios mecânicos a uma velocidade de 5mm/min. Os resultados revelaram que 2 ciclos de desinfecção por microondas promoveram um aumento significativo na resistência à flexão dos materiais Kooliner e Lucitone. A aplicação de 7 ciclos de desinfecção resultaram em um aumento significativo da resistência à flexão dos

---

\* PAVARINA, A.C. et al. Effect of microwave disinfection on flexural strength of hard chairside reline resins. Artigo enviado para publicação no Journal of Dentistry

materiais New TruLiner e Kooliner. Segundo os autores, isso pode ter ocorrido devido à diminuição do conteúdo de monômero residual, devido a um maior grau de conversão dessas resinas resultante do aquecimento promovido pelo método. A resistência à flexão do material Tokuso não foi alterada pela desinfecção por microondas independentemente do número de ciclos, talvez pela presença de agente de ligação cruzada em sua composição. O material Duraliner II apresentou uma diminuição da resistência à flexão após 7 ciclos de desinfecção e o material Ufi Gel Hard apresentou redução significativa após tanto 2 como 7 ciclos. O que, segundo os autores, pode estar associado a um aumento da absorção de água pela elevação da temperatura e como consequência, o aumento do efeito plastificante da água. A resina Lucitone revelou os maiores valores de resistência à flexão para todas as condições experimentais, um resultado já esperado devido ao alto grau de conversão atingido pelas resinas termopolimerizáveis. Quando os materiais reembasadores foram comparados, o material Tokuso obteve a maior resistência à flexão, seguido pelos materiais Kooliner e Ufi Gel, que foram semelhantes e obtiveram maior resistência à flexão que o material New Truliner. O material Duraliner revelou a menor resistência à flexão de todos os materiais testados. O maior valor de Tokuso pode ser explicado pelo menor conteúdo de monômero residual e sua própria composição química. Embora tenham composição química semelhante, Kooliner e New Truliner apresentaram valores diferentes, provavelmente devido à presença do plastificante di-n-butil-ftalato na composição do material New Truliner. Os menores resultados para a resina Duraliner podem ser explicados pela menor proporção pó/líquido nesse material, o que pode ter resultado em um maior conteúdo de monômero residual. Os autores concluíram que 2 ciclos de desinfecção por microondas resultaram em aumento significativo da resistência a flexão dos materiais Kooliner e Lucitone; depois de 7 ciclos de desinfecção, os materiais New TruLiner e Kooliner apresentaram em um aumento significativo da resistência à flexão; a resistência do material Tokuso não foi afetada após a irradiação com microondas; para os materiais Ufi Gel (depois tanto de 2 como 7 ciclos) e o material Duraliner II (depois de 7 ciclos), a resistência à flexão foi afetada pela desinfecção.

Pavarina et al.<sup>73</sup> (2003) avaliaram o efeito das soluções desinfetantes na dureza de dentes de resina para prótese total. Foram selecionadas para esse estudo duas marcas de dentes artificiais e três soluções desinfetantes (gluconato de clorexidina 4%, Hipoclorito de sódio a 1%, perborato de sódio a 3,78%). Foram utilizados 32 dentes de cada marca comercial. Cada um deles foi posicionado no centro de em um tubo de PVC (20 x 20mm), que foi previamente preenchido com cera derretida, de modo a ficarem com o seu longo eixo paralelo ao tubo. Cada conjunto foi incluído e polimerizado com resina Lucitone 550. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram cuidadosamente removidos e as superfícies oclusais dos dentes foram planificadas com lixa de granulação 1200. Em seguida foi realizado o ensaio de dureza Vickers com carga de 100g por 30 segundos. Foram realizadas 12 medidas por corpo-de-prova e a média foi calculada. Os corpos-de-prova foram então armazenados em água a 37° C por 48 horas e a dureza foi novamente avaliada. Os dentes foram então divididos aleatoriamente em quatro grupos. Nos grupos de 1 a 3 os corpos-de-prova foram imersos em uma das soluções desinfetantes citadas. Os corpos-de-prova foram desinfetados duas vezes para simular a desinfecção ao se remover a prótese do paciente e outra após a realização dos procedimentos laboratoriais antes desta ser devolvida a ele. Os corpos-de-prova do controle (grupo 4), não foram submetidos a imersão em solução desinfetante, mas permaneceram em água pelo mesmo período. As medidas de dureza foram realizadas após o tratamento desinfetante e também após a armazenagem em água a 37° C por 15, 30, 60, 90 e 120 dias. Os resultados revelaram que não houve diferença estatisticamente significativa quando os corpos-de-prova foram imersos em solução desinfetante por 20 minutos quando comparado com o grupo controle. É possível que a ausência de qualquer efeito da imersão em soluções desinfetantes sob os dentes de resina acrílica se deva a presença de agentes de ligação cruzada em sua composição ou ao pequeno tempo de imersão em solução desinfetante. Houve uma diminuição contínua da dureza com a imersão em água. Os autores concluíram que não houve efeito

significativo das soluções desinfetantes na dureza dos dentes artificiais e que a dureza diminuiu com a imersão em água.

Pavarina et al.<sup>74</sup> (2003) avaliaram a resistência transversa de duas resinas termopolimerizáveis para base prótese após serem submetidas a processos de desinfecção química. Foram confeccionados 40 corpos-de-prova (2,5 x 10 x 65 mm) para cada uma das resinas estudadas (Lucitone 550 e QC 20), divididos aleatoriamente em 5 grupos. O grupo 1 foi submetido ao ensaio de resistência transversa de três pontos após terem sido imersos em água destilada a 37° C por 50 ± 2 horas. Para os grupos de 2-4, os corpos-de-prova foram desinfetados duas vezes, simulando quando a prótese é retirada e quando vai retornar à boca do paciente. Cada corpo-de-prova foi imerso em clorexidina a 4% por 1 minuto, enxaguado com água e depois imerso por 10 minutos em uma das seguintes soluções: Grupo 2 – solução de perborato de sódio a 3,78%; grupo3 – 4% de gluconato de clorexidina e grupo 4 hipoclorito de sódio a 1 %. Após os procedimentos de desinfecção, os corpos-de-prova foram imersos em água por 3 minutos. Após esses procedimentos, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de resistência transversa a uma velocidade de 5mm/minuto. Os resultados revelaram que a resistência à flexão, não foi afetada significativamente após a exposição a qualquer um dos três tipos de imersão. Observou-se também que a resina QC 20 apresentou valores inferiores à resina Lucitone 550, o que seria justificado, segundo os autores, pelo maior conteúdo de monômero residual presente nessa resina.

Neppelenbroek et al.<sup>71</sup> (2005) avaliaram o efeito de soluções desinfetantes na dureza de duas resinas para base de prótese, além do efeito da imersão prolongada em água. Foram confeccionados 32 corpos-de-prova (13 mm de diâmetro x 8 mm de espessura) para cada resina estudada (Lucitone 550 e QC 20). Após o polimento os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37°C por 48 ± 2 horas. Em seguida estes foram submetidos ao teste de dureza Vicker's. Os corpos-de-prova foram divididos aleatoriamente em 4 grupos. Cada

corpo-de-prova foi esfregado por 1 minuto com solução de gluconato de clorexidina a 4 %, lavados com água e imersos em uma das três soluções por 10 minutos: gluconato de clorexidina a 4%, hipoclorito de sódio a 1% e perborato de sódio a 3,78%. Os corpos-de-prova foram desinfetados 4 vezes para simular tanto a desinfecção clínica quanto laboratorial. Após a desinfecção, os corpos-de-prova permaneceram em água por 3 minutos e foram secos. O grupo controle permaneceu em água durante o tempo necessário para se realizar a desinfecção (56 minutos). Após a desinfecção, os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37°C por 15, 30, 60, 90 e 120 dias. Os resultados revelaram que a dureza de resinas para base de prótese pode ser afetada pelo tipo de solução desinfetante e pelo tempo de imersão em água. As resinas QC 20 e Lucitone 550 revelaram uma redução significativa na dureza após a desinfecção, independentemente da solução utilizada. Segundo os autores, a redução na dureza devido à imersão em solução de perborato de sódio (Amosan) ocorreu provavelmente pelo efeito de um óleo essencial presente na fórmula, que pode ter atuado como um solvente superficial. Para ambos os materiais o efeito na diminuição a dureza foi revertido após 15 dias de imersão em água. Provavelmente isso ocorreu devido ao mecanismo de liberação de monômero e polimerização continuada terem superado o efeito plastificante da absorção de água e também os efeitos deletérios dos procedimentos de desinfecção. Após a desinfecção, a dureza de ambos os materiais, aumentou gradualmente até 60 dias de armazenamento em água. Não houve diferença estatisticamente significante entre os valores de dureza depois de 60, 90 e 120 dias de armazenamento em água. No presente estudo, a resina QC 20 mostrou dureza significativamente menor que a resina Lucitone 550 para todas as condições experimentais, o que poderia ser explicado pelos diferentes ciclos de polimerização empregados. Embora as soluções desinfetantes utilizadas nesse estudo tenham tido um efeito significante na dureza das resinas acrílicas de base avaliadas, esse efeito foi pequeno. Deve ser enfatizado que a diminuição na dureza foi significante somente quando as mensurações foram repetidas (antes e após a desinfecção) quando comparadas no mesmo corpo-de-prova. Entretanto esse estudo falhou em detectar diferenças significantes na dureza entre o

desinfetado e o não desinfetado (controle) independente do corpo-de-prova. Os autores concluíram que: As resinas QC 20 e Lucitone 550 revelaram uma redução significativa na dureza após a desinfecção, independentemente da solução utilizada. Este efeito foi revertido após 15 dias de armazenagem em água. Ambas as resinas revelaram significativo e progressivo aumento na dureza durante o armazenamento em água, independentemente da solução desinfetada utilizada. Para todas as condições experimentais, a resina QC 20 revelou dureza significativamente menor que a resina Lucitone 550.

## 2.2 Resistência de União

McCrorie e Anderson,<sup>66</sup> em 1960, estudaram a resistência transversa de reparos realizados com resinas acrílicas autopolimerizáveis. Seis resinas acrílicas autopolimerizáveis e uma termopolimerizável foram utilizadas. Inicialmente, os autores avaliaram a resistência transversa até a fratura, de corpos-de-prova confeccionados com cada um dos materiais. Em seguida, foram confeccionados corpos-de-prova de resina termopolimerizável que foram seccionados ao meio e as superfícies de união desgastadas em ângulo de 45 graus. O espaço de 2 mm entre as duas partes foi, então, preenchido utilizando-se uma das seis resinas autopolimerizáveis. Foram avaliadas, ainda, a temperatura e a velocidade da reação de polimerização dos materiais. Os resultados revelaram que os corpos-de-prova reparados apresentaram 57% da resistência dos corpos-de-prova confeccionados com a resina termopolimerizável. Segundo os autores, esses resultados podem ser explicados, em parte, pelo fato das resinas autopolimerizáveis apresentarem, aproximadamente, 4/5 da resistência da resina termopolimerizável. Foi observado também que os corpos-de-prova fraturaram na área de união entre as resinas e não na região central do material de reparo, onde a carga foi aplicada. A temperatura durante a polimerização não apresentou relação com a resistência da resina, embora, em geral, quanto mais lenta a polimerização maior a resistência do material autopolimerizável quando testado isoladamente. Foi analisado se a velocidade da reação de polimerização apresentava influência

sobre a resistência do reparo, tendo em vista que uma reação mais lenta proporcionaria tempo maior para o monômero atuar sobre o material a ser reparado. Entretanto, não foi observada correlação entre o tempo de reação e a resistência do reparo.

Em 1970, Harrison e Stansbury<sup>43</sup> estudaram o efeito da configuração da superfície de união na resistência de reparos de resinas acrílicas. Os corpos-de-prova (65 mm x 10 mm x 2,5 mm) foram confeccionados com resina termopolimerizável (Acralite) utilizando-se a temperatura de 165°F durante 9 horas para sua polimerização. Em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de flexão até a fratura. As superfícies foram desgastadas obtendo-se um espaço de 3 mm entre as partes fraturadas. Os corpos-de-prova foram, então, divididos em três grupos de acordo com o preparo da superfície de união. No grupo 1, as superfícies não foram modificadas; no grupo 2, as superfícies foram preparadas até se obter ângulos arredondados e no grupo 3, foi realizado um desgaste com 1,5 mm de largura e 2 mm de profundidade. A seguir, os corpos-de-prova foram reposicionados nos moldes de gesso, as superfícies de união foram tratadas com monômero por 4 minutos e unidas com a resina de reparo. A polimerização foi realizada em água, entre 75° e 80°F, e pressão de 30 p.s.i. durante 30 minutos. Após 48 horas de armazenagem em água, os corpos-de-prova foram submetidos a novo ensaio de flexão. O formato arredondado apresentou valores de resistência à flexão estatisticamente maiores em relação aos demais avaliados. Segundo os autores, devido à contração do material de reparo entre as superfícies fraturadas, as quais apresentam-se fixas durante o processo de união, tensão residual é introduzida nas superfícies de reparo. A superioridade do formato arredondado em relação aos demais está de acordo com o princípio geral de que superfícies com ângulos vivos promovem concentração de tensão. Dessa forma, com base nos resultados obtidos, a distribuição da tensão por meio do preparo de superfícies de união arredondadas poderia prevenir fraturas recorrentes.

No ano seguinte, Leong e Grant<sup>60</sup> estudaram a resistência transversa de reparos em polimetilmetacrilato realizados utilizando-se diferentes técnicas e materiais. A resina termopolimerizável utilizada para a confecção dos corpos-de-prova foi a Kallodent 222 e a resina autopolimerizável utilizada para a realização dos reparos foi a Paladur. Cinco grupos foram avaliados nas seguintes condições experimentais: corpos-de-prova de resina termopolimerizável com dimensões padronizadas, seccionados e reparados (grupo A); corpos-de-prova com 65mm de comprimento confeccionados com excesso de 2mm na largura e 2mm na espessura e que foram desgastados até atingirem as dimensões padronizadas antes da realização dos reparos (grupo B); corpos-de-prova com as mesmas características que os do grupo B, porém com 32.5mm de comprimento (grupo C); corpos-de-prova com as mesmas características que os dos grupos B e C, porém com os desgastes para se atingir as dimensões padronizadas realizados após os reparos (grupos D e E). Os reparos foram realizados com resina termopolimerizável, autopolimerizável processada na bancada e autopolimerizável processada sob pressão de 50 lb/in e temperatura de 37° C. A resistência transversa dos corpos-de-prova reparados com resina termoativada foi de, aproximadamente, 80% da resistência do material de base para prótese quando testado isoladamente. Quando o reparo foi realizado com resina quimicamente ativada, a resistência do reparo foi de 65% da resina de base e, quando a polimerização foi realizada sob pressão e temperatura de 37° C, maior resistência foi obtida (75%). Os resultados indicaram que resistência de união superior foi obtida quando quantidade maior de material de reparo foi utilizada, sendo desgastada posteriormente. Segundo os autores, isto pode estar relacionado com um maior grau de polimerização obtido, como resultado da temperatura mais alta atingida durante a polimerização. Foi observado, ainda, que os reparos realizados com resina autopolimerizável apresentam adequada resistência transversa quando as superfícies a serem unidas são preparadas para reduzir a tensão e proporcionar distância entre as partes de, no máximo, 1,5mm.

Rupp et al.,<sup>87</sup> em 1971, investigaram a adesão entre 3 marcas de dentes artificiais e duas resinas autopolimerizáveis para base de prótese, sendo uma convencional (Acralite) e uma fluida (Pronto II). Os autores avaliaram vários tipos de tratamento químico da superfície dos dentes artificiais, previamente à união com as resinas autopolimerizáveis, comparando-os com o grupo controle, constituído por dentes artificiais unidos a uma resina termopolimerizável. Os tratamentos químicos avaliados envolveram a associação dos solventes clorofórmio e diclorometano com o monômero metil metacrilato, tendo sido utilizadas diferentes concentrações e tempos de exposição. Segundo os autores, esses sistemas, contendo solvente e monômero polimerizável, atuam dissolvendo e expandindo a camada superficial, permitindo a difusão do material polimerizável. Durante a polimerização, uma rede de cadeias poliméricas é formada entre os dois materiais. A resistência de união é dependente do grau de penetração do solvente e da resistência das cadeias do polímero de entrelaçamento. Neste estudo, a aplicação de diclorometano (50%) e metil metacrilato (50%) proporcionou resistência à tração maior que 80% daquela obtida com a união dente artificial e resina de base termopolimerizável.

Harrison et al.,<sup>42</sup> em 1977, avaliaram o efeito do tempo sobre a resistência do reparo. Outras propriedades relevantes, como dureza, escoamento e resistência ao impacto também foram avaliadas. Foram utilizadas uma resina acrílica termopolimerizável (Stellon) e uma autopolimerizável (Croform). Corpos-de-prova do material Stellon foram previamente fraturados e reparados utilizando-se a resina Croform, sendo que o espaço entre as extremidades a serem unidas era de 3mm. Após o reparo, os corpos-de-prova foram submetidos a testes de resistência à flexão. Corpos-de-prova confeccionados com a resina autopolimerizável Croform também foram submetidos a testes de flexão. Todos os testes foram realizados em intervalos de 1 hora, 1 dia, 1 semana e 1 mês após a obtenção dos corpos-de-prova. Os resultados dos ensaios de flexão da resina Croform demonstraram que houve diferença significativa nas propriedades

obtidas após 1 hora em relação aos demais períodos. Houve um aumento progressivo nos resultados obtidos, tendo sido os maiores valores observados antes do final do período de 1 semana. Para os corpos-de-prova da resina Stellan reparados com a resina Croform, o valor máximo de resistência foi verificado entre os períodos de 1 dia e 1 semana. A resistência do reparo apresentou-se relativamente baixa 1 hora após sua realização. Além disso, valores próximos dos maiores obtidos não foram observados antes de 24 horas, período que, idealmente, deveria ser aguardado para a utilização de próteses reparadas.

Em 1980, Beyli e Von Fraunhofer<sup>14</sup> estudaram a influência de diferentes tipos de preparo de superfície na resistência à flexão de resina termopolimerizável (I.Q 15) reparada com resina autopolimerizável (De Trey Rapid Repair Acrylic). Os corpos-de-prova (40 x 7 x 2,5 mm) foram confeccionados com a resina termopolimerizável tendo sido armazenados em água a  $37 \pm 1^\circ \text{C}$  por 2 dias antes da realização dos testes. Após a fratura, os corpos-de-prova foram posicionados em um dispositivo metálico que permitia a padronização das condições experimentais. Foi avaliada a influência de diferentes distâncias entre as partes fraturadas (1 a 5 mm), tipos de preparo (bisel, bisel invertido, arredondado, em sobreposição, em forma de caixa, caixa invertida e uma combinação de caixa com bisel) e tratamentos das superfícies de união (polimento com pedra-pomes, aplicação de monômero por 2 minutos, ou associação dos dois procedimentos) sobre a resistência dos reparos. Os corpos-de-prova foram testados em flexão 1 hora após o reparo, exceto uma série de preparos paralelos com 3 mm de distância entre as partes fraturadas, os quais foram armazenados por 4, 24 e 48 horas em água destilada a  $37 \pm 1^\circ \text{C}$ . Os resultados evidenciaram que a resistência após o reparo foi de 35 a 40 % do valor obtido com o material de base testado intacto. A utilização de pedra-pomes diminuiu a resistência transversa, a resistência à fratura e a deflexão para todas as distâncias estudadas, enquanto os outros dois tratamentos não afetaram significativamente essas propriedades. O valor observado para o período de 4 horas de armazenagem em água foi significativamente maior que aqueles

verificados para 1 hora, 24 e 48 horas. Não foi observada diferença estatística entre os valores obtidos com 24 e 48 horas de armazenagem, os quais foram maiores que aqueles verificados para o período de 1 hora. O preparo paralelo foi significativamente menos resistente que os demais tipos avaliados, os quais foram estatisticamente iguais entre si. Segundo os autores, a máxima resistência obtida após 4 horas é, provavelmente, devida a fatores como interpenetração entre o material de reparo e a resina de base, a polimerização continuada e ao efeito plastificante da absorção de água. Provavelmente, para o período de 4 horas, os dois primeiros fenômenos apresentam maior influência que o efeito plastificante, enquanto para os períodos mais longos, ocorre um equilíbrio entre a diminuição causada pela água e o aumento na resistência proporcionado pela interpenetração dos polímeros. A maior resistência dos diferentes tipos de preparo em relação ao preparo paralelo pode ser explicada pela maior superfície de contato para a realização do reparo.

Moradians et al.,<sup>68</sup> em 1982, compararam a dureza, resistência à tração e a resistência de união por meio de testes de flexão de duas resinas acrílicas autopolimerizáveis e o efeito da armazenagem em água por períodos de 24 horas, 1 semana, 1 mês e dois meses sobre essas propriedades. Foi analisada, ainda, a resistência transversa de corpos-de-prova confeccionados com Perspex, fraturados e reparados com essas resinas, após os mesmos períodos de armazenagem. As resinas utilizadas foram a autopolimerizável convencional SOS e a resina fluida Palapress. Para avaliar a resistência de união, os corpos-de-prova foram fraturados ao meio, as superfícies de união foram desgastadas e submetidas a uma das seguintes condições: sem tratamento, aplicação do monômero da resina utilizada para o reparo por 2 minutos, preparo de entalhes e polimento com pedra-pomes. Para cada condição, o conjunto foi posicionado em uma matriz de modo a permanecer uma distância de 3 mm entre as superfícies de união. Foi observado que, para os corpos-de-prova reparados, os melhores resultados foram apresentados pelas superfícies polidas com pedra-pomes. Esses resultados estão de acordo com as teorias de adesão, indicando que superfícies de união lisas são

necessárias para o adequado umedecimento e escoamento do material de reparo, os quais apresentam grande influência na resistência final do reparo. Dessa forma, embora o preparo na forma de entalhe proporcione maior área de superfície de união, a retenção de ar em possíveis irregularidades presentes nesse tipo de preparo pode diminuir a resistência obtida.

O efeito do tratamento químico da superfície de união na resistência de reparos foi avaliado por Shen et al.<sup>94</sup> em 1984. Corpos-de-prova (60 X 10 X 2,5 mm) foram confeccionados utilizando-se duas resinas termopolimerizáveis (Lucitone e Permatone), submetidos ao acabamento com lixa de granulação 600 e armazenados em água por 48 horas à temperatura ambiente antes dos testes de flexão. Após a fratura, os corpos-de-prova foram desgastados e reposicionados nos moldes originais, com um espaço de 2mm entre as superfícies de união. Essas superfícies foram submetidas à limpeza com água destilada em ultrassom ou imersão em clorofórmio por 5 segundos, seguida por secagem com ar e lavagem com água destilada. Dois métodos de reparo também foram testados: utilização do mesmo material termopolimerizável do corpo-de-prova ou de resina autopolimerizável. Cada corpo-de-prova permaneceu em água destilada por 48 horas previamente ao ensaio mecânico. Foram também realizados cortes de corpos-de-prova, os quais foram imersos por 5, 30, 60 e 120 segundos em clorofórmio sendo, em seguida analisadas em microscópio eletrônico para exame das superfícies. Outro teste realizado foi o de solubilidade das resinas em solvente (clorofórmio). Os maiores valores de resistência transversa foram observados quando foi utilizada resina termopolimerizável associada ao tratamento com clorofórmio para a resina Permatone, enquanto os menores resultados foram obtidos para a resina Lucitone com a técnica autopolimerizável e sem tratamento com clorofórmio. O exame das superfícies fraturadas revelou três tipos de fraturas: (1) na interface entre a resina de base e o material de reparo, que ocorreu em todos os corpos-de-prova reparados com resina autopolimerizável e corpos-de-prova reparados com a resina termopolimerizável sem tratamento de clorofórmio; (2) iniciada na interface, estendendo-se ao material de reparo ou de base, que

ocorreu em alguns corpos-de-prova tratados com clorofórmio e restaurados com a resina termopolimerizável; e (3) no material de reparo ou na resina de base não envolvendo a interface, que ocorreu na maioria dos corpos-de-prova de Permatone que foram tratados com clorofórmio e reparados com a mesma resina. Segundo os autores, o clorofórmio é um solvente potente para o polimetil metacrilato e a imersão de uma superfície rugosa por 5 segundos remove a maior parte, se não todas, as micropartículas, tornando as superfícies lisas, eliminando as ranhuras. Uma superfície limpa e mais eficiente para a união é obtida, com o conseqüente aumento da resistência de união. O método de reparo termopolimerizável com aplicação de clorofórmio produziu a melhor adesão e menor índice de fraturas na interface. Esse resultado sugere que o monômero do material de reparo pode ter formado um polímero de entrelaçamento através da interface, tendo em vista que, durante a prensagem, a resina termopolimerizável mantém-se na fase plástica até que o calor seja aplicado. Dessa forma, ocorre melhor umedecimento da superfície obtida após 5 segundos de imersão em clorofórmio. Por outro lado, com as resinas autopolimerizáveis, a consistência do material aumenta continuamente durante a prensagem, o que pode dificultar a penetração do material de reparo e diminuir o umedecimento da superfície. Os autores concluíram que, em geral, é aceito o conceito de que a resistência do reparo pode ser aumentada tornando-se rugosas as superfícies de união. Entretanto, as análises em microscopia indicaram que esse procedimento pode resultar em superfície caracterizada por partículas e pequenas ranhuras ao longo de sulcos finos. Essas características podem impedir o escoamento do material de reparo e reduzir as forças de atração, fundamentais para aumentar a resistência de união. Os resultados indicaram que o tratamento com clorofórmio, da superfície de fratura, aumenta a qualidade da superfície de união, fato demonstrado pelo aumento verificado na resistência dos reparos. Entretanto, aumentos estatisticamente significantes foram observados somente quando o reparo foi realizado com resina termopolimerizável.

No ano seguinte, Bunch et al.<sup>19</sup> avaliaram o aumento de temperatura durante a polimerização e a estabilidade de cor das resinas rígidas

para reembasamento: 1- Perm Reline and Repair Resin (metilmetacrilato), 2- Flexacryl-Hard (copolímero de etil metacrilato), 3- Rebase Acrylic (metilmetacrilato), 4- COE-Rect (metilmetacrilato) e 5- Kooliner (copolímero etil-metacrilato). A mensuração da temperatura foi realizada segundo a especificação para materiais reembasadores N° 17 da ADA. Também foi realizado um teste de temperatura intrabucal com as resinas que obtiveram o maior e o menor pico de temperatura, respectivamente (Perm e Kooliner). A resistência de união entre os materiais para reembasamento direto e resinas para base de prótese também foi avaliada. Os materiais de base selecionados foram: 1- Astron 77 (vinil acrílico), 2- Lucitone caracterizada (polimetil-metacrilato termopolimerizável), 3- Lucitone 199 (polimetil-metacrilato e butadieno) e 4- Howmedica Pro-fit (resina fluida à base de polimetil metacrilato). A resina Flexacryl foi testada com e sem o agente de união recomendado. Após o processamento, os corpos-de-prova de resina de base foram submetidos ao acabamento utilizando-se disco de lixa de papel de granulação 120, para produzir uma superfície uniforme. Em seguida, os corpos-de-prova foram desgastados em duas direções com lixa de granulação 220. Um molde de latão foi posicionado sobre a superfície dos corpos-de-prova, as resinas para reembasamento foram manipuladas e inseridas no interior do molde. Após a polimerização, os corpos-de-prova permaneceram em água por 12 horas antes da realização dos ensaios de tração. Os resultados para o aumento da temperatura demonstraram que todos os materiais estudados cumpriram a especificação que determina que a temperatura não deve exceder 75° C e o pico deve ocorrer entre 6 e 15 minutos. Todos os materiais diminuíram rapidamente a temperatura após o pico de polimerização, com exceção da resina Kooliner, que apresentou diminuição gradual. Com relação à estabilidade de cor, somente a resina Perm demonstrou pequena alteração com o envelhecimento. Para a resistência de união, o material Astron apresentou os maiores resultados e a falha de união ocorreu na própria resina de base quando unida a três dos quatro materiais reembasadores avaliados. A resina Kooliner apresentou falhas adesivas em relação aos materiais de base Lucitone 199, Lucitone caracterizada e Howmedica. A resina Flexacryl, com e sem a aplicação do primer, faliu coesivamente com todos os materiais de

base testados. Os materiais Astron e Howmedica em geral apresentaram as menores porcentagens de falha adesiva. Não foi encontrada diferença entre a resistência de união entre Perm, Flexacryl e Rebase Acrylic. Entretanto, houve diferença entre esse grupo e os materiais Kooliner e Coe-Rect, que apresentaram os menores valores. A resina Kooliner geralmente apresentou falha adesiva com as resinas de base e isto se refletiu nos menores valores de resistência de união obtidos.

A resistência de união entre resinas para base e para reembasamento foi estudada por Curtis et al.<sup>31</sup> em 1989. Foram confeccionados corpos-de-prova cilíndricos (1cm altura / 0,7 cm de espessura) das resinas Lucitone (termopolimerizável) e Triad (polimerizada por luz). Cada corpo-de-prova foi termociclado em banhos de água, entre 6 e 60° C, em intervalos de 1minuto durante 4 horas. A extremidade de cada corpo-de-prova foi desgastada com lixa de granulação 240, em uma única direção, para simular a rugosidade utilizada clinicamente. Uma lâmina de acetato com orifício central de 2mm de diâmetro foi fixada sobre a superfície desgastada. O agente de união da resina Triad VLC foi pincelado diretamente sobre a superfície e seco por 2 minutos. O mesmo procedimento foi realizado para o monômero da resina termopolimerizável. Em seguida, o material reembasador VLC foi manipulado e posicionado sobre a superfície de união. Para a resina autopolimerizável, foram utilizados corpos-de-prova com e sem a aplicação do monômero. Nesse caso, o monômero foi seco por 20 segundos antes da aplicação do material. Após a manipulação, os corpos-de-prova de resina autopolimerizável permaneceram sob pressão de 20mmHg a 45°C por 20 minutos. Cada corpo-de-prova permaneceu em água a 37°C por uma semana antes dos ensaios de cisalhamento. O fabricante da resina fotoativada recomenda aplicar o monômero da resina termopolimerizável antes do reembasamento. Neste estudo, entretanto, a utilização do agente de união apresentou melhores resultados que a aplicação do monômero ou a associação do monômero com o agente de união. Por outro lado, a utilização do monômero para o reembasamento com resinas autopolimerizáveis aumentou significativamente a resistência de união. A resina Triad para reembasamento apresentou maiores

valores de união com a resina para base Triad, provavelmente pela melhor formação de ligações cruzadas entre materiais similares. A resina autopolimerizável apresentou maiores valores quando unida à resina termopolimerizável, com aplicação prévia do monômero desta última. Provavelmente, o monômero dissolveu o material, permitindo uma união química. A capacidade de difusão da resina autopolimerizável e do monômero também podem ter contribuído para uma união mais resistente. A resina Triad apresenta maior consistência e pouco excesso de monômero, diminuindo a capacidade de penetração na resina termopolimerizável. A resistência de união pode também ter sido influenciada por diferenças na absorção de água. As resinas termopolimerizáveis absorvem menos água. A resina Triad é um compósito que contém partículas de carga e, portanto, pode se decompor quando saturado em água.

No mesmo ano, Khan et al.<sup>55</sup> investigaram a resistência de união de um material para base de prótese, ativado por luz, (Triad), unido a três materiais reembasadores macios (Molloplast-B – Silicone; Tru-Soft – Polietilmetacrilato; Esscheem – Etilmetacrilato). Corpos-de-prova cilíndricos (65mm de comprimento por 16mm de diâmetro) do material Triad foram preparados, seccionados ao meio e as superfícies de união foram tornadas rugosas e tratadas com o agente de união Triad por 2 minutos. As duas partes de cada corpo-de-prova foram posicionadas em um suporte, com espaço central de 3mm, o qual foi preenchido com os materiais reembasadores. Após a união, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a  $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$  até que os testes de tração fossem realizados. Foram observadas diferenças significativas entre as médias obtidas nos períodos de 48 horas e 30 dias para as resinas Tru-Soft e Esscheem, ao passo que para o material à base de silicone Molloplast-B não foi encontrada diferença significativa. Todos os corpos-de-prova apresentaram falha coesiva após 48 horas. Os materiais Tru-Soft e Molloplast-B também falharam coesivamente quando testados após 30 dias, enquanto a resina Esscheem apresentou falha adesiva nesse período. Segundo os autores, a água absorvida pelo material tem um efeito direto

e indireto na união entre o reembasador e a resina de base. A água pode se infiltrar diretamente na região de união, resultando em aumento de volume do material e, conseqüentemente, da tensão na interface, reduzindo a resistência de união. A água pode diminuir, indiretamente, a resistência de união por meio da remoção de substâncias plastificantes do material reembasador. Essa remoção aumenta a rigidez e reduz o efeito amortecedor do material reembasador. Como conseqüência, as forças de tração aplicadas são transmitidas diretamente para a interface em vez de serem absorvidas pelo material reembasador.

Em 1990, Razavi et al.<sup>83</sup> investigaram as características de união da resina para reembasamento fotopolimerizável Triad a cinco resinas para confecção de bases de próteses, sendo quatro termopolimerizáveis e uma fototivada (Triad VLC, Fricke Hight Impact, Lucitone, Estron e Hydrocryl). A análise da resistência de união foi realizada por meio de testes de tração em corpos-de-prova (50 X 14 X 4,5 mm) confeccionados com as resinas para base, os quais foram seccionados e desgastados na região central obtendo-se um espaço de 5mm. Previamente à união, as superfícies desgastadas foram preparadas com a aplicação do monômero da resina Lucitone, como sugere o fabricante da resina Triad VLC. Testes de tração foram também realizados em corpos-de-prova intactos ou unidos utilizando-se a mesma resina de base empregada na sua confecção. A resistência de união foi avaliada, ainda, por meio de testes de cisalhamento em corpos-de-prova (75 X 25 X 3 mm) que foram superpostos no comprimento em uma extensão de 5mm, tendo sido essa região preenchida com uma camada de 1mm de espessura do material reembasador Triad. Parte dos corpos-de-prova foi testada imediatamente após a polimerização do material reembasador e as demais ficaram armazenadas em água a  $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$  por 48 horas antes de serem submetidas aos ensaios mecânicos. Os resultados obtidos demonstraram que a resistência de união da resina Triad aos materiais para base de prótese aumentou após 48 horas de imersão em água e que a resistência à tração das diferentes combinações analisadas foi igual ou maior que a resistência da própria resina Triad VLC. Segundo os autores, a resistência de união do material reembasador Triad VLC

aos materiais de base avaliados é suficientemente alta para sugerir sua aplicabilidade clínica.

A possibilidade de utilização de resina ativada por luz como material de reparo foi avaliada por Andreopoulos et al.,<sup>4</sup> em 1991. Uma resina termopolimerizável para base de prótese (SR 3/60, Ivoclar) e uma fotopolimerizável (Triad VLC) foram utilizadas para a obtenção dos corpos-de-prova que foram fraturados e, a seguir, reparados, tendo sido mantido um espaço de 2 mm foi entre as extremidades da fratura. Os materiais de reparo utilizados foram uma resina acrílica autopolimerizável (Jet Repair Acrylic) e a resina Triad VLC. Uma série duplicada de corpos-de-prova foi imersa em saliva sintética e armazenada a 37°C por 4 meses. A resistência mais elevada foi obtida com corpos-de-prova de resina acrílica termopolimerizável reparadas com resina autopolimerizável e a mais baixa foi apresentada pela combinação Triad / Triad. O pré-tratamento da superfície com o agente de união não teve efeito significativo na resistência, ao passo que a aplicação de metil metacrilato aumentou a resistência dos corpos-de-prova reparados. Para todos os grupos avaliados, a armazenagem em saliva sintética resultou em moderada redução da resistência. As características mecânicas do material de reparo constituem o principal fator no desempenho geral do reparo, desde que exista perfeita adesão às duas superfícies de união. Esse último aspecto está relacionado com o umedecimento das superfícies dos corpos-de-prova e a afinidade entre o material de reparo e o substrato. Para se obter um adequado umedecimento, as superfícies devem ser limpas. Por outro lado, a afinidade é uma propriedade mais complexa, incluindo aspectos como união química e mecânica. Os baixos valores de resistência apresentados pelos corpos-de-prova confeccionados com a resina Triad e reparados com esse mesmo material, podem ser atribuídos ao umedecimento deficiente, tendo em vista que esta resina possui viscosidade maior, no momento da aplicação, do que a resina acrílica autopolimerizável. Além disso, a afinidade pareceu ser baixa, apesar do fato do material de reparo e substrato terem a mesma composição. Na verdade, a afinidade é de natureza física, e não há evidência de

combinação química. Os reparos da resina termopolimerizável realizados com a resina Triad proporcionaram resistência consideravelmente maior. Tendo em vista que as características de umedecimento são as mesmas da combinação Triad/Triad, a maior resistência observada pode ser atribuída a uma melhor afinidade, proporcionada, provavelmente, pela união química entre os materiais devido à presença de monômero residual na resina acrílica. O pequeno aumento na resistência observado após o tratamento com metil metacrilato foi devido à limpeza da superfície, considerando-se que o umedecimento rápido não é suficiente para a absorção de monômero e subsequente reação com a resina Triad durante sua polimerização.

A resistência de união de seis materiais reembasadores macios a uma resina de base (Lucitone 199) foi estudada por Kawano et al.,<sup>52</sup> em 1992, por meio de testes de tração. Os seis materiais reembasadores selecionados para este estudo foram: Prolastic, Vina Soft, Flexor, Super-Soft, Novus e Molloplast-B. Os corpos-de-prova foram preparados pela inclusão de dois padrões em mufla com um espaçador de 3 mm entre eles. Os padrões e o espaçador foram incluídos em silicone para permitir a fácil remoção dos corpos-de-prova após a polimerização. A resina Lucitone 199 (polimetil metacrilato) foi polimerizada através de ciclo longo (165° F por 9 horas). Após a polimerização, os corpos-de-prova foram submetidos ao acabamento e as superfícies de união foram desgastadas com lixa de granulação 240. A seguir, as duas partes dos corpos-de-prova foram reposicionados na mufla, e o local anteriormente ocupado pelo espaçador foi preenchido com o material reembasador, utilizando-se, quando indicados, agentes de união. Após a polimerização e o acabamento, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de tração. O tipo de falha foi observado utilizando um microscópio ótico e classificada como adesiva ou coesiva. Os resultados revelaram que a média de resistência de união ficou entre 9,6 e 21,1 Kg/cm<sup>2</sup>, tendo sido o menor valor observado com o material Prolastic e o maior com o material Novus. Segundo os autores, o teste de tração utilizado neste estudo, difere das forças a que os materiais reembasadores resilientes são submetidos

cl clinicamente, quando a tensão exercida na interface entre os dois materiais está mais relacionada com cisalhamento e rompimento. Prolastic, um material à base de silicone autopolimerizável, revelou os menores valores de resistência de união. Desde que a falha encontrada foi coesiva, isto indica que a resistência do material reembasador é mais fraca que a resistência de união ao substrato de PMMA. Flexor, Novus e Novus com agente de união apresentaram falhas adesivas, o que implica que a resistência à tração dos materiais foi maior que a resistência de união. Somente VinaSoft apresentou falha adesiva e coesiva, o que pode indicar que a resistência à tração do material reembasador macio e a resistência de união são aproximadamente a mesma.

Em 1992, as características adesivas de três novos materiais reembasadores macios a uma resina para base de prótese ativada por luz foram investigadas por Polyzois.<sup>76</sup> A resina de base utilizada foi a Triad e os materiais reembasadores estudados foram: Novus (termo-ativado), Flexor (termo-ativado) e PERform Soft (ativado por luz visível). O estudo da resistência de união desses materiais foi realizado através de ensaios de cisalhamento. Corpos-de-prova (46 x 13 x 3 mm) foram confeccionados com a resina foto ativada Triad, sobre os quais foram unidos corpos-de-prova de material reembasador com dimensões iguais, tendo sido a superfície de união restrita a uma área de 23 x 13 mm. Foram confeccionados 50 corpos-de-prova, dos quais 25 foram testados imediatamente e os demais após armazenagem em água destilada a  $37 \pm 1^\circ \text{C}$  por 4 meses. Os resultados revelaram que todos os materiais apresentaram redução estatisticamente significativa na resistência de união após a armazenagem em água. A redução na resistência de união pode ser explicada como resultado da absorção de água e aumento de volume do material resiliente com conseqüente desenvolvimento de tensão na interface de união ou da alteração das propriedades viscoelásticas dos materiais reembasadores, tornando o material mais rígido e, como conseqüência, transmitindo as cargas externas à região de união. Os resultados revelaram que a união mais resistente foi entre o material reembasador Novus e a resina de base Triad, onde foi utilizado o agente de união da resina

Triad. A superioridade da resina Novus também pôde ser comprovada pelo tipo de falha que foi predominantemente coesiva, antes ou após a imersão em água.

No ano seguinte, Arena et al.<sup>5</sup> compararam a resistência de união, por meio de teste de flexão, de cinco resinas para reembasamento imediato, sendo duas autopolimerizáveis (Flexacryl Hard e Kooliner), duas de polimerização dual (Extoral VLC e Light Liner) e uma ativada por luz (Triad VLC reline), unidas a dois materiais para base de próteses, polimetilmetacrilato termopolimerizável (Lucitone 199) e uretano dimetacrilato polimerizado por luz (Triad VLC). Os corpos-de-prova foram confeccionados pela inclusão em mufla de padrões de latão (2,8 X 14 X 64mm) em 2 a 3mm de material de moldagem e gesso, para facilitar a remoção após a polimerização. A resina Lucitone 199 foi polimerizada sob pressão em água a 73°C por 60 minutos e 100°C por 30 minutos. O material Triad VLC foi exposto à luz (500nm) por 6 minutos de cada lado. Os corpos-de-prova foram polidos com lixa de granulação 320 e armazenados em água destilada por 50 horas. Quinze corpos-de-prova de cada material foram selecionados para servirem de controle. Os demais foram cortados, removendo-se uma secção de 10mm na região central, reposicionados nos moldes e os espaços entre as partes foram preenchidos com os materiais reembasadores. A união da resina para reembasamento Triad VLC (sem o agente de união) à resina de base de Lucitone 199 foi a combinação que proporcionou os resultados mais baixos. A combinação de material reembasador Triad VLC / agente de união / material de base Triad foi a que apresentou maior resistência. Essas diferenças reforçam que a utilização do agente de união aumenta as cadeias polimoleculares disponíveis para a ligação cruzada e união. A união mais forte do material Lucitone 199 foi observada com a resina Light Liner, uma resina de micropartículas com o constituinte básico PEMA (polietilmetacrilato). O componente PEMA aparentemente possui alta afinidade de união com resinas à base de polimetil metacrilato. O maior valor de resistência de união observado entre a resina para reembasamento Triad VLC e a resina de base Triad VLC pode ser explicado pela composição química idêntica dos dois materiais. Com exceção da combinação com o material reembasador

Extoral, 99% dos corpos-de-prova apresentaram fratura adesiva. Noventa por cento dos corpos-de-prova de Extoral revelaram fratura na própria resina. Os exames desses corpos-de-prova revelaram porosidades, que, provavelmente, foram responsáveis pelas falhas coesivas. A união entre a resina para reembasamento Kooliner e a resina para base Triad foi 41,1% da resistência da resina Triad testada intacta. Quando unida à resina de base Lucitone 199, esse valor foi de 35,6%. Além disso, todas as falhas do material Kooliner foram do tipo adesiva.

Andreopoulos e Polyzois,<sup>3</sup> em 1994, estudaram a resistência de reparos de uma resina para base termopolimerizável e uma fotopolimerizável, realizados com uma resina autopolimerizável e quatro resinas fotopolimerizáveis. Corpos-de-prova (2,5 X 10 X 65 mm) das resinas de base foram confeccionados, armazenados em água destilada a 37°C por 7 dias quando, então, foram seccionados em duas partes iguais. As superfícies foram submetidas ao acabamento com lixa granulação 240 sob irrigação. Em seguida, os corpos-de-prova foram posicionados em uma matriz de gesso, mantendo-se um espaço de 3mm entre suas duas partes, o qual foi preenchido com os diversos materiais avaliados. Após a união, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37°C por 7 dias antes do teste de flexão. Foi observado que a resina autopolimerizável Novodur apresentou os maiores valores de resistência à flexão independente da resina de base empregada. A resistência proporcionada pelas resinas Triad, Triad Gel e Unifast foram, aproximadamente, 50 a 58% dos valores apresentados pela resina Novodur, enquanto os menores valores foram observados com a resina Extoral. Os resultados demonstraram que o tipo de material de reparo é importante para se obter união adequada entre as partes fraturadas. Não foi encontrada interação entre os materiais de base e os de reparo. Segundo os autores, um resultado surpreendente, pois materiais similares (Triad combinado com Triad) deveriam exibir alguma interação. Esses resultados podem estar relacionados ao fato da aplicação do material de reparo ter sido realizada algumas

semanas após a polimerização. Dessa forma, os corpos-de-prova fraturados e reparados podem não ter reagido e se combinado quimicamente na interface.

Ainda em 1994, Vallittu et al.<sup>108</sup> examinaram a resistência transversa de corpos-de-prova confeccionados com uma resina acrílica (ProBase, Ivoclar) à base de polimetil metacrilato (PMMA) que foram reparados após tratamento da superfície de união com metil metacrilato (MMA) por diferentes períodos. Para cada grupo avaliado, 12 corpos-de-prova (2,3 x 4,2 x 50,0 mm) foram preparados, seccionados e submetidos ao acabamento com lixa 120 no formato de bisel de 35°. Os corpos-de-prova do grupo **A** foram mantidos intactos e utilizados como controle. Para o grupo **B**, os reparos foram realizados sem tratamento da superfície de união. Para os grupos **C**, **D**, **E** e **F**, essas superfícies foram tratadas com MMA durante 5, 30, 60 e 180 segundos de aplicação, respectivamente. A resina autopolimerizável à base de PMMA utilizada para a realização do reparo (Pro Base Cold, Ivoclar) foi polimerizada em a água a temperatura de 40°C, sob pressão de 2 bar por 15 minutos. Os corpos-de-prova reparados permaneceram em água à temperatura ambiente por 4 dias antes dos ensaios de flexão. Após a fratura, os corpos-de-prova foram analisados em um microscópio de luz para se determinar o tipo de falha (adesiva ou coesiva). Corpos-de-prova adicionais também foram preparados para se avaliar as alterações morfológicas na superfície, após a aplicação de MMA, utilizando-se microscópio eletrônico de varredura. Os resultados demonstraram diferença significativa entre os grupos. O número de falhas adesivas diminuiu de 100% para 17% quando o tempo de aplicação do MMA aumentou de 0 para 180 segundos. A análise em microscópio eletrônico de varredura demonstrou que o MMA dissolveu a estrutura das superfícies do PMMA, as quais, após tratamento por 60 e 180 segundos, apresentaram textura mais lisa em relação à resina sem tratamento. Os resultados de resistência transversa, associados ao tipo de falhas observadas, indicaram que a união da resina autopolimerizável aumentou significativamente quando a superfície foi dissolvida pelo MMA. A união da resina acrílica autopolimerizável à superfície dissolvida de PMMA baseia-se na formação de

novas cadeias poliméricas entre as partes de resina termopolimerizável. Dessa forma, por tratar-se de união química, é importante que as superfícies a serem reparadas apresentem-se livres de contaminação.

Também em 1994, Yunus et al.<sup>120</sup> avaliaram o efeito da irradiação em microondas sobre o conteúdo de monômero residual de uma resina acrílica para reparo de prótese e a resistência à flexão dos reparos. A resina autopolimerizável utilizada foi a Meliodent, à base de polimetilmetacrilato. Para a análise do monômero residual foram confeccionados corpos-de-prova com 20 X 20 X 3 mm. A resina foi polimerizada seguindo um dos três métodos: 1- polimerização química, sobre a bancada a 20° C; 2 – polimerização com a resina imersa em água a 35°C e sob pressão de 2,2 Bar por 20 minutos; 3 – polimerização sobre a bancada por 20 minutos seguida de irradiação em microondas a 50W por 5 minutos. O conteúdo de monômero residual foi mensurado após 20 min., 1 hora, 1 semana e 1 mês após a polimerização, com os corpos-de-prova imersos em água. Para os ensaios de resistência à flexão, foram confeccionados corpos-de-prova de 2,5 X 10 X 65 mm da resina termopolimerizável Trevalon, processada em água a 70° C por 7 horas e 1 hora a 100° C. A seguir, os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37°C por 28 dias, quando, então, foram fraturados por meio de teste de flexão. O espaço de 3 mm entre as partes fraturadas foi preenchido com a resina Meliodent e, a seguir, os corpos-de-prova foram submetidos aos três métodos de polimerização anteriormente descritos. Os ensaios de flexão foram realizados 1 hora após o reparo. Os resultados revelaram que o maior conteúdo de monômero residual registrado inicialmente foi para a polimerização química, e a polimerização em microondas resultou no menor valor entre os três métodos avaliados. O menor conteúdo de monômero residual significa que os corpos-de-prova polimerizados em microondas atingiram maior grau de conversão logo após a polimerização (20 min), comparado com os corpos-de-prova polimerizados utilizando-se os outros métodos. Todos os métodos apresentaram redução gradual do nível de monômero com o tempo, atingindo praticamente o mesmo valor após 1 mês. Os resultados

demonstraram que a resistência à flexão dos reparos realizados com a polimerização química, seguida pela irradiação em microondas, foi 88% em relação à resistência à flexão da resina termopolimerizável Trevalon, testada intacta. Os valores para os corpos-de-prova polimerizados sob pressão ou com ativação química somente, foram de 78% e de 69% em relação à termopolimerizável, respectivamente. A maior resistência à flexão dos reparos polimerizados pela associação de reação química e irradiação com microondas poderia estar relacionada, segundo os autores, ao menor nível de monômero residual obtido como resultado de um maior grau de polimerização. Esses resultados sugerem que o conteúdo de monômero residual tem um efeito na resistência dos reparos, de modo que quanto menor o conteúdo, mais resistente é o reparo.

No ano seguinte, Arima et al.<sup>6</sup> compararam a resistência à flexão, absorção de água e solubilidade de uma resina para base termopolimerizável (Acron) e de seis resinas para reembasamento, sendo três com agentes de ligação cruzada (Tokuso Rebase, Mild e Metabase) e três sem esses agentes (Kooliner, New Tru Liner e Rebaron). Foi observado que resistência à flexão das resinas para reembasamento foi menor que a da resina termopolimerizável. Além disso, entre as resinas autopolimerizáveis, as que possuíam agentes de ligação cruzada apresentaram maior resistência à flexão e módulo de elasticidade que as resinas sem agentes de ligação cruzada, com exceção da resina Rebaron. Entretanto, quando comparada com a resina Acron, a resina Rebaron, apesar de possuir composição similar à da resina Acron (polimetilmetacrilato e metilmetacrilato), apresentou menores valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade. Segundo os autores, esse fato pode ser explicado pela presença de uma substância plastificante no pó da resina Rebaron e do di-n-butilsebacato (10,3%) no líquido deste material. As resinas Metabase e Tokuso Rebase, que apresentam 1,6-hexanediol dimetacrilato como agente de ligação cruzada, apresentaram valores de resistência à flexão estatisticamente semelhantes aos da resina Rebaron. Entretanto, a resina Tokuso Rebase demonstrou menor módulo de elasticidade que

a resina Metabase. Este fato foi explicado pela presença de  $\beta$ -metacrilóil oxietil propionato (39,8%) no líquido da resina Tokuso Rebase, um monômero monofuncional com duas ligações éster, formando uma estrutura mais flexível quando comparada com o metilmetacrilato e 2-etil hexil metacrilato, contidos no líquido da resina Metabase. As resinas Kooliner e New Truliner contêm um monômero monofuncional (isobutilmetacrilato) como principal componente do líquido, sem agente de ligação cruzada. Assim, o Kooliner, quando comparado com as resinas que apresentam agentes de ligação cruzada, demonstrou características mais flexíveis, como resistência transversa e módulo de elasticidade significativamente menores. A resina New TruLiner apresentou alta flexibilidade, a qual foi relacionada à presença de 8% do plastificante di-n-butilftalato no líquido deste material. Com exceção da resina Kooliner, as resinas autopolimerizáveis demonstraram absorção de água significativamente menor que a resina termopolimerizável. E, entre as resinas autopolimerizáveis, as resinas com agente de ligação cruzada apresentaram os menores valores. Os autores observaram que, quando os corpos-de-prova foram imersos em água, pequeno ou nenhum aumento volumétrico foi notado. Esse fenômeno foi explicado pela adsorção nas “microbolhas” das resinas acrílicas. A água absorvida atua como um plastificante e causa a diminuição das propriedades mecânicas das resinas. Foi observado que, das resinas para reembasamento com agentes de ligação cruzada avaliadas, a resina Mild apresentou os maiores valores de absorção de água. O líquido desta resina contém 2-hidroxietil metacrilato (23,8%), que apresenta características hidrofílicas e influencia a absorção de água e, dessa forma, a resina Mild apresentou absorção de água significativamente maior que as outras duas resinas com agente de ligação cruzada Tokuso Rebase e Metabase. As resinas Rebaron e New TruLiner contêm moléculas de plastificante que podem preencher as microbolhas e, dessa forma, diminuir a absorção de água. Assim, apesar de possuírem composições similares às das resinas Acron e Kooliner, as resinas Rebaron e New Truliner apresentaram absorção de água significativamente menor. Com relação à solubilidade, as resinas acrílicas autopolimerizáveis

demonstraram maiores valores que a termopolimerizável, com exceção da resina Metabase.

Em 1996, Arima et al.<sup>8</sup> investigaram o efeito de agentes adesivos para resinas acrílicas autopolimerizáveis, indicadas para o reembasamento imediato, sobre a textura superficial de uma resina para base de prótese por meio de microscopia eletrônica de varredura. Também foi realizada a análise da composição dos adesivos por meio de espectrofotometria infravermelha. Foram avaliados seis agentes adesivos disponíveis no mercado: Tokuso Rebase Aid (RA), Metabase Primer A (MP), Bosworth bonding liquid (BL), Pical (PI). Para as resinas Rebaron e Kooliner, que não possuem agentes adesivos específicos, os monômeros foram analisados. Foram confeccionados corpos-de-prova retangulares (20 x 10 x 2 mm) da resina de base termopolimerizável (Acron), que receberam a aplicação dos adesivos (primers) com escova de acordo com as recomendações dos fabricantes para simular a condição clínica. Além disso, para avaliar o efeito do tempo de tratamento, cada corpo-de-prova foi imerso em um dos três adesivos por períodos de 5, 10 e 30 segundos. Um corpo-de-prova sem qualquer tratamento foi utilizado como controle. Com base na análise química, os adesivos foram classificados em: Grupo 1 - continha principalmente solventes como diclorometano e acetona (RA e MP). A microscopia revelou que RA dissolveu a camada superficial durante a aplicação com escova. Após 5 segundos de imersão, RA desenvolveu uma estrutura esponjosa. Imersões mais prolongadas eliminaram essa formação. O segundo grupo foi formado por adesivos compostos de monômeros de metacrilato (BL e os monômeros de Rebaron e Kooliner). A escovação com BL promoveu um leve amolecimento da superfície, entretanto a imersão não revelou alterações. A aplicação do monômero da resina Rebaron produziu uma superfície porosa. Entretanto, quando os corpos-de-prova foram imersos no líquido, não houve alteração em relação ao controle. O líquido do material Kooliner apresentou comportamento semelhante. O terceiro grupo contendo monômero metacrilato e polímero foi representado por PI. Segundo os autores, a união entre resinas reembasadoras e o material de base é estabelecida na

interface entre os dois materiais. Os adesivos que utilizam solventes podem dissolver a superfície do material de base e promover a penetração do material reembasador na resina de base; essas reações podem resultar da formação de uma camada mista de material reembasador/resina de base. Adesivos que contêm principalmente monômeros de metacrilato têm capacidade relativamente baixa de dissolver a superfície da resina de base. Entretanto, esses adesivos penetram na resina de base e polimerizam simultaneamente com o material reembasador. Além disso, a aplicação do adesivo, como o líquido do material Rebaron, resulta em superfície mais porosa da resina de base, promovendo uma ligação mecânica entre os dois materiais. Essa superfície porosa também aumenta a área de união. Os adesivos que contêm monômero e polímero de metacrilato formam uma fina camada de polímero na superfície da resina de base e uma união adequada é estabelecida através dessa camada. Os resultados deste estudo sugerem a importância do tratamento superficial da resina de base com adesivos. Embora alguns produtos não apresentem adesivo específico, o líquido, que contém o monômero, pode ser utilizado. Considerando-se que a aplicação com escovação produziu efeito significativo, a realização desse procedimento foi recomendada.

O efeito de diferentes temperaturas de polimerização na resistência de união entre resina para base de prótese e dentes artificiais foi avaliado por Büyükyilmaz e Ruyter<sup>21</sup> em 1997. Foram selecionadas três resinas, sendo duas autopolimerizáveis (Palapress Vario-PV e Probase Cold-PC) e uma termopolimerizável (Probase Hot-PH), e os dentes utilizados possuíam carga (sílica) e ligações cruzadas. A resistência de união foi avaliada por meio de testes de separação (“peel”) e cisalhamento. O ensaio “peel” consiste na aplicação da força somente na região incisal lingual, perpendicularmente ao longo eixo do dente. Para a resina PV a resistência de união variou de 12,41 a 19,32 MPa, com aumento significativo para as temperaturas de 30 a 70°C. Para o material PC, as médias de resistência de união obtidas variaram de 11,87 a 18,90 MPa, com aumento significativo para as temperaturas de 30 a 60°C. Todos os corpos-de-prova da resina termopolimerizável PH apresentaram falhas coesivas e

proporcionaram os maiores valores (média de 25,30 MPa). Para a resina PV, falhas adesivas foram observadas nas temperaturas de 30 e 40° C. Para as temperaturas de 50° C ou acima, as falhas foram coesivas. Para a resina PC, o teste "peel" resultou em falhas adesivas para todas as temperaturas, de 30° C a 70°C. Segundo os autores, com as resinas termopolimerizáveis, o tempo disponível para a difusão dos monômeros no dente artificial e a formação de cadeias poliméricas de entrelaçamento é maior que aquele proporcionado com as resinas autopolimerizáveis. As temperaturas mais altas também devem ser favoráveis, devido à maior velocidade de difusão. Neste estudo foi verificado, ainda, que, com o aumento da temperatura de polimerização, as falhas passaram de adesivas para coesivas. As diferenças nos tipos de falhas para as resinas PV (coesivas) e PC (adesivas) para o teste "peel" pode ser resultado da diferença na formulação entre os dois materiais. A resina PV contém os agentes de ligação cruzada etileno-glicol dimetacrilato(EGDMA), 1,6-bis (metacrilóiloxi-2-etoxicarbonilamino)-2,4,4-trimetilhexano(UEDMA), e trimetilopropano trimetacrilato, entretanto a resina PC contém somente o agente de ligação cruzada 1,4-butanediol dimetacrilato.

Um estudo para caracterizar a resistência à flexão no limite proporcional ( $PL_f$ ) de quatro materiais reembasadores, assim como o efeito da espessura desses materiais sobre essa propriedade, foi realizado por Takahashi et al.<sup>103</sup> em 1997. Foram selecionados dois materiais ativados por luz (Triad e Rebaron LC) e dois autopolimerizáveis (Tokuso Rebase e Rebaron). Cada material foi processado sobre uma base de polimetilmetacrilato termopolimerizável (Acron), polimerizada a 70°C por 90 minutos e 100°C por 30 minutos. A superfície do material de base foi polida com uma lixa de granulação 600, seguida pela aplicação do líquido de cada material reembasador, previamente ao reembasamento. As quatro variações na espessura de material reembasador e material de base, respectivamente, foram de 0,5:2mm; 1:1,5mm; 1,5:1mm; 2:0,5mm. Corpos-de-prova de cada material, isoladamente, foram confeccionados e testados para fins comparativos. Todos os corpos-de-prova foram armazenados

em água destilada a 37°C por 24 horas antes do teste de flexão em três pontos. Todos os corpos-de-prova reembasados, nas diversas espessuras avaliadas, apresentaram  $PL_f$  significativamente menor que o controle (material de base). Segundo os autores, dois fatores podem explicar esses resultados. O primeiro é que os materiais reembasadores geralmente apresentaram um  $PL_f$  menor que a resina de base e, dessa forma, a presença de um material menos resistente diminuiria a resistência do conjunto. Essa afirmativa foi posteriormente comprovada pela diminuição do  $PL_f$  à medida que a espessura do material reembasador foi aumentada. Essa diminuição foi observada para todos os materiais, com exceção da resina Triad. Esse material quando testado isoladamente apresentou maiores valores de  $PL_f$  quando comparado com as outras resinas para reembasamento, testadas intactas, e os corpos-de-prova reembasados. Assim, a diminuição de  $PL_f$  observada nos corpos-de-prova reembasados com esse material em relação ao controle (resina de base) não pode ser atribuída ao menor valor de  $PL_f$  do material reembasador. Para os autores, os resultados obtidos para a resina Triad podem ser explicados pela falha do tipo adesiva, entre a base e o material reembasador. As funções dos agentes de união são, provavelmente, aumentar o umedecimento do material de base e alterar quimicamente a superfície da base da prótese para aumentar a adesão química com o material reembasador. É possível que a adesão inadequada tenha sido resultado de: incompatibilidade do agente de união com o material reembasador ou de base; um agente de união muito espesso, resultando em falha coesiva dentro do agente de união; ou presença de ar durante a aplicação, influenciando, negativamente, a adesão. Falha adesiva também pode ocorrer devido à alta viscosidade do material reembasador. Assim, o menor valor de  $PL_f$  do corpos-de-prova reembasados com a resina Triad pode ter sido o resultado do mecanismo adesivo, da alta viscosidade ou da combinação desses dois fatores.

Takahashi et al.,<sup>101</sup> em 1998, estudaram os efeitos da absorção de água e da espessura sobre a resistência à flexão no limite proporcional ( $FS_p$ ) de quatro materiais reembasadores, sendo dois ativados por luz (Triad e Rebaron LC)

e dois autopolimerizáveis (Tokuso Rebase e Rebaron), aderidos à resina para base Acron. As duas variações na proporção de espessura do material reembasador / material de base utilizadas foram 0,5:2mm e 1,5:1mm. As três condições de imersão em água foram: (1) os corpos-de-prova do material de base foram armazenados em água destilada por 24 horas, reembasados e testados 24 horas após imersão; (2) os corpos-de-prova do material de base foram armazenados em água destilada por 30 dias, reembasados e testados 24 horas após imersão; (3) os corpos-de-prova do material de base foram armazenados em água destilada por 30 dias, reembasados e testados após 30 dias de imersão. Também foram avaliados corpos-de-prova de cada um dos materiais isoladamente, após 24 horas e 30 dias de imersão em água. Segundo os autores, a resistência mecânica da resina acrílica imersa em água depende da resistência inerente à própria resina e a quantidade de água absorvida. A água, com suas pequenas moléculas, atua como um plastificante quando absorvida por um polímero. A resina acrílica por ser um material polar absorve água. Os plastificantes facilitam o movimento das cadeias poliméricas sob carga e, conseqüentemente, diminuem as propriedades mecânicas do polímero. Quando os materiais foram testados isoladamente, foi observado que a resistência à flexão no limite proporcional das resinas Acron e Triad diminuiu quando o tempo de imersão aumentou de 24 horas para 30 dias. Para outras três resinas (Rebaron LC, Tokuso e Rebaron), não houve diferença estatística entre os tempos de imersão. Segundo os autores, os menores valores do  $FS_p$  dos corpos-de-prova do material de base Acron podem ser explicados pelo efeito plastificador da maior quantidade de moléculas de água absorvidas. As resinas Tokuso e Rebaron LC contêm os agentes de ligação cruzada 1,6-hexanediol-dimetacrilato, uretano-metacrilato e trimetilpropano, respectivamente, resultando em estruturas poliméricas que apresentam menor absorção de água. A baixa absorção de água da resina Rebaron pode ser explicada pela presença em sua composição do plastificante di-n-butyl ftalato, o qual impede a absorção das moléculas de água. Os autores concluíram que a imersão em água geralmente diminui a resistência à flexão no limite proporcional dos corpos-de-prova reembasados. Esse efeito da água pode ser diminuído quando a absorção de água da resina de base atingiu o

equilíbrio ou quando a resistência do material reembasador utilizado não é afetada pela imersão em água.

As propriedades de absorção de água e solubilidade, assim como a resistência à de união entre as resinas autopolimerizáveis Duraliner II e Kooliner e a resina para base de prótese Lucitone 550 foram avaliadas, em 1998, por Cucci et al.<sup>27</sup> Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se um padrão em aço inox circular com as dimensões de 50 mm de diâmetro por 0.5 mm de espessura. Foram obtidos 6 corpos-de-prova de cada material, mantidos em estufa à 37°C por 23 horas, seguido de 1 hora a temperatura ambiente. Sucessivas pesagens foram realizadas até que a perda de massa não ultrapassasse 0,0002g, considerado como peso constante. A seguir, os corpos-de-prova foram imersos em água destilada a 37°C durante 7 dias. Transcorrido esse período, os corpos-de-prova foram pesados e armazenados em dessecador até atingirem massa constante. A absorção de água e a solubilidade foram calculadas em microgramas por milímetro cúbico. A resistência de união foi avaliada por meio do teste de flexão em 3 pontos, utilizando-se corpos-de-prova (2,5 X 10 X 64 mm) confeccionados com a resina termopolimerizável de acordo com instruções do fabricante. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram armazenados em água à 37°C por 50 horas. Uma secção de 10 mm da região central de cada corpo-de-prova foi removida, as superfícies foram tratadas com o agente de união da resina Duraliner II e com o monômero da resina Kooliner, e a união entre as partes foi realizada. Após a união, os corpos-de-prova foram divididos em dois grupos, sendo um testado após 48 de imersão em água a 37°C e outro por 30 dias nas mesmas condições. Os resultados obtidos demonstraram que a resina Duraliner II exibiu uma menor absorção de água quando comparada as resinas Kooliner e Lucitone, que não apresentaram diferença significativa entre si. Nenhuma diferença na solubilidade foi notada entre as resinas avaliadas. Com relação à resistência de união, não houve diferença entre os dois períodos de armazenagem avaliados. A resina Kooliner falhou adesivamente com a resina de base, enquanto as falhas apresentadas pela resina Duraliner II foram coesivas. A resina Lucitone, testada

intacta, obteve médias de resistência à flexão superiores às aquelas observadas após sua união com as duas resinas para reembasamento imediato avaliadas.

Em 1999, Aydin et al.<sup>9</sup> avaliaram a resistência de união de materiais reembasadores à resina para base termopolimerizável Paladent 20, por meio de testes de tração. Além disso, foram realizados testes de fratura, em um plano transversal à área de união entre os materiais, seguidos pela análise em microscópio eletrônico de varredura (SEM). Cinco materiais reembasadores foram selecionados, sendo dois rígidos (Triad - fotopolimerizável e Kooliner – autopolimerizável) e três macios (Molloplast-B – silicone termopolimerizável, Ufi Gel-P – silicone autopolimerizável e Express – resina plastificada). Para os ensaios de tração foram preparados 168 corpos-de-prova (8 X 1 X 0,2cm) da resina termopolimerizável. Para o ensaio de fratura, foram confeccionadas 24 corpos-de-prova de 10 X 10mm de resina termopolimerizável. Após a polimerização, uma secção de 3 mm foi removida na parte central, as superfícies de união foram polidas com lixa de granulação 240, os corpos-de-prova foram reposicionados em suas matrizes e o reembasamento foi realizado com os materiais estudados, seguindo-se as recomendações dos fabricantes. As resinas acrílicas ativadas quimicamente foram armazenadas em água destilada por 50 horas após sua polimerização. Em seguida os corpos-de-prova reembasados foram armazenados em água destilada a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  por períodos de 0, 15, 30 e 90 dias. Os resultados demonstraram que a resistência de união dos materiais reembasadores Triad e Kooliner diminuiu após armazenagem em água, enquanto para o grupo controle (PMMA) houve um aumento, atingindo 42 MPa ao final de 90 dias de armazenagem, tendo sido a união mais resistente observada nesse grupo. A resina Triad apresentou maior resistência de união quando comparada ao material Kooliner. A resistência de união das resinas reembasadoras macias apresentou um comportamento diferente; com aumento para a resina Express, diminuição para a resina Ufi Gel-P e sem alteração para a resina Molloplast-B. De acordo com a microscopia eletrônica, após 90 dias, os corpos-de-prova do grupo controle

demonstraram adaptação adequada com adesão satisfatória, sem separação. Os materiais reembasadores Triad e Kooliner apresentaram adequada adesão, porém em várias regiões da interface, separações de alguns micrometros foram observadas. Para a resina Triad, a separação inicial diminuiu com o tempo, resultando em melhor adesão, provavelmente como resultado do aumento de volume do material reembasador. Comportamento oposto foi observado para a resina Kooliner, a qual, inicialmente, demonstrou adequada adesão, e após a armazenagem, apresentou separações com alguns micrometros de espessura. Esse resultado foi relacionado à difusão em água de aditivos presentes na estrutura polimérica, alterações na propriedade de dilatação da estrutura e contração diferente da resina para base durante a imersão em nitrogênio líquido, que foi realizada previamente aos ensaios de fratura.

No mesmo ano, Cucci et al.<sup>28</sup> investigaram a resistência de união entre dois materiais reembasadores rígidos e uma resina para base termopolimerizável, após dois períodos de armazenagem em água, utilizando testes de tração. Foram confeccionados corpos-de-prova da resina Lucitone 550, a qual foi polimerizada em água a 71° C por 9 horas. Após o processamento, os corpos-de-prova foram polidos com lixa de granulação 400 e armazenados em água por 50 horas. Uma secção de 7,5 mm foi removida na região central dos corpos-de-prova, as superfícies de união foram preparadas por meio da aplicação do agente de união da resina para reembasamento Duraliner II ou o monômero da resina Kooliner por 180 segundos. Em seguida, os corpos-de-prova foram reposicionados nas muflas e os espaços centrais foram preenchidos com os materiais reembasadores. Para cada material reembasador, os corpos-de-prova foram divididos em dois grupos, sendo armazenadas em água destilada a 37 °C por 50 horas e 30 dias, respectivamente, antes de serem testadas. O grupo controle foi constituído por corpos-de-prova de resina Lucitone 550 intacta. O tipo de falha também foi avaliado (coesiva ou adesiva). Os resultados evidenciaram que o material Lucitone 550 intacto exibiu valores médios de resistência à tração maiores que os materiais reembasadores Kooliner e Duraliner II, unidos à resina

de base. Não foi verificada diferença significativa entre os dois períodos de armazenagem para o grupo controle. Esse comportamento também foi observado para o reembasamento com a resina Kooliner. Após 50 horas de armazenagem em água, a união entre as resinas Duraliner II e Lucitone 550 apresentou maiores valores de resistência de união quando comparada com a resina Kooliner. Essa diferença foi relacionada com o tratamento da superfície de união, tendo sido a aplicação do monômero Kooliner menos efetiva que a utilização do agente adesivo próprio para o material Duraliner II. Após armazenagem em água por 30 dias, a resistência de união da resina Duraliner II foi menor que a da resina Kooliner. Segundo os autores, esse resultado foi devido à absorção de água pelas resinas acrílicas, a qual geralmente diminui as propriedades físicas e mecânicas e pode, ainda, interferir diretamente na interface de união entre o material reembasador e a resina de base.

Cunningham e Benington,<sup>30</sup> ainda em 1999, avaliaram a resistência de união entre dentes artificiais e resinas para base de prótese obtida por meio de métodos de preparo dos dentes e de processamento usualmente utilizados em laboratórios dentais. Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se dentes de estoque, tendo sido a superfície de união padronizada com diâmetro de 5 mm. Foram estudadas quatro resinas de base para prótese: Trevalon, Trevalon HI (de alto impacto), RR (autopolimerizável) e Redilon. Foram avaliados os efeitos das seguintes condições experimentais: 1) tempo decorrido após a manipulação da resina termopolimerizável para a realização da inclusão e prensagem; 2) preparo da superfície de união dos dentes artificiais; 3) 4 ciclos de polimerização da resina Trevalon; 4) aplicação de monômero sobre a superfície dos dentes; 5) aplicação de dois cimentos desenvolvidos para essa finalidade (Vitacoll e F3 - experimental). Segundo os autores, a literatura relata que a quantidade de monômero livre na resina acrílica durante a prensagem é um fator crítico na união dos dentes. Entretanto, os resultados demonstraram que a resina prensada com menor tempo decorrido após a manipulação, não apresentou os

melhores resultados. A baixa consistência para prensagem da massa polimérica obtida nessa condição pode não somente produzir bases de próteses menos densas como também pode não proporcionar um contato adequado e sob pressão com a superfície do dente, aspectos importantes para o sucesso da união. Dessa forma, os resultados sugerem que a quantidade de monômero residual não é o único fator crítico para a união entre os produtos avaliados. A aplicação de monômero sobre a superfície dos dentes artificiais proporcionou valores de união mais altos. O monômero da resina Trevalon HI, contendo a maior quantidade de agente de ligação cruzada (etileno glicol dimetacrilato), promoveu o maior aumento na resistência. Os cimentos específicos também resultaram em resistência de união significativamente maior. A composição do cimento deve promover um efeito solvente na superfície do dente artificial e permitir adequada ligação cruzada na interface dente/resina de base.

Ainda em 1999, Takahashi et al.<sup>102</sup> avaliaram o efeito da imersão prolongada em água na resistência à flexão no limite proporcional ( $FS_p$ ) de quatro polímeros para base de prótese (termopolimerizável convencional - Acron, processado em microondas - Acron MC, autopolimerizável fluida - Palapress e ativado por luz - Triad) e quatro polímeros para reembasamento (dois foto-ativados - Triad e Rebaron LC e dois autopolimerizáveis - Tokuso Rebase e Rebaron). Foram confeccionados cinquenta corpos-de-prova (65 X 10 X 2,5mm) para cada material, os quais foram polidos com lixa de granulação 600 e armazenados em água destilada à 37°C. A resistência à flexão foi avaliada após 1 dia, 1 mês, 2 meses, 3 meses e 4 meses de imersão em água. O tempo necessário para as resinas atingirem equilíbrio na resistência à flexão no limite proporcional ( $PL_f$ ) variou de 1 dia para a resina Acron MC a 4 meses para os materiais Acron e Rebaron LC. As resinas para base de prótese Acron e Palapress apresentaram diminuição na resistência à flexão no limite proporcional após 4 e 2 meses de imersão em água, respectivamente. As resinas para reembasamento, com exceção da resina Triad, apresentaram um aumento inicial nos valores da resistência à flexão no limite proporcional ( $PL_f$ ), seguido por diminuição gradativa até

atingirem o equilíbrio. Segundo os autores, quando o polímero é imerso em água, constituintes solúveis como monômeros residuais, plastificantes e iniciadores são liberados. Os micro-espacos formados são, então, preenchidos por moléculas de água por difusão. Tanto a liberação de constituintes solúveis como a absorção de água são processos que dependem do tempo. Portanto, a quantidade relativa dessas moléculas dentro do polímero altera-se com o tempo, até que o equilíbrio seja atingido. Em diferentes magnitudes, as moléculas de água, plastificantes e monômeros afetam de a resistência do polímero, por facilitarem o movimento das cadeias poliméricas em vários graus. Se o constituinte que é liberado exerce um menor efeito plastificante que as moléculas de água, a resistência do polímero diminui. Inversamente, se o constituinte que é liberado exerce um efeito plastificante mais acentuado que as moléculas de água, a resistência do polímero aumenta. Uma outra teoria para explicar o aumento inicial de resistência, verificado em alguns materiais, seria a polimerização continuada dos polímeros ativados por luz.

Também em 1999, Blagojevic e Murphy<sup>15</sup> compararam as propriedades de um homopolímero (TS1195), sem copolímeros ou agentes de ligação cruzada, e de duas resinas para base de prótese (Acron MC, Biocryl NR). Essas resinas foram polimerizadas utilizando-se irradiação com microondas a 600W durante 3 minutos ou banho de água a 70° C por 14 horas e 3 horas em temperatura de ebulição. Também foi avaliada uma resina autopolimerizável convencional (Croform) indicada para reembasamento ou reparo de próteses, a qual foi testada em duas condições: polimerização quimicamente ativada e polimerização quimicamente ativada seguida por irradiação com microondas (600W por 3 minutos). Após a polimerização, o acabamento dos corpos-de-prova foi realizado com lixa de granulação 600 e, a seguir, foram armazenados em água a 37° C por 28 dias. As propriedades avaliadas foram peso molecular dos pós dos materiais, dureza Wallace, resistência ao impacto, módulo de elasticidade, monômero residual e temperatura de transição vítrea (Tg). Somente as análises de monômero residual foram realizadas sem saturação dos corpos-de-prova em água.

Os resultados demonstraram que o peso molecular de todos os materiais foi maior que  $1 \times 10^5$ , considerado como valor limite para que o polímero apresente propriedades mecânicas adequadas. Para a resina Biocryl NR, não houve diferença significativa entre os valores de dureza, resistência ao impacto e módulo de elasticidade obtidos com os dois métodos de polimerização. Para a resina TS1195, a polimerização em banho de água proporcionou os maiores valores de dureza, resistência ao impacto e módulo de elasticidade. A polimerização da resina Acron MC em microondas resultou em menores valores de dureza e aumento da resistência ao impacto e módulo de elasticidade. Para a resina Croform, a irradiação com microondas, após a polimerização química, proporcionou aumento da resistência ao impacto, diminuição no módulo de elasticidade e não teve efeito significativo sobre a dureza. O conteúdo de monômero residual das resinas TS1195, Acron MC e Biocryl NR foi significativamente menor com a polimerização em banho de água comparado com a irradiação em microondas. A resina autopolimerizável Croform apresentou o maior valor de monômero residual (1,6%), o qual foi reduzido em, aproximadamente,  $\frac{1}{4}$  após a irradiação com microondas (0,48%). A polimerização em banho de água resultou em maiores valores de Tg para as resinas TS1195, Acron MC e Biocryl NR. A Tg da resina autopolimerizável Croform aumentou após irradiação com microondas.

Em 2000, Cunningham<sup>29</sup> avaliou a resistência de união entre dentes artificiais duas resinas para base de prótese, sendo uma termopolimerizável (Trevalon) e uma fotoativada (Triad). As superfícies de união dos dentes artificiais foram avaliadas sem tratamento (controle) e com aplicação de agentes adesivos, sendo um comercial (Vitacoll) e um experimental, composto por solvente, ácido fraco e agente de ligação cruzada. Para os corpos-de-prova unidos à resina fotopolimerizável, o agente de união Triad VLC foi utilizado previamente à aplicação dos demais (Vitacoll e experimental). A resina de base termopolimerizável foi processada por 3 horas a 70° C e 2 horas a 100° C. Segundo o autor, um agente adesivo deve incluir constituintes que resultem em

uma superfície de união quimicamente limpa, atuar como solvente e proporcionar agente de ligação cruzada que irá reforçar a união entre a resina de base e o dente artificial. O número de falhas do tipo adesiva/coesiva foi alto quando o adesivo experimental foi utilizado, indicando que esse agente facilitou a difusão do monômero da resina de base para dentro do polímero do dente artificial. A resistência de união da resina de base fotoativada foi, aproximadamente, 4 vezes menor que aquela obtida com a resina de base termopolimerizável. Segundo o autor, o monômero uretano dimetacrilato da resina Triad parece não ter sido capaz de se difundir efetivamente na superfície do dente artificial para assegurar uma união satisfatória. Os resultados demonstraram que a união entre dentes artificiais e resinas de base pode ser aumentada pela aplicação de agentes adesivos adequados. O agente adesivo deve aumentar o umedecimento da superfície de união e conter um solvente, o qual favorece uma difusão mais efetiva dos monômeros da resina de base no dente artificial. A diferença entre a estrutura polimérica da resina de base e do dente artificial, quando a resina é do tipo fotopolimerizável, não proporciona a mesma transferência de monômero livre como ocorre com as resinas de base termopolimerizáveis.

A resistência de união entre dentes artificiais de resina acrílica convencional (Trubyte) e de resina com agente de ligação cruzada (Trubyte IPN) e resinas para base de prótese do tipo termopolimerizável (Acron), ativada por microondas (Acron MC) e autopolimerizável fluida (Palapress Vario) foi avaliada por Takahashi et al.<sup>104</sup> em 2000. As superfícies de união dos dentes artificiais foram testadas sem tratamento (controle), com a realização de orifício para retenção (2 mm de diâmetro e 3 mm de profundidade) e com a aplicação de diclorometano. Para fins comparativos, dez dentes de porcelana foram unidos a cada uma das resinas de base avaliadas. Os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37° C por 10 dias antes dos testes. Uma carga compressiva, em um ângulo de 45°, foi aplicada na superfície palatina de cada dente até a fratura. A interface foi avaliada após os testes e as falhas foram classificadas em adesivas ou coesivas. Os resultados demonstraram que os dentes de resina acrílica

convencional apresentaram resistência de união estatisticamente maior que aqueles com ligação cruzada. Esses resultados foram relacionados à menor quantidade de cadeias poliméricas remanescentes, disponíveis para a formação do polímero de entrelaçamento entre os dentes artificiais e a resina de base, nos dentes com ligação cruzada quando comparados aos convencionais. Não houve diferença entre o tipo de falha observada nos dois tipos de dentes. A resistência de união dos dentes de porcelana foi comparável aos dentes de resina, com ou sem ligação cruzada, quando avaliados sem tratamento de superfície. A resina para base termopolimerizável apresentou resistência de união significativamente maior que a de microondas, a qual proporcionou melhores resultados que a resina autopolimerizável fluida. A realização do orifício para retenção e a aplicação de diclorometano aumentaram, significativamente, a resistência de união em relação aos dentes sem tratamento de superfície. Os dentes tratados com diclorometano apresentaram falhas predominantemente coesivas. Esse tipo de falha pode ser interpretado como evidência de que o solvente facilitou a difusão dos componentes polimerizáveis das resinas de base e aumentou a formação de uma estrutura polimérica mais extensa entre a resina de base e os dentes artificiais. Além disso, os exames de microscopia revelaram a presença de poros e canais que representam, provavelmente, espaços previamente ocupados por polímero que foi dissolvido. Essa característica de superfície sugere a formação de retenção micromecânica como um outro mecanismo para explicar o aumento na resistência de união proporcionado pela aplicação do diclorometano

O efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união entre um material reembasador rígido (Kooliner) e uma resina acrílica termopolimerizável (Lucitone 550) foi avaliado por Leles et al.<sup>59</sup> em 2001. Foram obtidos 63 corpos-de-prova de 2,5 X 10 X 64mm da resina Lucitone 550, polimerizada em água à 73°C por 90 minutos seguido de água em ebulição por 30 minutos. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram polidos com uma lixa de granulação 400 e, em seguida, armazenadas em água destilada a 37°C por 48 ± 2h. Nove corpos-de-prova foram selecionados aleatoriamente e mantidos intactos.

Os valores de resistência à flexão desse grupo foram utilizados como parâmetro de comparação. Para os 54 corpos-de-prova restantes, uma secção central de 10 mm foi removida. Os corpos-de-prova foram, então, divididos em 6 grupos e submetidos a um dos tratamentos de superfície estudados (I – sem tratamento; II – aplicação do monômero da resina Lucitone 550 por 180 segundos; III – aplicação do monômero da resina Kooliner, IV – aplicação de clorofórmio por 5s, seguida da aplicação de água destilada e secagem com ar; V - aplicação de acetona por 5s, seguida da aplicação de água destilada e secagem com ar; VI – aplicação de adesivo experimental por 5s). O adesivo experimental foi confeccionado pela diluição em acetona da resina Kooliner polimerizada. Após o tratamento de superfície, as duas partes de cada corpos-de-prova foram reposicionadas no molde, unidas com a resina Kooliner, armazenadas em água destilada a 37°C por  $48 \pm 2$  h e submetidas ao teste de resistência à flexão em três pontos. Os resultados evidenciaram que os grupos II (53,5 N) e IV (41,34 N) apresentaram maiores valores de resistência à flexão. Os menores valores foram observados com os grupos controle (I – 31,37 N), tratamento com acetona (V – 30,09 N) e tratamento com o adesivo experimental (VI – 28,78 N). Todos os grupos apresentaram valores inferiores ao da resina testada intacta. As falhas observadas foram predominantemente adesivas, sugerindo que a resistência da interface Kooliner/Lucitone 550 foi menor que a resistência à flexão desses materiais. A resistência de união proporcionada pelo grupo II foi somente 44% da resistência original da resina acrílica Lucitone 550. Embora não tenha sido encontrada diferença estatisticamente significativa entre a aplicação do monômero da resina de base Lucitone 550 (grupo II) e o clorofórmio (grupo IV), a utilização do monômero deveria ser recomendada, tendo em vista que a quantidade de clorofórmio residual, após o tratamento de superfície, é desconhecida.

Matsumura et al.<sup>63</sup>, em 2001, avaliaram clinicamente, após 1 ano de utilização, uma resina acrílica quimicamente ativada indicada para reembasamento imediato (Tokuso Rebase). Para o estudo, 50 pacientes foram selecionados e tiveram suas próteses reembasadas. Previamente ao

reembasamento, as superfícies a serem reembasadas foram desgastadas com instrumento rotatório e, então, condicionadas com adesivo à base de diclorometano. Todas as próteses foram avaliadas imediatamente e após 1 ano do reembasamento, quanto à descoloração, delaminação, adaptação, manchamento e irritação aos tecidos orais. Após 1 ano de utilização clínica, somente uma prótese foi considerada insatisfatória em decorrência de manchamento.

Stipho e Talic,<sup>97</sup> em 2001, avaliaram a resistência à tração e ao cisalhamento de três resinas para base de prótese quando reparadas utilizando-se um material reembasador ativado por luz (VLP), comparando os valores com aqueles obtidos em reparos realizados com resina acrílica autopolimerizável. Os materiais utilizados foram uma resina de base fotopolimerizável Triad VLP, uma resina acrílica à base de polimetilmetacrilato (PMMA) e uma resina de polimetilmetacrilato reforçada por fibra de vidro (GF-PMMA). Os materiais de reparo testados foram o material reembasador Triad VLP e uma resina acrílica autopolimerizável. Para os testes de tração, corpos-de-prova (2 X 6 X 50 mm) das resinas de base foram confeccionados, seccionados e posicionados em um dispositivo que mantinha um espaço de 2 mm entre as extremidades. Os corpos-de-prova da resina Triad VLP foram unidos com a resina para reembasamento Triad VLP. Os corpos-de-prova de PMMA (com e sem reforço) foram unidos com a resina para reembasamento Triad VLP ou com a resina autopolimerizável. Todos os corpos-de-prova permaneceram em água destilada por 48 horas antes de serem testados. O estudo da resistência ao cisalhamento foi realizado com a confecção de quatro novos grupos (A-D) de corpos-de-prova (2 X 6 X 25 mm). A superfície de união de cada corpos-de-prova (6 X 4 mm) foi preparada pela aplicação do monômero da resina Lucitone 199. Foi aplicada uma camada de 1 mm de espessura de material reembasador VLP e as superfícies foram superpostas. O material de reparo foi polimerizado e, em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água por 48 horas antes dos ensaios. Os grupos avaliados foram: Grupo A - Resina de base VLP / Resina de base VLP; Grupo B - Resina de base VLP / Resina de base de PMMA; Grupo C - Resina de base GF-

PMMA / Resina de base GF-PMMA; Grupo D - Resina de base de PMMA / Resina de base de PMMA. Os resultados demonstraram que a resina de base Triad VLP obteve a maior resistência de união nos testes de tração, tanto antes como após o reparo com a resina de reembasamento VLP. A maior resistência ao cisalhamento foi proporcionada pela união entre o material reembasador VLP e a resina de base Triad VLP (Grupo A). Os menores valores foram verificados para o grupo C. Esses resultados podem ser atribuídos a uma possível quantidade maior de ligações cruzadas entre resinas similares e a uma baixa interação e falha de adesão e/ou coesão entre o material reembasador VLP e as resinas de base PMMA e GF-PMMA. O material reembasador VLP pode não ter penetrado tão efetivamente nos corpos-de-prova de PMMA e GF-PMMA como a resina autopolimerizável, que é mais fluida.

Takahashi e Chai,<sup>99</sup> em 2001, estudaram a resistência de união entre resinas para base de próteses e materiais reembasadores, por meio de teste de cisalhamento. Segundo os autores, nesse teste, além da carga ser aplicada na união entre os materiais, a força de cisalhamento representa melhor a condição à qual a interface material reembasador/resina de base é submetida clinicamente que a força de tração. Foram avaliadas quatro resinas para base (Acron – termopolimerizável, Acron MC - polimerizada em microondas, Palapress Vario - resina fluida autopolimerizável e Triad - ativada por luz) e quatro resinas para reembasamento (duas autopolimerizáveis – Rebaron e Tokuso Rebase e duas fotopolimerizáveis – Rebaron LC e Triad). Cilindros com 10mm de altura por 8mm de diâmetro foram confeccionados com as resinas para base, as superfícies foram polidas com lixa de granulação 600 e, a seguir, foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Uma fita adesiva com um orifício central de 5mm de diâmetro foi posicionada sobre a superfície de resina de base e um tubo de teflon com 5mm de diâmetro interno e 5mm de altura foi posicionado sobre o orifício. Os materiais de reembasamento foram inseridos no interior do tubo e polimerizados seguindo as recomendações dos fabricantes. Todos os corpos-de-prova foram armazenados por quatro meses em água destilada a 37° C antes dos

testes. Após esse período, os corpos-de-prova de cada grupo (n=10) foram submetidos a termociclagem. Após os testes, o tipo de falha também foi analisado. A resistência de união entre os materiais reembasadores e a resina para base Triad foi geralmente menor que aquela observada com as demais resinas para base. Esses resultados foram atribuídos à alta quantidade de ligações cruzadas do material Triad, devido à sua composição de uretano-dimetacrilato e copolímero acrílico. Foi observado, ainda, que o material para reembasamento Triad apresentou maior resistência de união à resina para base Triad que os demais reembasadores. A similaridade química entre os dois materiais foi apontada como possível causa desse resultado. O menor valor de união foi observado entre a resina de base Triad e o reembasador Rebaron (4,7 MPa) e o maior valor entre a resina de base Palapress Vario e o reembasador Rebaron (15,2 MPa). Para o material Tokuso Rebase, os valores variaram de 9,4 MPa, quando unido à resina de base Triad, a 11,7 MPa, quando unido a resina de base Acron. Segundo os autores, a maioria dos valores de união estabelecidos entre os materiais avaliados poderia ser considerada adequada. A resina de base Triad uniu-se bem à resina para reembasamento Triad (11,4 MPa), porém apresentou menores valores quando unida aos demais reembasadores. Os valores de união obtidos pelo material reembasador fotopolimerizável Rebaron LC, a algumas das resinas de base foram inferiores (Palapress Vario – 9,5 MPa; Acron MC – 7,5 MPa; Triad – 4,8 MPa).

No mesmo ano, Takahashi e Chai<sup>100</sup> avaliaram a influência de 5 diferentes tratamentos de superfície sobre a resistência de união entre 3 resinas para reembasamento e uma resina para base de prótese. Tem sido sugerido que a resistência de união entre a resina de reembasamento e a resina para base da prótese afeta diretamente a propriedade mecânica da prótese reembasada. A união do material reembasador ao polímero da prótese depende da capacidade do monômero do material reembasador em penetrar no polímero da resina de base e estabelecer uma cadeia polimérica de entrelaçamento. Na tentativa de melhorar a adesão, os fabricantes recomendam o desgaste da superfície da prótese ou a aplicação de agentes adesivos próprios que acompanham a resina para

reembasamento, antes do reembasamento. Neste estudo, foram confeccionados corpos-de-prova (10mm de altura x 8 mm de diâmetro) da resina acrílica termopolimerizável Lucitone 199, cujas superfícies foram polidas com lixa de granulação 600, sendo, a seguir, armazenados em água à 37°C por 30 dias. Os corpos-de-prova foram divididos em 6 grupos: 1- não-tratados (controle); 2- tratados com diclorometano; 3- tratados com o monômero da resina de base, 4- tratados com o agente de união ou o monômero do material reembasador; 5- polido com lixa de granulação 240; 6- submetido à abrasão com ar e partículas de óxido de alumínio (50µm). A área a ser reembasada foi delimitada com fita circular e matriz de teflon (5 mm de altura X 5 mm de diâmetro), na qual os materiais reembasadores (Kooliner, Triad VLC Reline Material, GC Reline) foram inseridos. Todos os corpos-de-prova foram armazenados em água à 37° C por 1 dia e termociclados entre 4 e 60°C durante 1 minuto por 10.000 ciclos previamente aos testes de cisalhamento. Não houve diferença significativa na resistência de união entre os materiais reembasadores para os corpos-de-prova não tratados. Nenhum tratamento de superfície alterou significativamente a resistência de união do material Kooliner. A aplicação do monômero do Kooliner proporcionou menor resistência de união quando comparado aos outros tratamentos de superfície. Para a resina Triad VLC houve aumento na resistência de união quando foi aplicado o próprio agente adesivo, quando comparado à utilização do monômero ou da abrasão com ar, que foram iguais entre si. Esses 3 tratamentos foram superiores ao grupo controle. A utilização do diclorometano ou da lixa não alterou significativamente a resistência de união comparada com o grupo não tratado. Todos os tratamentos de superfície avaliados melhoraram a resistência de união do material GC Reline. A alteração mais significativa foi observada com a aplicação do monômero da resina de base e do agente de união da própria resina GC. Para a resina Kooliner, o maior valor de resistência de união foi observado com o tratamento com diclorometano (5,6 MPa), enquanto a aplicação do agente adesivo e do monômero da resina de base proporcionaram os maiores valores para os materiais Triad (13,4 MPa) e GC Reline (12,9 MPa), respectivamente. A resistência de união da resina Kooliner tratada com o

diclorometano foi menor quando comparada com aquela obtida com a aplicação do agente de união para a resina Triad e com o tratamento com o monômero da resina de base para o material GC Reline. Todas as falhas apresentadas pelos corpos-de-prova foram do tipo adesiva sem nenhum remanescente de material reembasador sobre a superfície da resina de base.

O objetivo do estudo realizado por Haywood et al.<sup>45</sup>, em 2003, foi comparar a efetividade e a durabilidade clínica de três resinas acrílicas rígidas, indicadas para reembasamento imediato (Tokuso Rebase, Total hard e Kooliner). No total, 30 próteses foram reembasadas, tendo sido 16 superiores e 14 inferiores. A coleta de dados clínicos foi realizada previamente ao reembasamento, imediatamente após o reembasamento e nos controles de 3, 6 e 12 meses. Todos os materiais apresentaram capacidade satisfatória em readaptar as bases de próteses aos seus tecidos de suporte. A resina Tokuso Rebase apresentou os menores tempos de trabalho e polimerização e a maior estabilidade de cor e resistência ao manchamento. Devido ao seu alto grau de escoamento, a resina Kooliner apresentou dificuldades de utilização clínica. O material Total hard apresentou o maior tempo de polimerização e a menor resistência ao manchamento. Por outro lado, esse material exibiu os maiores índices de perda de material por união deficiente com a base. De forma geral, a resina Tokuso Rebase apresentou os melhores resultados após utilização clínica.

Em 2003, Nunes de Mello et al.<sup>72</sup> avaliaram o efeito de ciclos de polimerização adicionais, por meio de irradiação com microondas ou imersão em água aquecida, sobre o conteúdo de monômero residual, a resistência à flexão e a dureza Knoop de uma resina autopolimerizável (Jet Clássico) submetida ao polimento químico. A resina foi polimerizada em mufla, sob pressão, à temperatura ambiente por 180 minutos. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram polidos com lixa de granulação 320 e divididos em 4 grupos. O grupo 1, foi constituído por corpos-de-prova submetidos ao polimento convencional com pedra pomes e branco de Espanha. Para o grupo 2, foi utilizado o polimento

químico, por imersão dos corpos-de-prova em um líquido, composto principalmente de metil metacrilato, à temperatura de 80° C por 10 segundos, seguida pela lavagem em água corrente por 15 segundos. Os corpos-de-prova dos grupos 3 e 4, após o polimento químico, foram submetidos a um ciclo adicional de polimerização por meio de irradiação em microondas (450W por 3 minutos) ou imersão em água (65° C por 1 hora), respectivamente. Os resultados demonstraram que a liberação de monômero na água, em que os corpos-de-prova foram armazenados, foi maior no primeiro dia e diminuiu nos demais intervalos de tempo avaliados (2, 3 e 13 dias). Esses resultados foram relacionados à difusão do monômero na água e ao fenômeno de polimerização continuada causada pela presença de radicais livres nas cadeias poliméricas. No primeiro dia, o grupo 2 apresentou níveis de liberação de monômero 10 vezes maior que o grupo 1. Os grupos 3 e 4, proporcionaram redução significativa nos valores de monômero liberado, comparados com o grupo 2. O calor presente nos ciclos de polimerização adicionais pode ter proporcionado a difusão das moléculas de monômero residual para a superfície e sua subsequente volatilização, reduzindo, dessa forma, a liberação de monômero na água. Entretanto, não houve diferença significativa entre os grupos 2, 3 e 4 para os períodos de 3 e 13 dias de armazenagem, provavelmente devido à difusão do monômero na água. O polimento químico diminuiu a resistência à flexão e não houve diferença entre os grupos 2, 3 e 4, indicando que os ciclos de polimerização adicionais não apresentaram efeito significativo sobre essa propriedade. Não houve diferença significativa entre os valores de dureza da camada superficial nos grupos avaliados. Os valores de dureza das camadas internas foram maiores que os da camada superficial em todos os grupos avaliados, indicando, segundo os autores, que a polimerização foi mais efetiva no interior dos corpos-de-prova. Essas diferenças ocorreram, provavelmente, pela água contida no isolante de gesso utilizado e pela presença de oxigênio, fatores que podem afetar o grau de polimerização da camada superficial. O ciclo adicional em água (grupo 3) proporcionou aumento significativo nos valores de dureza interna enquanto o ciclo por irradiação com microondas (grupo 4) não foi estatisticamente diferente dos grupos 1 e 2. Esses resultados foram

relacionados ao fato de que, no ciclo em água aquecida, não há diferença entre a temperatura do corpo-de-prova e o meio externo, resultando em aumento substancial da temperatura, proporcionando maior difusão do excesso de monômero até os radicais livres, assim como sua volatilização. Para o ciclo de microondas, o aquecimento ocorre somente no corpo-de-prova e, assim, o calor pode ser dissipado para o meio, prevenindo um aumento de temperatura acentuado no material.

Minami et al., em 2004,<sup>67</sup> determinaram o efeito de diferentes condições de conteúdo de água presente na resina para base de prótese, durante o reparo, e da ciclagem térmica na resistência ao cisalhamento de duas resinas autopolimerizáveis (para reparo - Repair Material e para reembasamento - Tokuso Rebase Normal Set) unidas a uma resina para base termopolimerizável (Lucitone 199). Foram confeccionados 180 discos (12 x 3,3 mm) de resina de base, os quais foram divididos, aleatoriamente, em três grupos (n=60) de acordo com as condições de conteúdo de água: grupo 1 - armazenagem em água por mais de 21 dias, até a saturação, determinada por meio de pesagem diária dos corpos-de-prova; grupo 2 - secagem superficial por meio de aquecimento com ar a 100° C por 30 segundos, após o processo de saturação; grupo 3 - armazenagem em dessecador por mais de 45 dias, até completa eliminação da água. A superfície de união de cada grupo recebeu um dos 3 tratamentos avaliados (n=20): sem tratamento, abrasão a ar com partículas de óxido de alumínio (50 µm) ou aplicação de diclorometano. Uma fita adesiva com um orifício central com 5 mm de diâmetro, foi utilizada para padronizar a área de união. Um anel metálico (6mm de diâmetro interno e 2,5 mm de altura) foi utilizado para aplicação das resinas autopolimerizáveis, as quais foram polimerizadas a 37°C por 10 minutos e, em seguida, armazenadas em água destilada a 37° C por 24 horas. Foram confeccionados 10 corpos-de-prova para cada um dos 18 grupos avaliados. Cinco dos 10 corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos à ciclagem térmica por 50.000 ciclos entre 4° C e 60° C, permanecendo 1 minuto em cada temperatura. Os ensaios de cisalhamento foram realizados e o tipo de falha também foi

avaliado. Os resultados demonstraram que: 1) A resistência de união de resinas autopolimerizáveis à resina de base não foi influenciada pelo conteúdo de água da resina de base e sim pelo tipo de resina, ciclagem térmica e tratamento de superfície; 2) A resina à base de metilmetacrilato demonstrou resistência de união significativamente superior à resina não baseada em metilmetacrilato; 3) Os tratamentos de superfície, químico e mecânico, aumentaram a resistência de união após ciclagem térmica da resina autopolimerizável unida à resina de base. A resina para reparo à base de metilmetacrilato demonstrou maior resistência de união, antes e após a ciclagem térmica, quando comparada com a resina para reembasamento. Essa diferença pode ser atribuída à diferença de peso molecular entre os monômeros, facilitando a difusão do monômero da resina para reparo (metilmetacrilato), que apresenta menor peso molecular que o  $\beta$ -metacrilóiloxietil propionato e 1,6 hexanediol dimetacrilato presentes na resina para reembasamento. O tratamento com diclorometano para os corpos-de-prova saturados geralmente promoveu melhor resistência de união e à termociclagem. Provavelmente, esse solvente, por deslocar as moléculas de água, atingiu áreas mais profundas entre as cadeias poliméricas, facilitando a penetração do monômero.

### ***3 Proposição***

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de dois métodos de desinfecção (imersão em solução desinfetante e irradiação por microondas) sobre a estabilidade dimensional, resistência de união e o tipo de falha ao ensaio de cisalhamento de quatro resinas acrílicas autopolimerizáveis, indicadas para o reembasamento do tipo imediato, e de uma resina acrílica termopolimerizável convencional.

## 4 Material e método

### 4.1 Materiais

- Resinas acrílicas. Os materiais selecionados para este estudo constam do Quadro 1, a seguir:

Quadro 1 – Materiais, sigla, fabricante, proporção pó/líquido, ciclo de polimerização e número de lote

<b>Marca Comercial</b> ®	<b>Sigla</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Proporção pó/líquido</b>	<b>Ciclo de polimerização</b>	<b>Lote</b>
Kooliner	K	GC America Inc., Alsip, IL, EUA	2,1 g / 1,0 mL	10 minutos à temperatura ambiente	0201102
New Truliner	NTL	Bosworth Company, Skokie, IL, EUA	1,34 g / 1,0 mL	20 minutos à temperatura ambiente	0310-528
Tokuso Rebase Fast	TR	Tokuyama Co., Ltd., Tóquio, Japão	2,056 g / 1,0 mL	5,5 minutos à temperatura ambiente	U570612
Ufi Gel Hard	UGH	Voco, Cuxhaven, Alemanha	2.12 g / 1,2 mL	7 minutos à temperatura ambiente	025292
Lucitone 550	L	Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil	2.1 g / 1,0 mL	90 minutos à 73°C e 30 minutos à 100°C	Pó – 65173 Líquido - 37375

Os materiais Kooliner (K), New Truliner (NTL), Toluso Rebase (TR) e Ufi Gel Hard (UGH) são resinas acrílicas autopolimerizáveis indicadas para o reembasamento do tipo imediato. A resina L é uma resina do tipo termopolimerizável convencional, amplamente utilizada tanto na confecção de bases de próteses como também para a realização do reembasamento do tipo mediato.

- Água destilada;
- Cera pegajosa (Polidental Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil);
- Cera utilidade Wilson (Polidental Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil);
- Detergente neutro Limpol (Bombril-Cirio, São Paulo, SP, Brasil);
- Fita adesiva circular com 13 mm de diâmetro, modelo A5R-1313 (3M do Brasil, Ribeirão Preto, SP, Brasil);
- Gesso pedra melhorado tipo IV (Polidental Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil);
- Isolante à base de alginato para resinas acrílicas Cel Lac, (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil);
- Lâminas de acetato com 50x50 mm (Sercopel, São Paulo, SP, Brasil);
- Lixa d'água com granulação 240 (3M do Brasil, Ribeirão Preto, SP, Brasil);
- Lixa d'água com granulação 400 (3M do Brasil, Ribeirão Preto, SP, Brasil);
- Perborato de Sódio P.A., peso molecular 153,86; P1008.01.AG; lote n° 64432 (SYNTH );
- Recipientes plásticos com tampa;
- Resina acrílica autopolimerizável Duralay vermelha (Reliance, Dental Mfg. Co., Worth, IL, EUA,) - lote 60482;
- Silicone de condensação Gel catalisador Indurent (Zhermack – Badia Polesine – Rovigo - Itália);
- Silicone de condensação Oranwash L (Zhermack – Badia Polesine – Rovigo - Itália);
- Silicone de condensação Zetaplus (Zhermack - Badia Polesine - Rovigo - Itália);
- Tartarato de Sódio P.A.; peso molecular 230,08; T1003.01.AG; lote n° 61472 (SYNTH );

- Tubo de PVC ½ polegada (Tigre S/A, Osasco, SP, Brasil);
- Vaselina sólida (Labsynth Produtos para Laboratórios Ltda, Diadema, SP, Brasil).

#### 4.2 Aparelhos

- Analisador de imagem (Leica Qwin, Inglaterra)
- Balança digital modelo BL 210S - precisão de 0,0001 g (Sartorius, Göttingen, Alemanha);
- Estufa de cultura 502 Orion (Fanem Ltda, São Paulo, SP, Brasil);
- Forno de microondas modelo Crisp 38 (Brastemp, Manaus, AM, Brasil);
- Máquina de Ensaio Mecânicos MTS – 810 (Material Test System, Eden Prairie, MN, EUA);
- Máquina para polimento metalográfico Metaserv 2000 (model 95-2829, Buehler UK Ltd., Coventry, Inglaterra);
- Microscópio eletrônico de varredura modelo Stereoscan 440 (Leica, Inglaterra);
- Prensa hidráulica (Vipi Delta, Pirassununga, São Paulo, SP, Brasil);
- Prensa manual (OGP Produtos Odontológicos LTDA, São Paulo, SP, Brasil);
- Projetor de perfil Nikon 6C (Nikon Corp. Tóquio, Japão);
- Termopolimerizadora modelo P-100 (Termotron-equipamentos, Piracicaba, SP, Brasil);
- Vibrador para gesso (EDG Equipamentos e Controle Ltda, São Paulo, SP, Brasil).

#### 4.3 Instrumentos

- Escova dental Tek dura (Johnson & Johnson Comércio e Distribuição Ltda, São Paulo, SP, Brasil);
- Espátula nº 36 Duflex (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil);

- Espátula para gesso de inox, com cabo de madeira (Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil);
- Estilete (Faber Castell, São Paulo, SP, Brasil);
- Gral de borracha (Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil);
- Matriz metálica circular de aço inoxidável, com dimensões de 50 mm X 0,5 mm.
- Matriz retangular bipartida em aço inoxidável com 60 mm de comprimento x 25 mm de altura x 30 mm de largura, apresentando em sua região central dois orifícios, um maior com 20 mm de diâmetro e 20 mm de altura e outro menor com 3,5 mm de diâmetro x 5,0 mm de altura;
- Micromotor (Dabi Atlante S/A, Ribeirão Preto, SP, Brasil);
- Micropipeta de volume variável 100 a 1000µL (CappAero, Dinamarca);
- Mufla n° 3 (OGP Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil);
- Peça reta (Dabi Atlante S/A, Ribeirão Preto, SP, Brasil);
- Pinça clínica Duflex (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil);
- Pincel n° 175 (Tigre S/A, Osasco, SP, Brasil);
- Pipeta graduada 1/100 (Satelit, Araraquara, SP, Brasil);
- Ponteira de micropipeta Universal Fit Pipette Tips, 100-1000 µL (Corning Costar Corporation, Cambridge, MA, EUA);
- Pote de vidro com tampa (Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil);
- Seringa plástica para moldagem (Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda São Paulo, SP, Brasil);

## 4.4 Métodos

### 4.4.1 Estabilidade dimensional

#### 4.4.1.1 Confeção dos corpos-de-prova

Para a avaliação do efeito dos métodos de desinfecção sobre a estabilidade dimensional dos materiais selecionados para este estudo, foram obtidos corpos-de-prova por meio de uma matriz metálica circular com cavidade interna de 50 mm de diâmetro e 0,5 mm altura, cujo desenho esquemático encontra-se na Figura 1, com dimensões iguais a da norma ISO No.1567 para materiais para base de prótese.<sup>50</sup> Esta matriz apresenta três sulcos internos, sendo dois lineares, perpendiculares entre si, e um circular. A intersecção dos sulcos lineares com o sulco circular permitia a obtenção de pontos de referência, que foram denominados de A, B, C e D.<sup>26,65</sup>

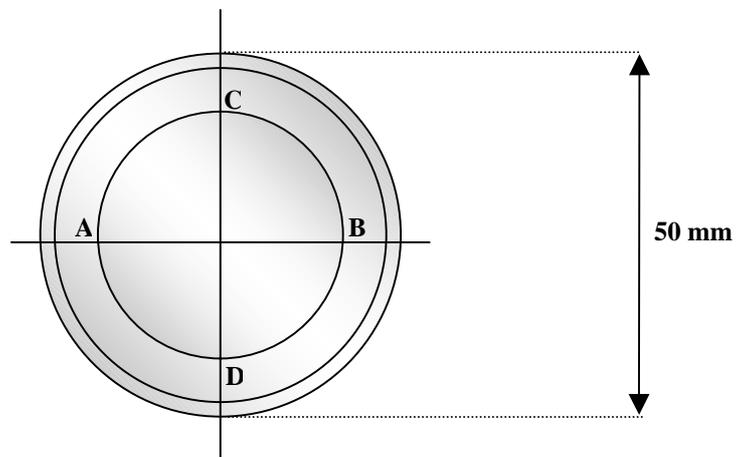


FIGURA 1 – Desenho esquemático da matriz metálica.

Para a obtenção dos corpos-de-prova, as resinas acrílicas foram proporcionadas de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes (Quadro 1). Após sua manipulação, o material foi acomodado na parte central da matriz, sendo esta fechada, por meio de uma tampa, e submetida à prensagem em prensa hidráulica. Para as resinas acrílicas de reembasamento imediato,

autopolimerizáveis, a matriz foi mantida sob pressão (0,25 ton) até a polimerização final da resina (Quadro 1), quando, então, a matriz foi aberta e o corpo-de-prova removido. Para a resina L, a matriz fechada foi submetida à prensagem em prensa hidráulica por 30 minutos, sob carga de 1,25 tonelada. Após esse período, a matriz foi transferida para prensa manual e o ciclo de polimerização, de 90 minutos a 73°C e 30 minutos a 100°C, foi realizado em termopolimerizadora. Concluída a polimerização, a matriz permaneceu sobre a bancada por 30 minutos sendo, em seguida, imersa em água corrente por 15 minutos, momento em que a matriz foi aberta e o corpo-de-prova removido. Os excessos nas bordas dos corpos-de-prova foram eliminados com a utilização de estilete e tiras de lixa de granulação 400.

A reprodução dos sulcos de referência da matriz pelos corpos-de-prova foi avaliada, descartando-se aqueles que apresentassem irregularidades. Para cada material foram confeccionados 48 corpos-de-prova e divididos em 6 grupos compostos de 8 corpos-de-prova cada um (Quadro 1 – Apêndice C).

Com o objetivo de verificar o efeito dos dois métodos de desinfecção (imersão em perborato de sódio e irradiação com microondas) sobre a estabilidade dimensional, os corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos às seguintes condições experimentais: para o grupo **G1**, os corpos-de-prova foram submetidos à desinfecção por meio do protocolo proposto por Pavarina et al.<sup>75</sup>, que inclui escovação durante 1 minuto com clorexidina a 4%, seguida da imersão em solução aquecida (50°C) de peróxido alcalino (3,8%) por 10 minutos e, finalmente, pela imersão em água por 3 minutos para a remoção do desinfetante.<sup>75</sup> A solução de perborato de sódio foi preparada pela mistura de 1,7g de Perborato de Sódio com 0,5g de Tartarato de Sódio em 30 ml de água destilada aquecida a 50 °C. Os corpos-de-prova do grupo **G2** foram submetidos à desinfecção por meio da irradiação com energia de microondas. Para isso, as amostras foram imersas em água (200 ml), posicionadas no centro do prato do forno de microondas e submetidas à irradiação com 650 W por 6 minutos em forno de microondas.<sup>70</sup> Os ciclos de desinfecção dos grupos 1 e 2, foram realizados duas vezes, simulando uma primeira desinfecção, quando o profissional envia a prótese para o

laboratório, e um segundo procedimento, ao receber a prótese, antes de entregá-la ao paciente. Os corpos-de-prova permaneceram sobre a bancada por 5 minutos após a primeira desinfecção para que retornassem à temperatura ambiente antes de ser executado o segundo ciclo. Com o objetivo de avaliar o efeito da exposição prolongada dos materiais à solução desinfetante, os corpos-de-prova do grupo **G3** foram submetidos à desinfecção com peróxido alcalino diariamente por um período de 7 dias. Da mesma forma, a irradiação repetida também foi avaliada e, para isso, os corpos-de-prova do grupo **G4** foram submetidos à desinfecção em microondas, diariamente, durante 7 dias. Os corpos-de-prova dos grupos **G3** e **G4** foram mantidos em água a 37°C nos intervalos entre os ciclos de desinfecção. O grupo controle 1 (**C1**) foi constituído por corpos-de-prova não submetidos à desinfecção, sendo os testes de cisalhamento realizados após o reembasamento. Os corpos-de-prova do grupo controle 2 (**C2**) também não foram submetidos à desinfecção, tendo sido armazenados em água destilada a 37° C por 7 dias.

Os materiais reembasadores imediatos foram submetidos às condições experimentais logo após a sua polimerização. Entretanto, para a resina de base, esses procedimentos foram realizados somente após o período de armazenagem por  $48 \pm 2$  h em água destilada a 37° C, seguindo-se as especificações para resinas acrílicas.<sup>111</sup>

Os corpos-de-prova submetidos aos métodos de desinfecção foram mantidos sobre a bancada até o seu esfriamento ( $23 \pm 2^\circ$  C) e, em seguida, as mensurações entre os pontos de referência mencionados foram realizadas.

#### **4.4.1.2 Análise da estabilidade dimensional**

A avaliação do efeito dos métodos de desinfecção sobre a estabilidade dimensional foi realizada por meio de um projetor de perfil modelo Nikon 6C (Figura 2). Inicialmente, leituras entre os pontos de referência (AB e CD) da matriz metálica circular foram realizadas, previamente às mensurações dos corpos-de-prova. Para isso, a matriz foi posicionada sobre a platina do projetor de perfil de tal forma que um dos sulcos lineares coincidissem com uma linha de referência horizontal, presente no visor do equipamento. Além disso,

próximo ao ponto A, duas marcas na matriz proporcionaram condições para a padronização do seu posicionamento, bem como dos corpos-de-prova, durante as leituras. Doze mensurações de cada linha de referência foram realizadas e a média aritmética foi, então, calculada. Esse valor foi considerado como medida padrão com a qual os valores obtidos nos corpos-de-prova foram comparados.



FIGURA 2 – Projetor de perfil

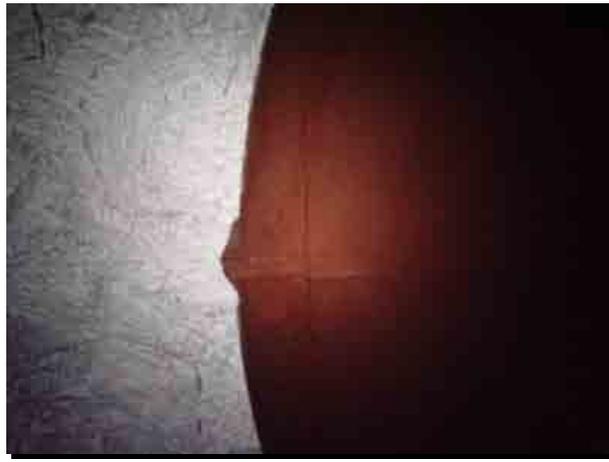


FIGURA 3 – Sulco visualizado na tela do projetor de perfil

As mensurações nos corpos-de-prova foram realizadas de maneira similar à da matriz metálica (Figura 3). Contudo, apenas três leituras foram realizadas da distância entre os pontos de referência (AB e CD), sendo as médias calculadas. A diferença entre as dimensões da matriz e aquelas dos corpos-de-prova foram registradas e utilizadas para o cálculo da alteração dimensional linear em micrometros e em porcentagem (%). Os resultados obtidos foram tabulados de acordo com os materiais e grupos avaliados.

#### 4.4.2 Resistência de união

##### 4.4.2.1 Confeção dos corpos-de-prova

Para a obtenção dos corpos-de-prova, inicialmente, 240 anéis de PVC com 20 mm diâmetro e 20 mm de altura, foram preenchidos com cera utilidade. A parte inferior da mufla foi isolada com vaselina sólida e preenchida sob vibração com gesso pedra tipo IV. O gesso foi proporcionado (150g de pó e 30ml de água) e espatulado, manualmente, por 1 minuto, seguindo-se as recomendações do fabricante. Um anel por mufla foi, então, incluído no gesso até a metade de sua altura (Figura 4). Após a presa, toda a superfície do gesso e do anel foi isolada com vaselina sólida e a contra-mufla, previamente isolada com o mesmo material, foi posicionada e preenchida com gesso pedra tipo IV, sob vibração.



FIGURA 4 – Anel de PVC incluído em gesso na mufla metálica.

Após a presa do gesso, a mufla foi aberta, a cera dos anéis foi removida com água em ebulição e detergente neutro e toda a superfície de gesso foi isolada com isolante à base de alginato. A resina acrílica termopolimerizável Lucitone 550 (L) foi proporcionada de acordo com as instruções do fabricante (Quadro 1), sendo posteriormente inserida com auxílio de espátula nº 36 no espaço obtido pela remoção da cera utilidade. Após esse procedimento, a mufla foi fechada e prensada e mantida por 30 minutos, sob carga de 1,25 tonelada. Decorrido esse período, os parafusos foram apertados, a mufla foi retirada da

prensa hidráulica e submetida ao ciclo de polimerização de 90 minutos a 73°C e 30 minutos a 100°C em termopolimerizadora. Concluída a polimerização, a mufla permaneceu sobre a bancada por 30 minutos sendo, em seguida, imersa em água corrente por 15 minutos. Após a abertura da mufla, o cilindro de PVC, preenchido com a resina Lucitone 550, foi removido e colocado, individualmente, em recipiente plástico contendo água destilada e armazenado por  $48 \pm 2$  h a  $37 \pm 1$  °C em estufa bacteriológica. Após esse período, a superfície da resina foi submetida ao acabamento com lixa d'água com granulação 240<sup>31,97</sup> em politriz para remoção de possíveis irregularidades e padronização da topografia da superfície de união. O tempo padronizado para o acabamento das superfícies do corpo-de-prova foi de 10 segundos para cada ¼ de volta, com tempo total de 40 segundos por corpo-de-prova, e velocidade controlada de 350 rpm. A superfície da resina de base foi, então, limpa com escova dental, detergente e água destilada, por 20 segundos, e seca com papel absorvente (Figura 5).

Os cilindros de resina de base L obtidos (n=240) foram reembasados, aleatoriamente, com um dos 5 materiais reembasadores avaliados (K, NTL, TR, UGH e L). Antes da realização do reembasamento, uma etiqueta adesiva com um orifício com 3,5 mm de diâmetro ( $9,63 \text{ mm}^2$ ) foi fixada na superfície da resina de base, delimitando-se assim, a área correspondente ao reembasamento (figura 6).



FIGURA 5 – Limpeza da superfície da resina de base.

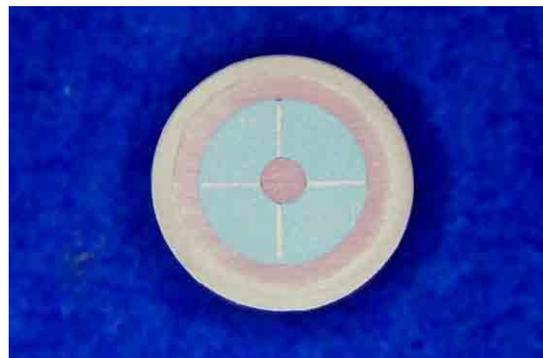


FIGURA 6 – Etiqueta adesiva posicionada.

#### 4.4.2.1.1 Reembasamento com as resinas autopolimerizáveis

Inicialmente, a superfície de união, delimitada pelo orifício da fita adesiva, foi tratada de acordo com as instruções de cada material. Para as resinas acrílicas New Truliner (NTL), Tokuso Rebase (TR) e UfiGel Hard (UGH), o adesivo específico de cada material foi aplicado à superfície por meio de pincel, em uma única camada, aguardando-se a secagem por 20 segundos. Para a resina Kooliner, que não possui adesivo próprio, foi aplicado o monômero da resina Lucitone 550, com o auxílio de um pincel, durante 180 segundos,<sup>59</sup> tendo sido esse procedimento realizado previamente à fixação da etiqueta. A seguir, a matriz metálica bipartida retangular foi isolada com vaselina e o cilindro posicionado no orifício central maior, que apresenta dimensões compatíveis com as dos anéis de PVC (Figura 7). As duas partes da matriz foram corretamente posicionadas, orientando-se pelos dois pinos-guia existentes, e fechada por meio de parafusos (Figuras 7 e 8).

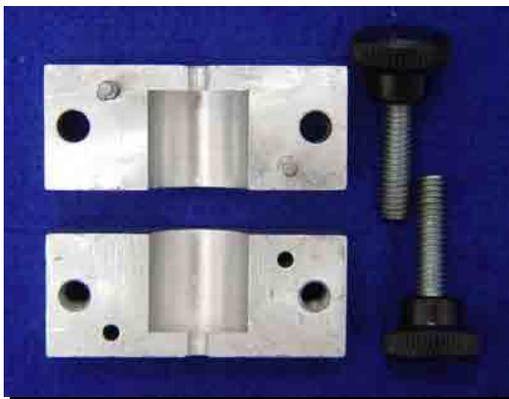


FIGURA 7 – Matriz metálica aberta.

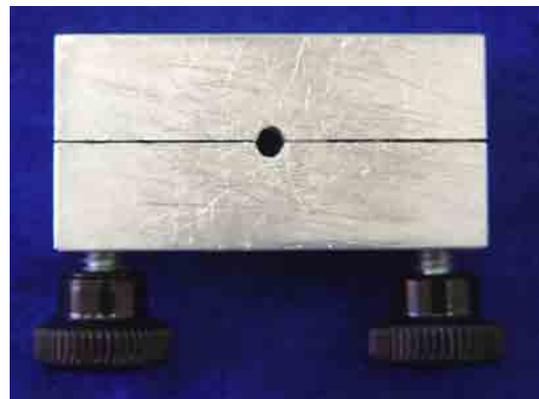


FIGURA 8 – Matriz fechada, vista superior.

As resinas acrílicas para reembasamento imediato avaliadas foram proporcionadas (Quadro 1), por meio de pesagem do pó e mensuração da quantidade de líquido com micropipeta de volume variável, utilizando-se ponteiros descartáveis para cada monômero. A seguir, os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e inseridos no interior do orifício menor da matriz metálica, com ligeiro excesso. Uma lâmina de acetato

e um peso de 500 gramas foram, então, colocados sobre o material reembasador, até sua polimerização (Quadro 1).<sup>27, 28</sup> Após a polimerização, a matriz metálica e a etiqueta foram removidas, obtendo-se, dessa forma, os corpos-de-prova reembasados (Figura 9).

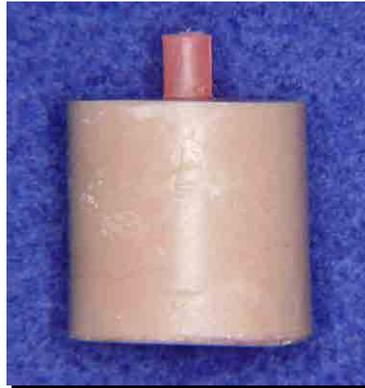


FIGURA 9 – Corpo-de-prova reembasado.

#### **4.4.2.1.2 Reembasamento com a resina termopolimerizável**

Para o reembasamento da resina de base L com o mesmo material, inicialmente, foram confeccionados padrões em resina autopolimerizável Duralay, utilizando-se, como molde, o orifício central menor da matriz metálica retangular. Esses padrões foram fixados no centro da superfície da resina de base, utilizando-se cera pegajosa. O conjunto foi, então, incluído em mufla, até a metade da altura do anel de PVC, utilizando-se gesso pedra melhorado (Figura 10). Em seguida, sílica, de consistência fluida e massa, foram aplicados sobre o padrão de Duralay (Figuras 11 e 12).



FIGURA 10 – Cilindro, com padrão em Duralay, incluído em gesso.



FIGURA 11 – Aplicação de silicone leve.



FIGURA 12 – Aplicação de silicone pesado.

Após a polimerização do material de moldagem, a contra-mufla foi posicionada e o espaço existente foi preenchido com gesso pedra melhorado. A mufla foi aberta, após a presa do gesso, e o padrão foi removido, obtendo-se os moldes necessários ao reembasamento com a resina L. A seguir, possíveis resíduos de cera sob a superfície da resina de base L foram removidas com lixa 240 por 5 segundos. A superfície foi, então, limpa com escova dental, detergente e água destilada e seca com papel absorvente. Em seguida, o monômero da resina de base L foi aplicado sobre a superfície durante 180 segundos.<sup>59</sup> Tendo como referência o molde em silicona, a etiqueta adesiva circular foi, então, posicionada, de modo que os orifícios do molde e da etiqueta ficassem coincidentes, mantendo-se a face adesiva voltada para a resina de base (Figura 13). A contra-mufla foi, então, posicionada na parte superior da mufla, obtendo-se, dessa forma a fixação da etiqueta na superfície da resina de base, delimitando a área do reembasamento (Figura 14).



FIGURA 13 – Centralização da etiqueta adesiva no molde.



FIGURA 14 – Etiqueta delimitando área de reembasamento.

A resina L foi, então, proporcionada e manipulada, seguindo-se as recomendações do fabricante (Quadro 1), e acomodada no molde obtido a partir do padrão de resina Duralay (Figura 10). A mufla foi fechada e levada à prensa hidráulica, sendo submetida à mesma seqüência utilizada para a polimerização da resina L, descrita anteriormente.

Foram confeccionados 48 corpos-de-prova para cada combinação resina de base/material reembasador, que foram divididos, aleatoriamente, em 6 grupos com 8 amostras cada. Com o objetivo de verificar o efeito dos dois métodos de desinfecção (imersão em perborato de sódio e irradiação com microondas) sobre a resistência de união, os corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos às mesmas condições descritas para a análise da estabilidade dimensional.

Os corpos-de-prova reembasados com as resinas acrílicas autopolimerizáveis foram submetidos às condições experimentais imediatamente após a polimerização. Para aqueles reembasados com a resina de base termopolimerizável, no entanto, esses procedimentos foram realizados somente após o período de armazenagem por  $48 \pm 2$  horas em água destilada à  $37^\circ \text{C}$ , seguindo-se as especificações para resinas acrílicas.

#### 4.4.2.2 Teste de resistência de união

A resistência de união entre as resinas acrílicas foi verificada por meio de testes de cisalhamento, utilizando-se a máquina de ensaios MTS-810 Material Test System, com uma velocidade de deslocamento de 0,5 mm/min. Para executar o teste, um cinzel metálico (Figura 15) foi acoplado no mordente superior estático da máquina, que contém a célula de carga (10 KN). No mordente inferior, que se desloca por meio de um pistão acionado hidráulicamente, foi acoplado um dispositivo metálico, confeccionado para a fixação dos corpos-de-prova durante os testes (Figuras 16 e 17).



FIGURA 15 – Cinzel utilizado para o cisalhamento dos corpos-de-prova.

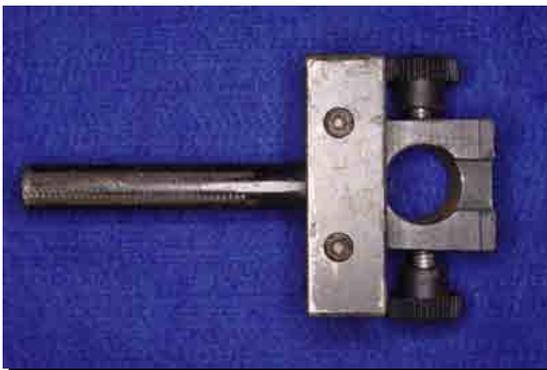


FIGURA 16 – Dispositivo para fixação dos corpos-de-prova.



FIGURA 17 – Dispositivo acoplado à máquina de ensaios.

A superfície do cinzel foi posicionada na interface resina de base/material reembasador. Após a calibração da máquina, uma força no sentido vertical foi aplicada nessa interface, até a fratura (Figura 18).

Após a fratura, a força máxima necessária para a ruptura, em MPa, era registrada pelo programa do computador (Test Star II). Esses valores foram tabulados de acordo com os materiais e grupos avaliados.

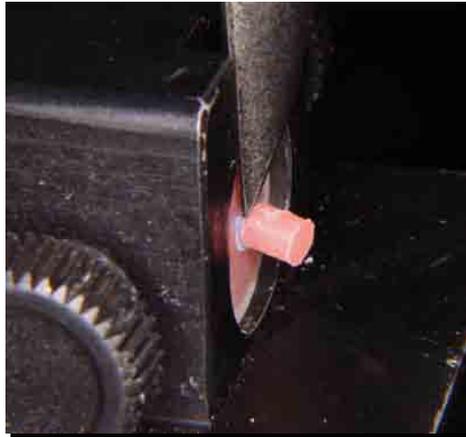


FIGURA 18 – Teste de cisalhamento dos corpos-de-prova.

Após a execução dos testes de cisalhamento, todos os corpos-de-prova foram submetidos à análise de microscopia eletrônica de varredura, realizada no Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais (CCDM) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). A área referente à união entre as resinas (Lucitone / material reembasador) foi recortada (10 x 10 mm) utilizando-se disco de carborundum acoplado à peça reta e micro motor. Os corpos-de-prova obtidos foram acondicionados em recipiente com sílica para a desidratação durante 7 dias. Em seguida, estes foram submetidos ao processo de metalização de superfície, necessária para a análise por meio de microscopia eletrônica de varredura. Foi utilizado o aumento de 50 para a captura das imagens. A seguir, utilizando-se um analisador de imagens (Leica Qwin), o tipo de falha ocorrida (adesiva, coesiva ou mista) na interface entre resina de base/ resina reembasadora foi determinada. A classificação das fraturas como adesiva ou coesiva baseou-se na observação da superfície quanto à ausência ou presença de remanescentes de resina reembasadora, respectivamente. A falha foi considerada mista quando da visualização concomitante das duas situações anteriores.

#### **4.4.3. Planejamento experimental**

Neste estudo, foram consideradas as variáveis de análise **estabilidade dimensional** e **resistência de união**, tendo sido estabelecidos dois fatores de variação: **Material**, em 5 níveis, e **Grupos**, em 6 níveis. Foram confeccionadas 8 repetições para cada condição experimental, perfazendo o modelo fatorial 5 x 6 x 8, num total de 240 corpos-de-prova para cada variável de análise.

## 5. Resultado

### 5.1 Avaliação da estabilidade dimensional

Nas Tabelas A1 e A2 do Apêndice A são apresentados os valores de alteração dimensional linear, em porcentagem e em micrometros, respectivamente, obtidos durante as mensurações dos corpos-de-prova relativos aos grupos experimentais avaliados. Inicialmente, foram avaliadas a homogeneidade de variâncias e a normalidade dos resíduos, por meio dos testes de Levene e de Kolmogorov-Smirnov, respectivamente, ambos ao nível de 1%. Satisfeitas essas pressuposições, a análise de variância de dois fatores, complementada pelo teste de Tukey, ambos ao nível de 5% de significância, foram aplicados aos valores obtidos.

A Tabela 1 apresenta o resumo da análise de variância, assim como os valores de probabilidade  $p$  para avaliar a homogeneidade de variância e a normalidade dos resíduos, as quais são aceitáveis dentro dos critérios estabelecidos na metodologia. A interação entre os fatores foi altamente significativa ( $p < 0,001$ ) indicando que os efeitos dos grupos dependem dos materiais utilizados.

Tabela 1 - Sumário da análise de variância relativa à estabilidade dimensional (%)

<i>Fonte de variação</i>	<i>S. Q.</i>	<i>G. L.</i>	<i>Q. M.</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
Material (M)	6,204	4	1,551	94,08	<0,001
Grupo (G)	9,45	5	1,890	114,72	<0,001
Interação M X G	7,6	20	0,380	23,03	<0,001
Resíduo	3,36	210	0,016		
Total	26,614	239			

Homogeneidade de variâncias:  $p = 0,229$  (Levene)  
Normalidade dos resíduos:  $p = 0,010$  (Kolmogorov-Smirnov)

Para estudar a dependência dos materiais e grupos, as médias de porcentagem de alteração dimensional foram comparadas duas a duas pelo teste

de Tukey, ao nível de 5% de significância. Os valores de probabilidade correspondentes a essas comparações estão nas tabelas A3 e A4 do apêndice A. Os resultados dessas comparações encontram-se na Tabela 2, que apresenta as médias de alteração dimensional em porcentagem. Os valores médios correspondentes em micrometros também são apresentados.

Tabela 2 - Médias (M) e desvios padrão (DP) de porcentagem de alteração dimensional (%) e médias em micrometros ( $\mu\text{m}$ ), de acordo com materiais e grupos experimentais

Material		G1	G2	G3	G4	C1	C2
Kooliner	M	-0,43 <sup>B<sub>cd</sub></sup>	-1,06 <sup>AB<sub>a</sub></sup>	-0,44 <sup>AB<sub>cd</sub></sup>	-0,72 <sup>C<sub>b</sub></sup>	-0,23 <sup>AB<sub>d</sub></sup>	-0,53 <sup>A<sub>bc</sub></sup>
	DP	0,14	0,14	0,12	0,19	0,11	0,09
	$\mu\text{m}$	-207	-485	-201	-328	-107	-245
Tokuso	M	-0,38 <sup>B<sub>a</sub></sup>	-0,41 <sup>C<sub>a</sub></sup>	-0,33 <sup>B<sub>a</sub></sup>	-0,22 <sup>D<sub>a</sub></sup>	-0,21 <sup>B<sub>a</sub></sup>	-0,32 <sup>A<sub>a</sub></sup>
	DP	0,09	0,13	0,09	0,11	0,10	0,09
	$\mu\text{m}$	-175	-165	-150	-106	-99	-149
Ufi Gel	M	-0,39 <sup>B<sub>a</sub></sup>	-0,60 <sup>C<sub>a</sub></sup>	-0,42 <sup>AB<sub>a</sub></sup>	-0,39 <sup>D<sub>a</sub></sup>	-0,47 <sup>A<sub>a</sub></sup>	-0,43 <sup>A<sub>a</sub></sup>
	DP	0,10	0,10	0,15	0,13	0,07	0,08
	$\mu\text{m}$	-182	-278	-194	-178	-215	-199
New Truliner	M	-0,73 <sup>A<sub>b</sub></sup>	-1,27 <sup>A<sub>a</sub></sup>	-0,66 <sup>A<sub>bc</sub></sup>	-1,14 <sup>B<sub>a</sub></sup>	-0,31 <sup>AB<sub>d</sub></sup>	-0,49 <sup>A<sub>cd</sub></sup>
	DP	0,14	0,15	0,16	0,14	0,09	0,22
	$\mu\text{m}$	-335	-582	-303	-542	-143	-224
Lucitone 550	M	-0,41 <sup>B<sub>c</sub></sup>	-0,98 <sup>B<sub>b</sub></sup>	-0,42 <sup>AB<sub>c</sub></sup>	-1,42 <sup>A<sub>a</sub></sup>	-0,29 <sup>AB<sub>c</sub></sup>	-0,52 <sup>A<sub>c</sub></sup>
	DP	0,10	0,15	0,14	0,11	0,08	0,08
	$\mu\text{m}$	-191	-465	-204	-652	-135	-237

No sentido horizontal, letras minúsculas iguais indicam médias que não apresentam diferença significativa ao nível de 5%.

No sentido vertical, letras maiúsculas iguais indicam médias que não apresentam diferença significativa ao nível de 5%.

A avaliação das comparações de médias de porcentagens de alteração dimensional pode ser observada na Figura 19.

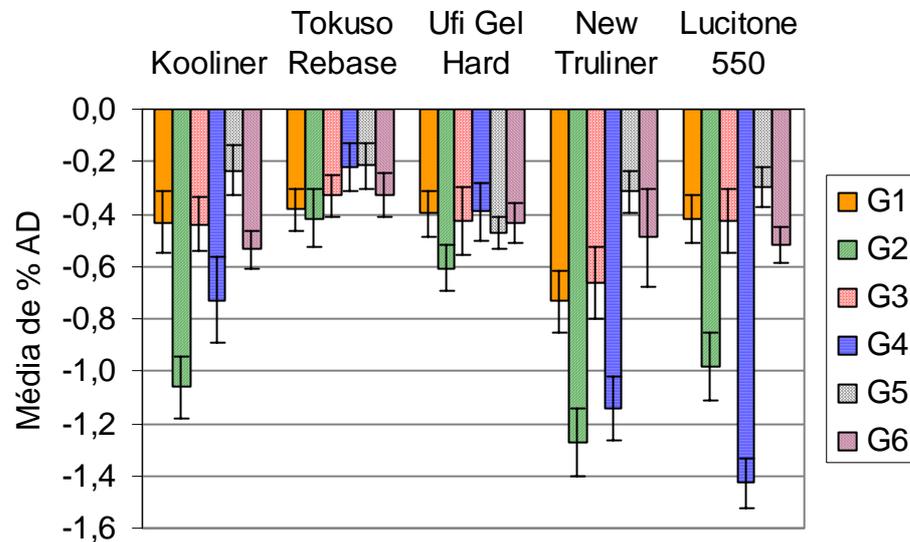


FIGURA 19 - Médias de porcentagem de alteração dimensional (AD) de acordo com materiais e grupos experimentais. (a barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para a média populacional).

Os resultados revelaram que todas as resinas estudadas apresentaram contração em todos os grupos avaliados. Para a resina **Kooliner**, a maior média de alteração dimensional foi observada para o grupo G2. A média do grupo controle C2 foi estatisticamente equivalente tanto à média do grupo G4, como também às médias dos grupos G3 e G1. Além disso, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos G1, G3 e controle C1. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as médias de alteração dimensional de todos os grupos avaliados para os materiais **Tokuso Rebase Fast** e **UfiGel Hard**. As maiores médias de alteração dimensional para a resina **New Truliner** foram proporcionadas pelos grupos G2 e G4, estatisticamente equivalentes entre si. O grupo G1 apresentou média estatisticamente superior às médias dos grupos-controle C1 e C2, entre as quais não houve diferença estatisticamente significativa. Foi observado ainda, que a média do grupo G3 foi estatisticamente equivalente tanto à do grupo G1 como à do grupo C2. A resina

**Lucitone 550** apresentou maiores médias de alteração dimensional para os grupos G2 e G4, vindo a seguir os grupos G1, G3, C1 e C2 cujos valores foram estatisticamente equivalentes entre si.

A comparação entre os materiais no **grupo G1** evidencia que a resina New Truliner apresentou a maior média de alteração dimensional, vindo a seguir os demais materiais que foram estatisticamente equivalentes entre si. Para o **grupo G2**, a resina New Truliner apresentou média estatisticamente equivalente à da resina Kooliner, que por sua vez, foi estatisticamente equivalente à resina Lucitone 550. Os menores valores médios de alteração dimensional foram obtidos com os materiais UfiGel Hard e Tokuso Rebase Fast, estatisticamente equivalentes entre si. No **grupo G3**, foi observado que a média de alteração dimensional da resina New Truliner foi estatisticamente maior que a da resina Tokuso Rebase Fast. As médias obtidas com as resinas Kooliner, Lucitone 550 e UfiGel Hard foram estatisticamente equivalentes tanto à média da resina New Truliner como à da resina Tokuso Rebase Fast. Para o **grupo G4**, a resina Lucitone 550 proporcionou a maior média de alteração dimensional, seguida pelas resinas New Truliner e Kooliner e, finalmente, pelas resinas UfiGel Hard e Tokuso Rebase Fast, as quais foram estatisticamente equivalentes entre si. No **grupo controle C1**, a média de alteração dimensional da resina UfiGel Hard foi estatisticamente maior que a da resina Tokuso Rebase Fast. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre as médias proporcionadas pelas resinas UfiGel Hard, New Truliner, Lucitone 550 e Kooliner. Da mesma forma, as médias das resinas New Truliner, Lucitone 550, Kooliner e Tokuso Rebase Fast foram estatisticamente equivalentes entre si. Os resultados do **grupo controle C2** evidenciam que não houve diferença estatisticamente significativa entre todos os materiais avaliados.

## 5.2 Avaliação da resistência de união

Na tabela B1 do apêndice B são apresentados os valores de resistência de união, em MPa, obtidos durante os testes de cisalhamento dos corpos-de-prova relativos aos grupos experimentais estudados. Da mesma forma como descrito para a variável estabilidade dimensional, inicialmente, foram avaliadas a homogeneidade de variâncias e a normalidade dos resíduos, pressuposições necessárias para a indicação da análise de variância. Para isso, foram utilizados os testes de Levene e de Kolmogorov-Smirnov com correção de Lilliefors, respectivamente, ambos ao nível de 1%. Com base nos resultados desses testes, os valores obtidos foram, então, submetidos à análise de variância de dois fatores, complementada pelo teste de Tukey, ambos ao nível de 5% de significância.

O sumário da análise de variância para estudar os efeitos dos grupos experimentais sobre a resistência de união é apresentado na tabela 3, assim como os valores de probabilidade p para avaliar a homogeneidade de variância e a normalidade dos resíduos, as quais são aceitáveis dentro dos critérios estabelecidos na metodologia. A interação entre os fatores foi altamente significativa ( $p < 0,001$ ), indicando que os efeitos dos grupos dependem dos materiais utilizados.

Tabela 3 - Sumário da análise de variância relativa à resistência de união (MPa)

<i>Fonte de variação</i>	<i>S. Q.</i>	<i>G. L.</i>	<i>Q. M.</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
Material (M)	3305,28	4	826,32	203,38	<0,001
Grupo (G)	193,85	5	38,77	9,54	<0,001
Interação M X G	528,00	20	26,40	6,50	<0,001
Resíduo	852,6	210	4,06		
Total	4879,73	239			

Homogeneidade de variâncias:  $p = 0,017$  (Levene)  
Normalidade dos resíduos:  $p = 0,053$  (Kolmogorov-Smirnov)

Para estudar a dependência dos materiais e grupos, as médias de resistência de união foram comparadas duas a duas pelo teste de Tukey, ao nível de 5% de significância. Os valores de probabilidade correspondentes a essas comparações estão nas tabelas B2 e B3 do apêndice B. Os resultados dessas comparações encontram-se na Tabela 4, que apresenta as médias de resistência de união.

Tabela 4 - Médias (M) e desvios padrão (DP) de resistência de união (MPa), de acordo com materiais e grupos experimentais

Material		G1	G2	G3	G4	C1	C2
Kooliner	M	8,84 <sup>CD<sub>a</sub></sup>	9,60 <sup>C<sub>a</sub></sup>	10,04 <sup>BC<sub>a</sub></sup>	11,40 <sup>C<sub>a</sub></sup>	8,44 <sup>C<sub>a</sub></sup>	8,42 <sup>C<sub>a</sub></sup>
	DP	1,39	1,52	1,39	1,67	2,46	2,75
Tokuso	M	11,56 <sup>BC<sub>bc</sub></sup>	12,93 <sup>BC<sub>ab</sub></sup>	9,95 <sup>BC<sub>bc</sub></sup>	15,54 <sup>AB<sub>a</sub></sup>	9,08 <sup>C<sub>c</sub></sup>	12,40 <sup>B<sub>ac</sub></sup>
	DP	2,32	2,39	1,39	1,69	2,45	2,02
Ufi Gel	M	13,21 <sup>B<sub>a</sub></sup>	14,44 <sup>AB<sub>a</sub></sup>	13,33 <sup>AB<sub>a</sub></sup>	13,14 <sup>BC<sub>a</sub></sup>	13,12 <sup>B<sub>a</sub></sup>	11,13 <sup>BC<sub>a</sub></sup>
	DP	1,91	1,81	1,87	1,44	2,22	1,60
New Truliner	M	7,29 <sup>D<sub>ab</sub></sup>	10,07 <sup>D<sub>ab</sub></sup>	6,54 <sup>C<sub>b</sub></sup>	10,93 <sup>C<sub>a</sub></sup>	7,98 <sup>C<sub>ab</sub></sup>	9,53 <sup>BC<sub>ab</sub></sup>
	DP	1,49	1,54	1,43	1,74	1,94	1,83
Lucitone 550	M	23,02 <sup>A<sub>a</sub></sup>	17,91 <sup>A<sub>c</sub></sup>	15,72 <sup>A<sub>c</sub></sup>	17,82 <sup>A<sub>c</sub></sup>	18,89 <sup>A<sub>bc</sub></sup>	21,74 <sup>A<sub>ab</sub></sup>
	DP	2,37	2,62	2,69	2,23	2,06	2,76

No sentido horizontal, letras minúsculas iguais indicam médias que não apresentam diferença significativa ao nível de 5%.

No sentido vertical, letras maiúsculas iguais indicam médias que não apresentam diferença significativa ao nível de 5%.

A avaliação das comparações de médias pode ser acompanhada pela observação da Figura 20.

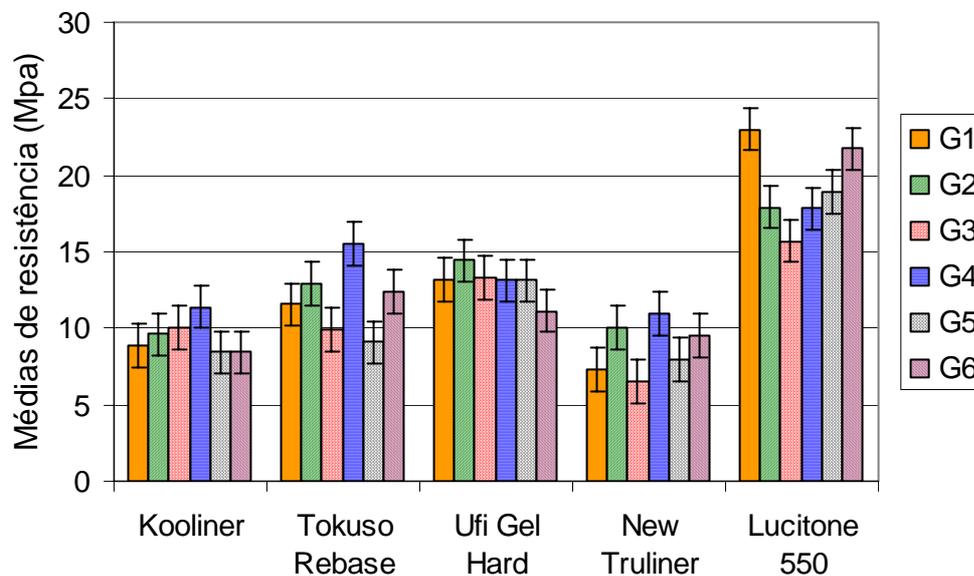


FIGURA 20 - Médias de resistência de união, em MPa, de acordo com materiais e grupos experimentais. (a barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para a média populacional).

Os resultados dos materiais **Kooliner** e **Ufi Gel Hard** revelaram não haver diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos avaliados. Para a resina **Tokuso Rebase Fast**, a média do grupo G4 foi estatisticamente superior às dos grupos G1, G3 e do controle C1, as quais foram estatisticamente equivalentes entre si e ao grupo controle C2. Não houve diferença significativa entre os grupos G2, G4 e C2. A média do grupo G2 foi também estatisticamente equivalente às dos grupos G1 e G3. A análise dos resultados da resina **New Truliner** evidencia que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos G3 e G4, sendo a média deste último significativamente menor. A análise revela, ainda, que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos grupos G1, G2, G4, C1 e C2, e entre as médias dos grupos G1, G2, G3, C1 e C2. Para a resina **Lucitone 550**, não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos G2, G3, G4 e o controle C1, que proporcionaram valores estatisticamente menores que o grupo G1. A média do grupo controle C2 foi estatisticamente equivalente tanto à média do grupo G1 quanto à do grupo

controle C1. Houve diferença significativa entre os grupos G1 e C1, tendo sido o maior valor observado para o grupo G1.

A comparação entre materiais em cada grupo avaliado demonstra que, para o **grupo G1**, a maior média de resistência de união foi obtida com a resina Lucitone 550. Entre os materiais reembasadores imediatos, a média obtida com a resina UfiGel Hard foi estatisticamente equivalente à da resina Tokuso Rebase Fast e superior às dos materiais Kooliner e New Truliner, os quais foram estatisticamente equivalentes entre si. Também não houve diferença significativa entre os materiais Kooliner e Tokuso Rebase Fast. Para o **grupo G2**, as médias das resinas Lucitone 550 e UfiGel Hard foram estatisticamente equivalentes entre si e superiores às dos materiais Kooliner e New Truliner. A média proporcionada pelo material Tokuso Rebase Fast não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparada àquelas obtidas com os materiais UfiGel Hard, Kooliner e New Truliner. Os valores do **grupo G3** demonstram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as resinas Lucitone 550 e UfiGel Hard, as quais foram superiores ao material New Truliner, o qual por sua vez, foi estatisticamente equivalente aos materiais Kooliner e Tokuso Rebase Fast. A análise do **grupo G3** revela, ainda, que as médias dos materiais Kooliner, Tokuso Rebase Fast e UfiGel Hard foram estatisticamente equivalentes entre si. Os resultados do **grupo G4** indicam que a resina New Truliner, novamente, apresentou média estatisticamente menor que a do material Lucitone 550, o qual foi estatisticamente equivalente a resina Tokuso Rebase Fast. Indicam, ainda, que não houve diferenças estatisticamente significantes entre as médias obtidas com as resinas New Truliner, Kooliner e UfiGel Hard, o mesmo ocorrendo entre as médias proporcionadas pelos materiais Tokuso Rebase Fast e UfiGel Hard. No **grupo controle C1**, a maior média foi observada para a resina Lucitone 550, vindo a seguir a média da resina UfiGel Hard e, finalmente as médias dos materiais Tokuso Rebase Fast, Kooliner e New Truliner que foram estatisticamente equivalentes entre si. A resina Lucitone 550 mantém sua superioridade em relação aos reembasadores imediatos **no grupo controle C2**. Para este grupo também foi observado que a média do material Tokuso Rebase

Fast foi estatisticamente maior que a do material Kooliner. Foi observado, ainda, que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as médias das resinas Tokuso Rebase Fast, UfiGel Hard e New Truliner, e entre as médias dos materiais UfiGel Hard, New Truliner e Kooliner.

### 5.3 Microscopia eletrônica de varredura

Após os corpos-de-prova terem sido submetidos ao teste mecânico de cisalhamento, as superfícies das fraturas foram analisadas, por meio de microscopia eletrônica de varredura e analisador de imagens, classificando-se o tipo de falha ocorrida na interface resina de base / material reembasador de acordo com a área da superfície de união que permanecia recoberta por material reembasador: adesiva (A) – 0%; coesiva (C) – 100%. A falha foi considerada mista (M) quando o material reembasador era visualizado recobrindo somente parte da área da superfície de união (entre 1% e 99%). Os resultados dessas análises encontram-se nas Tabelas 5 e 6.

Para cada material reembasador, foi selecionada a imagem microscópica que melhor representasse o tipo de falha predominantemente observada na interface de união entre as duas resinas, nos diversos tratamentos realizados. Essas imagens estão apresentadas nas Figuras 21 a 30.

Tabela 5 - Tipos de falhas observadas para os materiais Kooliner, Tokuso Rebase e UfiGel Hard e os diversos tratamentos

Material	Corpos-de-prova	Tratamentos					
		G1	G2	G3	G4	G5	G6
Kooliner	1	77,94% (M)	84,44% (M)	0,00% (A)	92,60% (M)	24,24 % (M)	0,00% (A)
	2	18,24% (M)	100,00% (C)	31,37% (M)	100,00% (C)	18,73% (M)	0,00% (A)
	3	9,38% (M)	93,28% (M)	38,94% (M)	100,00% (C)	58,22% (M)	7,66% (M)
	4	19,08% (M)	100,00% (C)	27,19% (M)	94,03% (M)	25,37% (M)	0,00% (A)
	5	36,77% (M)	88,44% (M)	10,87% (M)	89,13% (M)	16,71% (M)	0,00% (A)
	6	30,26% (M)	88,62% (M)	35,10% (M)	83,07% (M)	49,71% (M)	0,00% (A)
	7	27,36% (M)	100,00% (C)	16,45% (M)	93,32% (M)	35,78% (M)	0,00% (A)
	8	49,31% (M)	100,00% (C)	8,33% (M)	97,10% (M)	31,71% (M)	0,00% (A)
Tokuso Rebase	1	0,00% (A)	6,39% (M)	40,01% (M)	9,71% (M)	0,00% (A)	16,20% (M)
	2	13,25% (M)	9,04% (M)	12,51% (M)	74,13% (M)	0,00% (A)	0,00% (A)
	3	0,00% (A)	0,00% (A)	26,56% (M)	76,79% (M)	100,00% (C)	0,00% (A)
	4	0,00% (A)	73,37% (M)	99,78% (M)	28,40% (M)	0,00% (A)	0,00% (A)
	5	0,00% (A)	28,84% (M)	44,08% (M)	0,00% (A)	5,39% (M)	0,00% (A)
	6	0,00% (A)	4,64% (M)	0,00% (A)	24,70% (M)	100,00% (C)	0,00% (A)
	7	41,76% (M)	27,76% (M)	23,07% (M)	8,22% (M)	0,00% (A)	0,00% (A)
	8	11,57% (M)	13,18% (M)	28,77% (M)	5,58% (M)	33,79% (M)	0,00% (A)
UfiGel Hard	1	100,00% (C)	100,00% (C)	94,63% (M)	100,00% (C)	87,86% (M)	100,00% (C)
	2	82,58% (M)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	84,73% (M)	100,00% (C)
	3	100,00% (C)	100,00% (C)	94,33% (M)	100,00% (C)	100,00% (C)	0,00% (A)
	4	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	47,57% (M)
	5	100,00% (C)	100,00% (C)	85,87% (M)	100,00% (C)	91,65% (M)	100,00% (C)
	6	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	70,64% (M)	100,00% (C)
	7	80,54% (M)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	80,91% (M)	72,65% (M)
	8	94,73% (M)	100,00% (C)	92,01% (M)	100,00% (C)	77,84% (M)	53,05% (M)

(A) – Adesiva; (C) – Coesiva; (M) – Mista

Tabela 6 - Tipos de falhas observadas para os materiais New Truliner e Lucitone 550 e os diversos tratamentos

Material	Corpos-de-prova	Tratamentos					
		G1	G2	G3	G4	G5	G6
New Truliner	1	0,00% (A)	93,05% (M)	0,00% (A)	56,63% (M)	44,29% (M)	0,00% (A)
	2	36,50% (M)	100,00% (C)	49,60% (M)	41,55% (M)	0,00% (A)	0,00% (A)
	3	46,24% (M)	62,24% (M)	89,31% (M)	36,34% (M)	38,48% (M)	0,00% (A)
	4	55,72% (M)	38,08% (M)	39,80% (M)	18,92% (M)	54,79% (M)	0,00% (A)
	5	41,38% (M)	85,06% (M)	52,52% (M)	57,18% (M)	19,99% (M)	12,37% (M)
	6	24,31% (M)	20,95% (M)	40,96% (M)	35,64% (M)	0,00% (A)	4,13% (M)
	7	37,05% (M)	83,22% (M)	0,00% (A)	58,80% (M)	21,24% (M)	11,09% (M)
	8	51,06% (M)	74,92% (M)	0,00% (A)	27,31% (M)	6,23% (M)	16,05% (M)
Lucitone 550	1	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)
	2	100,00% (C)	100,00% (C)	68,95% (M)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)
	3	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)
	4	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)
	5	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	50,19% (M)	100,00% (C)	100,00% (C)
	6	100,00% (C)	100,00% (C)	69,10% (M)	61,50% (M)	100,00% (C)	100,00% (C)
	7	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)	71,28% (M)	100,00% (C)	100,00% (C)
	8	100,00% (C)	100,00% (C)	72,02% (M)	100,00% (C)	100,00% (C)	100,00% (C)

(A) - Adesiva; (C) – Coesiva; (M) – Mista

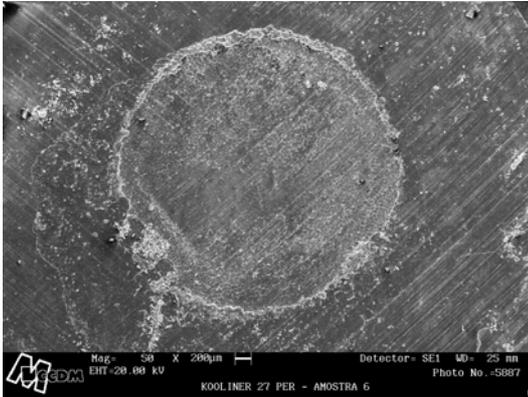


FIGURA 21 - Kooliner - (50x)  
G1: Falha Mista.

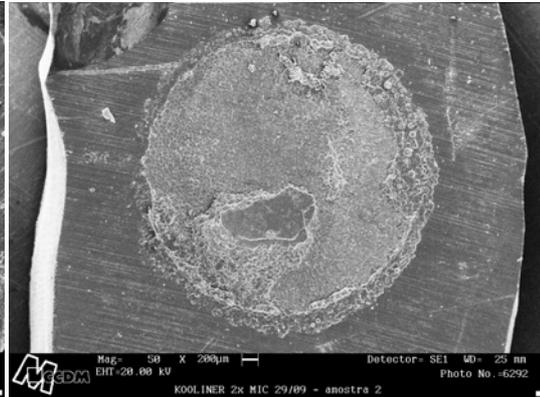


FIGURA 22 - Kooliner - (50x)  
G2: Falha Coesiva.

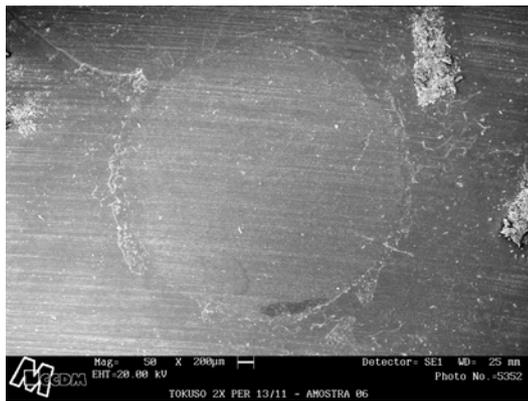


FIGURA 23 – Tokuso Rebase – (50x)  
G1: Falha Adesiva.

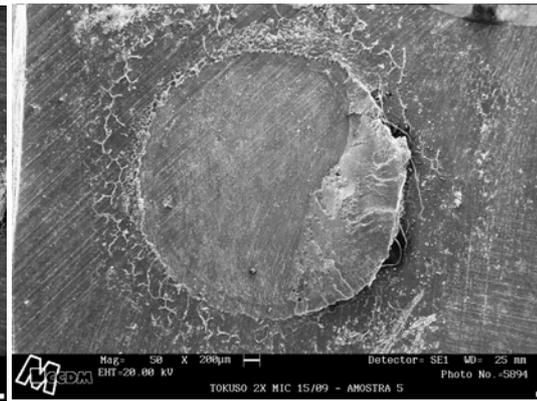


FIGURA 24 – Tokuso Rebase - (50x)  
G2: Falha Mista.

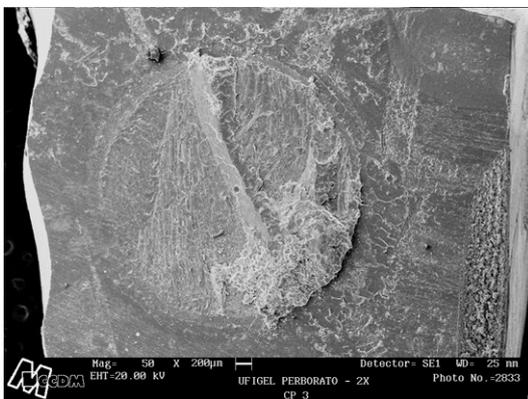


FIGURA 25 – Ufi Gel Hard - (50x)  
G1: Falha Coesiva.

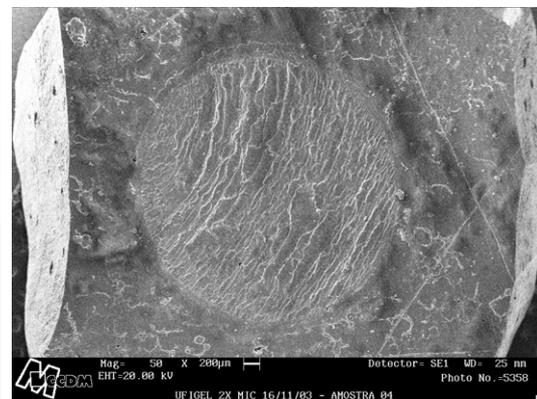


FIGURA 26 – Ufi Gel Hard - (50x)  
G2: Falha Coesiva.

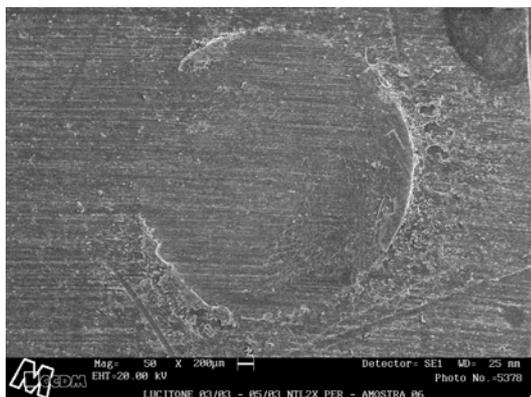


FIGURA 27– New Truliner - (50x)  
G1: Falha Mista.

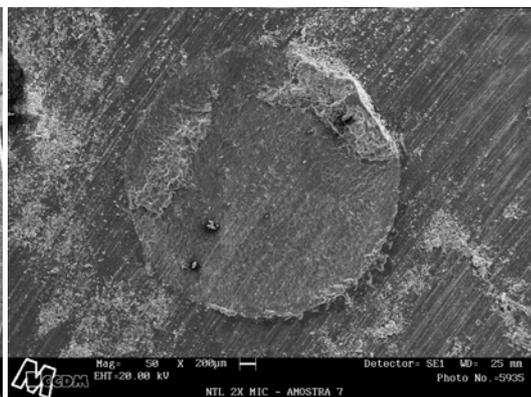


FIGURA 28– New Truliner - (50x)  
G2: Falha Mista.

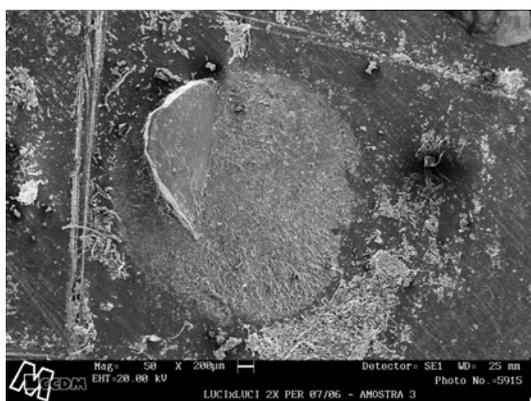


FIGURA 29– Lucitone 550 - (50x)  
G1: Falha Coesiva.

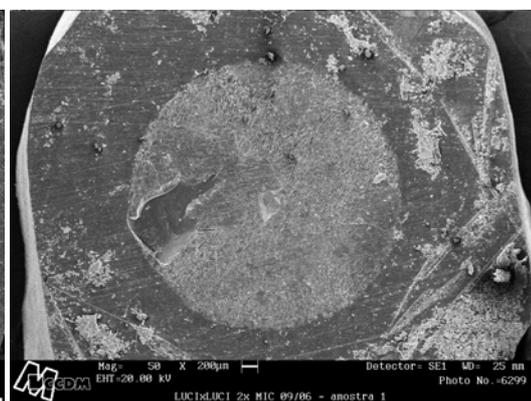


FIGURA 30– Lucitone 550 - (50x)  
G2: Falha Coesiva.

## ***6 Discussão***

### **6.1 Estabilidade dimensional**

Estudos anteriores demonstraram que a imersão em solução de perborato de sódio<sup>75</sup> e a irradiação por microondas<sup>70</sup> apresentaram efetividade na inativação dos microrganismos presentes nas próteses removíveis, totais ou parciais. Entretanto, para que esses métodos de desinfecção possam ser recomendados, é necessário avaliar os possíveis efeitos sobre as propriedades dos materiais que compõem essas próteses. Dessa forma, no presente estudo, foi avaliada a estabilidade dimensional de quatro resinas indicadas para reembasamento imediato e uma resina para base de prótese, quando submetidas aos dois métodos de desinfecção propostos. Essa propriedade foi selecionada por sua influência na adaptação entre as bases das próteses e o rebordo residual. Uma prótese que reproduz de maneira exata os tecidos de suporte pode assegurar, durante a utilização clínica, uma distribuição de forças uniforme e por uma maior área superficial possível.<sup>118</sup> Além disso, a distância entre as bases e os tecidos de suporte é um dos principais fatores na retenção e no controle da quantidade de força necessária para o deslocamento da prótese.<sup>105</sup> Por outro lado, a alteração na adaptação da base pode ser uma das causas da reabsorção do rebordo residual<sup>33</sup> e, indiretamente, ser responsável pela diminuição na retenção e estabilidade da prótese.<sup>24, 33, 105</sup> As alterações dimensionais das resinas acrílicas, utilizadas na confecção ou no reembasamento das bases das próteses, também resultam na necessidade de procedimentos para se corrigir a adaptação e a função dessas próteses, tais como o ajuste de áreas de compressão na superfície interna da base e a correção de discrepâncias oclusais.<sup>18,57</sup>

Vários métodos têm sido utilizados para a avaliação da alteração dimensional de resinas utilizadas para a confecção e o reembasamento de bases de próteses, entre os quais podemos citar a mensuração da distância intermolar,<sup>12,24,62,79,116,117</sup> as variações na altura do pino incisal no articulador,<sup>40,116</sup> desajuste na região do palato,<sup>24,25,37,38,93,98,105</sup> mensuração entre pontos de

referência, os quais podem estar localizados em modelos que simulam arcos desdentados<sup>12,18,33,40,47,48,57,79,112</sup> ou em padrões, que apresentam forma retangular,<sup>2,92,119</sup> ou circular,<sup>26,65</sup> tendo sido este último método utilizado, no presente estudo, para se avaliar a alteração dimensional linear nas condições experimentais estabelecidas.

Os resultados revelaram que todas as leituras entre os pontos de referência dos corpos-de-prova do grupo controle 1 (**C1**), que foram realizadas após a polimerização das resinas para reembasamento **Kooliner**, **New Truliner**, **Tokuso Rebase Fast** e **Ufigel Hard** e após o armazenamento em água a 37° C por 48 horas da resina para base de prótese **Lucitone 550**, proporcionaram valores menores que aqueles obtidos quando da leitura da matriz (Tabela 2 e Figura 19). A polimerização das resinas acrílicas ocorre por meio de reação de adição, na qual as moléculas de monômero se unem para formar o polímero.<sup>32,109,112</sup> Durante essa reação, as resinas acrílicas apresentam uma alteração dimensional denominada de contração de polimerização, a qual tem sido demonstrada nos estudos que avaliaram a estabilidade dimensional de resinas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis.<sup>2,18,24,26,44,47,48,68,78,79,105,116</sup> Dessa forma, as diferenças observadas no presente estudo, entre as dimensões dos corpos-de-prova do grupo **C1** e as da matriz, evidenciaram que todas as resinas avaliadas apresentaram contração durante a polimerização estando, portanto, de acordo com os autores citados.

A análise dos materiais, nos diversos grupos avaliados, evidenciou que as resinas **Kooliner** e **Lucitone 550**, quando submetidas a 2 ciclos de desinfecção por meio da imersão em solução de perborato de sódio (**G1**) apresentaram alterações dimensionais lineares estatisticamente equivalentes àquelas verificadas para o grupo **C1**. Resultados semelhantes foram observados quando os grupos submetidos a 7 ciclos sucessivos por meio da imersão em solução de perborato de sódio (**G3**) foram comparados àqueles imersos somente em água a 37°C por 7 dias (controle 2 - **C2**). Tem sido demonstrado que, ao final da reação de polimerização das resinas acrílicas, uma certa quantidade de monômero residual permanece no material polimerizado.<sup>32,36,41,51,56,58,88,89,90,109,110</sup>

Lamb et al.<sup>56</sup> demonstraram que, além de monômero residual, radicais ativos de longa duração foram detectados em uma resina autopolimerizável convencional, por período de até 40 dias após a reação de polimerização inicial. Os autores também demonstraram que houve redução significativa no conteúdo de monômero residual, a qual foi influenciada pela temperatura de armazenagem da resina. O conteúdo de monômero residual foi reduzido para níveis não detectáveis após 25 dias à 37°C e após 6 dias à 50°C. Segundo os autores, a redução nos níveis de monômero residual ocorreu devido à polimerização continuada nos locais dos radicais ativos. Durante a armazenagem em temperaturas mais altas, as moléculas de monômero se difundiram mais rapidamente até esses locais, resultando na diminuição dos níveis de monômero. Tsuchiya et al.<sup>107</sup> avaliaram a liberação de monômero residual e a citotoxicidade de três resinas convencionais à base de metil metacrilato utilizadas para confecção base de prótese: uma autopolimerizável, uma termopolimerizável e uma polimerizada por microondas. Os resultados indicaram uma redução significativa na concentração de monômero residual após imersão dos materiais em água por uma hora em água aquecida a 50° C. Por outro lado, o estudo de Robinson et al.<sup>85</sup> evidenciou que a imersão de resinas convencionais à base de metil metacrilato, termopolimerizáveis e autopolimerizável, em solução de peróxido à temperatura de 50° C, simulando vários ciclos de limpeza de prótese, não apresentou efeito significativo na resistência à flexão. Entretanto, uma das resinas termopolimerizáveis e a resina autopolimerizável apresentaram valores de resistência à flexão significativamente maiores após terem sido imersas em água a 95° C. Esse resultado foi relacionado pelos autores com possível aumento no grau de polimerização desses materiais, proporcionado pela alta temperatura. Assim, com base nessas informações, podemos supor que, para as resinas **Kooliner** e **Lucitone 550**, o aquecimento proporcionado durante a desinfecção por meio da imersão em solução de peróxido alcalino à temperatura de 50°C, associado ao curto período de imersão (10 minutos), não tenham sido suficientes para induzir uma reação de polimerização adicional. Conseqüentemente, nenhum aumento significativo na contração foi observado, com médias equivalentes entre os grupos submetidos a esse método de

desinfecção (**G1** e **G3**) e os respectivos controles (**C1** e **C2**). Além disso, as alterações dimensionais desses grupos (**G1**, **G3**, **C1** e **C2**), para as duas resinas, situaram-se dentro do intervalo de 0,2 a 0,5% comumente observados após a polimerização de resinas acrílicas convencionais autopolimerizáveis e termopolimerizáveis, à base de metil metacrilato.<sup>18,24,26,33,48,57,63,77,116</sup> Esses resultados sugerem que a desinfecção por meio da imersão em solução de perborato de sódio não apresentou efeito adverso sobre a estabilidade dimensional desses materiais.

Diferentemente das resinas **Kooliner** e **Lucitone 550**, a resina **New Truliner**, quando submetida a 2 ciclos de desinfecção por meio da imersão em solução de perborato de sódio (**G1**), apresentou alteração dimensional linear estatisticamente superior àquela verificada na leitura realizada após a polimerização dos corpos-de-prova (**C1**). Alguns fatores podem ter contribuído para esse comportamento. O primeiro seria também relacionado ao conteúdo de monômero residual. Tem sido demonstrado que nas resinas autopolimerizáveis, esse conteúdo é maior que nas termopolimerizáveis.<sup>36,88,90,109,110</sup> Tem sido demonstrado, ainda, que esse conteúdo é maior nas resinas que utilizam proporção pó-líquido menor.<sup>53</sup> Tendo em vista que a resina **New Truliner** é autopolimerizável e a proporção pó-líquido recomendada pelo fabricante é menor que aquelas utilizadas para os demais materiais reembasadores imediatos avaliados, provavelmente, seu conteúdo de monômero residual seja maior. Dessa forma, podemos supor que o aquecimento da resina, por meio da imersão na solução de peróxido alcalino a 50°C, logo após sua polimerização, quando os níveis de monômero residual e de radicais livres são mais altos,<sup>56,107,109</sup> tenha induzido uma conversão adicional desse monômero residual em polímero, resultando em contração. Um outro fator que pode estar relacionado com a contração observada para os corpos-de-prova do grupo **G1** seria a composição da resina **New Truliner**. Esse material apresenta componentes similares aos da resina **Kooliner**, sendo o pó à base de polietil metacrilato e o líquido à base de isobutil metacrilato. Entretanto, a resina **New Truliner** apresenta ainda o plastificante n-dibutil ftalato.<sup>6</sup> De acordo com Arima et al.<sup>6</sup>, esse plastificante

pode preencher as microcavidades no interior da resina e diminuir a absorção de água. A difusão da água, provavelmente, ocorre entre as macromoléculas do polímero, as quais são forçadas a se afastar ligeiramente.<sup>84, 101</sup> Os estudos sobre estabilidade dimensional de resinas acrílicas para base e para reembasamento têm demonstrado que a água absorvida pelas resinas promove uma expansão que pode compensar, ainda que parcialmente, a contração que acompanha a reação de polimerização.<sup>2,18,24,33,47,57,84</sup> Dessa forma, a menor absorção de água da resina **New Truliner**, associada ao curto período em que os corpos-de-prova do grupo **G1** ficaram imersos, poderiam explicar o aumento na contração verificado para esse grupo. Apesar da maior contração proporcionada pelos 2 ciclos de desinfecção por imersão na solução de peróxido alcalino para a resina **New Truliner**, a utilização sucessiva desse procedimento não resultou em aumento progressivo da alteração dimensional, tendo em vista a equivalência entre as médias dos grupos **G1** e **G3** (Tabela 2 e Figura 19). Além disso, a média de alteração dimensional linear após 7 ciclos de desinfecção (**G3**) foi equivalente àquela observada após 7 dias de imersão em água somente (**C2**). Uma possível explicação para esses resultados seria que a imersão dos corpos-de-prova por período de 7 dias tenha proporcionado tempo suficiente para a absorção de maior quantidade de moléculas de água, de tal forma que parte da contração foi compensada. Embora algumas diferenças estatisticamente significativas tenham sido observadas e o valor de porcentagem de contração do grupo **G3** ter sido ligeiramente superior aos 0,2 a 0,5%, comumente observados após a polimerização de resinas acrílicas convencionais,<sup>18,24,26,33,48,57,65,77,116</sup> parece-nos correto considerar que a desinfecção por meio da imersão na solução de peróxido alcalino também não afetou, negativamente, a estabilidade dimensional da resina **New Truliner**.

A análise dos resultados relativos à desinfecção em microondas demonstra que o efeito desse método sobre a estabilidade das resinas **Kooliner**, **New Truliner** e **Lucitone 550** foi mais acentuado. Os corpos-de-prova submetidos a 2 ciclos de desinfecção (**G2**) apresentaram maiores médias de alteração dimensional linear, quando comparados com os valores obtidos no grupo

**C1** (leitura imediata para as resinas **Kooliner** e **New Truliner** e após 48 horas em água a 37 °C para a resina termopolimerizável **Lucitone 550**). Durante a irradiação, a energia de microondas é absorvida pelo objeto irradiado e instantaneamente transformada em calor (aquecimento dielétrico).<sup>54</sup> A diferença entre o aquecimento convencional por condução e o aquecimento dielétrico é que, neste último método, tanto a parte interna como externa do objeto são aquecidas uniformemente e a temperatura aumenta mais rapidamente.<sup>112</sup> A energia de microondas não depende da condutividade térmica sendo, portanto, um método mais eficiente para o aquecimento de materiais como as resinas acrílicas.<sup>112</sup> As moléculas de metil metacrilato são capazes de se orientar no campo eletromagnético das microondas e, a uma frequência de 2450 MHz, utilizada pelos fornos de microondas domésticos, alteram sua direção aproximadamente 5 bilhões de vezes por segundo. Conseqüentemente, numerosas colisões moleculares ocorrem causando rápido aquecimento.<sup>32</sup> No método convencional de polimerização, as moléculas se movem por meio de choques térmicos que recebem de outras moléculas, sendo, portanto, movimentadas passivamente e seu movimento é conseqüência do calor externo. Na polimerização por microondas, as moléculas de monômero são positivamente movimentadas pela alta frequência do campo eletromagnético e, assim, o calor é conseqüência dessa movimentação.<sup>32</sup> Os resultados de Blagojevic e Murphy,<sup>15</sup> Yunus et al.<sup>120</sup> e de Nunes de Mello et al.<sup>72</sup> demonstraram que a irradiação por microondas, após a polimerização química, reduziu, significativamente, o conteúdo de monômero residual de resinas autopolimerizáveis convencionais. Dessa forma, podemos supor que, durante a desinfecção, as microondas proporcionaram aumento na mobilidade das moléculas de monômero residual presentes nas resinas **Kooliner**, **New Truliner** e **Lucitone 550**, as quais, conforme relatado por Lamb et al.,<sup>56</sup> foram capazes de se difundir até os locais dos radicais ativos remanescentes na estrutura polimérica, proporcionando a conversão adicional de monômero em polímero e conseqüente contração dos materiais. De acordo com Dyer e Howlett,<sup>37</sup> durante reparos de bases de prótese realizados com resina para microondas, a irradiação das resinas

polimerizadas, com potência de 500W e tempo de 2 minutos, ocasionou distorção adicional significativa.

Alguns estudos também avaliaram o efeito da desinfecção por meio da irradiação por microondas sobre a estabilidade dimensional de resinas acrílicas para base de prótese. Rohrer e Bulard,<sup>86</sup> relataram que não foram observadas alterações dimensionais para as próteses expostas às microondas a uma potência de 720 W por até 16 minutos. Resultados semelhantes foram obtidos por Burns et al.<sup>20</sup> que verificaram que as resinas acrílicas avaliadas, após irradiação por 15 minutos em potência máxima, apresentaram pequena alteração dimensional (de 0,02 % a 0,03 %) que não foi considerada clinicamente significativa. Polyzois et al.<sup>77</sup> compararam o efeito dos métodos de desinfecção por meio de imersão em glutaraldeído e irradiação por microondas (500 W por 3 ou 15 min) na estabilidade dimensional de uma resina para base de prótese. Os resultados revelaram que os procedimentos de desinfecção testados promoveram alterações dimensionais lineares, consideradas não significantes clinicamente. Thomas e Webb<sup>113</sup> observaram que a irradiação de próteses totais superiores por 10 minutos e potência de 650W causou alterações dimensionais, provavelmente, significantes clinicamente. Entretanto, a irradiação à potência de 350 W por 6 minutos não resultaria em alterações dimensionais com implicação clínica. Esses estudos demonstraram que, em geral, a desinfecção por meio da irradiação por microondas, diferentemente dos nossos resultados, não ocasionou alterações dimensionais consideradas significativas. Uma possível explicação para essa diferença pode estar relacionada à condição em que a desinfecção foi realizada, tendo sido os materiais irradiados a seco nos estudos citados, enquanto, na presente pesquisa, esse procedimento foi efetuado com as resinas imersas em água. Durante a irradiação, foi observado que a água atingia a temperatura de ebulição (100 °C) após, aproximadamente, 1 minuto e 30 segundos. Dessa forma, além do efeito das microondas, atuando diretamente sobre as moléculas de monômero residual, houve também o aquecimento convencional, por condução do calor do meio circundante para as resinas. Inoue et al.<sup>49</sup> analisaram o efeito de um tratamento térmico sobre o conteúdo de monômero residual de resinas acrílicas

termopolimerizáveis e autopolimerizáveis e verificaram redução significativa desse conteúdo após o aquecimento (100°C por 1 h). Resultados similares foram observados Shim e Watts<sup>96</sup> ao analisarem a concentração do monômero residual em resinas acrílicas para bases de próteses, após terem sido submetidas a ciclos adicionais de polimerização (100°C por 2 h). Beech<sup>13</sup> avaliou o efeito do aquecimento sobre o peso molecular de resina previamente polimerizada. Para isso, corpos-de-prova foram quimicamente polimerizados e, após uma semana, submetidos ao aquecimento a 100°C por 2 h. O autor verificou aumento de 5 % de polímero com peso molecular abaixo de  $10^5$ , sugerindo que o monômero residual foi convertido em polímero com baixo peso molecular, por meio do aumento da temperatura. Robinson et al.<sup>85</sup> avaliaram o efeito de diferentes métodos de imersão para limpeza de prótese sobre a alteração de cor e resistência à flexão de resinas convencionais à base de metil metacrilato, termopolimerizáveis e autopolimerizável e observaram aumento significativo de resistência à flexão após terem sido imersas em água a 95°C. Esse resultado foi relacionado pelos autores com possível aumento no grau de polimerização desses materiais, proporcionado pela alta temperatura. Assim, podemos supor que o aquecimento das resinas à temperatura de 100°C durante a desinfecção por microondas pode também ter induzido reação de polimerização continuada, resultando na maior contração observada para os corpos-de-prova das resinas **Kooliner**, **New Truliner** e **Lucitone 550**, no grupo **G2**. Resultados semelhantes foram relatados por Al-Hanbali et al.<sup>1</sup> que avaliaram as possíveis alterações dimensionais que ocorrem quando as resinas são submetidas a um segundo ciclo de polimerização, dentre os quais o ciclo curto (100°C por 20 min), e verificaram que esse procedimento proporcionou alterações dimensionais adicionais nas bases de próteses. Da mesma forma, Lorton e Phillips<sup>62</sup> ao analisarem a temperatura necessária para induzir distorção em resina termopolimerizável relataram que a distorção, avaliada pela adaptação da prótese ao modelo, não foi observada até que a temperatura utilizada fosse de 100°C. Das nove próteses aquecidas a 100°C por 2 minutos, 6 apresentaram contração na distância entre molares variando de 0,04% a 1,14%. Quando o aquecimento a 100°C foi por 6 minutos, 3 das nove próteses

apresentaram contração na distância entre molares variando entre 0,39% a 1,22%. Com base nessas considerações, podemos supor que, durante a desinfecção por microondas, os efeitos do aquecimento proporcionado pela água em ebulição e pela movimentação das moléculas, se somaram e, dessa forma, as alterações dimensionais lineares observadas nesse método foram, em geral, maiores que àquelas resultantes da desinfecção por imersão em solução de peróxido alcalino.

Um outro aspecto que pode ter contribuído para o aumento na alteração dimensional linear (contração) das resinas **Kooliner**, **New truliner** e **Lucitone 550**, quando submetidas à desinfecção em microondas, ainda estaria relacionado ao fato desses materiais terem sido irradiados imersos em água. Lee et al.<sup>58</sup> demonstraram que, quando a polimerização de uma resina autopolimerizável era efetuada com os corpos-de-prova imersos em água aquecida a 50° C por 15 min, houve uma redução significativa do conteúdo de monômero residual e aumento da dureza, em comparação com a polimerização a temperatura ambiente. Os autores relataram que a elevação da temperatura promove o aumento da mobilidade das moléculas de monômero e radicais livres, proporcionando maior grau de conversão do monômero em polímero. Entretanto, o mesmo efeito não foi observado quando o material era polimerizado nesta temperatura, porém, em contato direto com o ar. Segundo os autores, o oxigênio presente no ar compete com as moléculas de monômero, reagindo com os radicais livres e, portanto, inibindo a reação de polimerização. Os autores relataram ainda que, durante o período relativamente curto de polimerização (15 min), o ar aquecido proporcionava um aquecimento menor dos corpos-de-prova. Além disso, a água aquecida não é somente um condutor térmico, mas também uma barreira ao oxigênio, tendo em vista que o conteúdo de oxigênio na água é significativamente menor que no ar. Assim, podemos supor que a imersão das resinas em água durante a irradiação, tenha proporcionado condições mais favoráveis para que a reação continuada do monômero residual, a qual se refletiu na maior contração após a desinfecção por microondas.

Conforme ressaltado anteriormente, o conteúdo de monômero residual nas resinas polimerizadas pelo calor, usualmente é menor que aquele

verificado para as resinas quimicamente ativadas.<sup>36,88,90,109,110</sup> Entretanto, a análise dos resultados de grupo **G2** revela que, apesar da resina **Lucitone 550** ser termopolimerizável, a irradiação por microondas resultou em aumento significativo na alteração dimensional linear. O estudo de Harrison e Huggett<sup>41</sup> avaliou 23 resinas termopolimerizáveis e 11 diferentes métodos de processamento, que incluíam ciclos de polimerização longos, reversos e curtos. Os resultados demonstraram alta variação (0,56 % a 18,46 %) entre os níveis de monômero residual produzidos pelos diferentes métodos de polimerização, tendo sido observado que a inclusão de um período terminal em água em ebulição esta variação foi amplamente reduzida, produzindo níveis de monômero residual entre 0,54 % e 1,08 %. Resultados similares foram obtidos por Jagger<sup>51</sup> que demonstrou que a conversão de monômero em polímero é altamente favorecida pelo aumento da temperatura final de polimerização de 70°C para 100°C, com redução no nível de monômero residual de 2,08% para 0,69%. Entretanto, também tem sido observado que esse período em água em ebulição deve ser de pelo menos 1 hora para assegurar a conversão máxima de monômero em polímero.<sup>47,110</sup>

Dessa forma, tendo em vista que o período em água em ebulição utilizado no presente estudo para a polimerização da resina **Lucitone 550** foi de somente 30 minutos, seguindo-se as recomendações do fabricante, é possível que a quantidade de monômero residual presente nos corpos-de-prova polimerizados tenha sido suficiente para causar aumento significativo no grau de conversão durante a desinfecção por microondas. O método de processamento da resina **Lucitone 550** também pode ter contribuído para esses resultados. De acordo com Pow et al.<sup>79</sup> e Woelfel et al.<sup>117</sup> durante o processamento, as resinas termopolimerizáveis são aquecidas além da sua temperatura de transição vítrea. Ao final da polimerização, poucas tensões são armazenadas na resina durante o resfriamento da temperatura máxima até a temperatura de transição vítrea, devido à resina apresentar-se relativamente flexível. Entretanto, abaixo dessa temperatura, o material torna-se mais rígido e à medida que esfria até a temperatura ambiente, tensões são induzidas devido à diferença na velocidade de contração da resina e do gesso. Quando a prótese é submetida a um novo

aquecimento, alteração dimensional adicional do arco é esperada, devido à liberação da tensão estabelecida durante a primeira polimerização. Assim, podemos supor que as alterações dimensionais lineares observadas para a resina **Lucitone 550**, durante o aquecimento proporcionado pelo método de desinfecção por microondas, podem também ter sido causadas por liberação das tensões induzidas durante seu processamento.

A análise dos resultados revela, ainda, que quando os corpos-de-prova da resina **Kooliner** foram submetidos a 7 ciclos de desinfecção em microondas (**G4**), a média de alteração dimensional foi inferior àquela observada para o grupo **G2** e estatisticamente equivalente àquela obtida para os corpos-de-prova armazenados somente em água por 7 dias (**C2**). Por outro lado, para a resina **Lucitone 550**, foi verificado que a média relativa ao grupo **G4** foi estatisticamente superior tanto àquela proporcionada por 2 ciclos (**G2**) como àquela observada após armazenagem em água por 7 dias (**C2**). Esses dados demonstram que, para esse material, a irradiação sucessiva resultou em aumento na contração, fato não observado para a resina **Kooliner**. Essa diferença no comportamento poderia estar relacionada à composição dos materiais. A resina **Kooliner** não apresenta agente de ligação cruzada enquanto a resina **Lucitone 550** possui etileno glicol dimetacrilato. Arima et al.<sup>6</sup> verificaram que a presença desses agentes resultou em menor absorção de água. Os corpos-de-prova do grupo **G4** foram irradiados diariamente por 7 dias, sendo mantidos em água entre as irradiações. Assim, durante esse período, provavelmente, a resina **Kooliner** absorveu maior quantidade de água que a resina **Lucitone 550**, compensando, parcialmente, a contração causada pelas irradiações sucessivas em microondas.

Para a resina **New Truliner**, a comparação entre os grupos **G2** e **G4** evidencia que as médias desses dois grupos foram estatisticamente equivalentes entre si, indicando que a irradiação sucessiva não resultou em aumento da contração. Provavelmente, grande parte do monômero residual tenha sido convertido em polímero, durante as irradiações iniciais e, dessa forma, não houve efeito significativo na alteração dimensional linear durante as desinfecções realizadas posteriormente. A análise da resina **New Truliner** revela, ainda, que as

médias dos grupos **G2** e **G4** foram maiores que àquela verificada para o grupo **C2**. Conforme relatado anteriormente, o plastificante n-dibutil ftalato, presente neste material, talvez tenha diminuído a absorção de água que poderia compensar a contração causada pela desinfecção.

Os resultados revelaram que as resinas **UfiGel Hard** e **Tokuso Rebase Fast** não foram influenciadas pelos métodos de desinfecção, tendo em vista que as médias de alteração dimensional linear de todos os grupos avaliados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes (Tabela 2 e Figura 19). Foi observado ainda, que, para esses dois materiais, as médias de alteração dimensional obtidas situaram-se dentro do intervalo 0,2 a 0,5%, usualmente observados após a polimerização de resinas acrílicas convencionais.<sup>18,24,26,33,48,57,65,78,116</sup>

A maior estabilidade dimensional das resinas **Ufigel Hard** e **Tokuso Rebase Fast** em relação aos demais materiais avaliados pode estar relacionada às diferenças na composição do líquido. As resinas **Kooliner** e **New Truliner** apresentam somente o monômero monofuncional isobutil metacrilato, sem agente de ligação cruzada. Por outro lado, para as resinas **Ufigel Hard** e **Tokuso Rebase Fast**, além de apresentarem os monômeros monofuncionais  $\beta$ -metacrilóil oxietil propionato e 2-hidroxietil metacrilato, respectivamente, também possuem o agente de ligação cruzada 1,6-hexanediol dimetacrilato. Os dimetacrilatos, comparados aos monômeros monofuncionais, proporcionam maior grau de conversão. Assim, a presença dos agentes com duplas ligações, comparados aos metacrilatos (uma ligação), pode ter favorecido a reação de polimerização desses materiais. Conseqüentemente, apesar da reação ser quimicamente ativada, provavelmente a quantidade de monômero residual nas resinas **Ufigel Hard** e **Tokuso Rebase Fast**, em comparação com os materiais **Kooliner** e **New Truliner**, foi menor e insuficiente para proporcionar reação adicional de polimerização durante os procedimentos de desinfecção. Como resultado, nenhuma alteração dimensional linear significativa foi observada. A resina **Lucitone 550** também apresenta, além do monômero monofuncional metil metacrilato, o agente de ligação cruzada etileno glicol dimetacrilato. Entretanto,

ao ser submetido à desinfecção por microondas, esse material apresentou alteração dimensional linear estatisticamente significativa, sugerindo que sua quantidade de monômero residual era maior que a das resinas **Ufigel Hard** e **Tokuso Rebase Fast**. Esses resultados podem estar relacionados à distância entre os grupos metacrilatos dos dois agentes de ligação cruzada, a qual é maior no 1,6-hexanediol dimetacrilato quando comparado com o etileno glicol dimetacrilato.<sup>88</sup> De acordo com Ruyter e Øysaed,<sup>86</sup> uma maior distância entre os grupos terminais aumenta a reatividade da segunda ligação, favorecendo a conversão de monômero em polímero. Kedjarune et al.,<sup>53</sup> avaliaram a resina **Tokuso Rebase Fast** e demonstraram que esse material apresentou conteúdo de monômero residual consideravelmente menor, o qual não foi significativamente diferente de 2 resinas termopolimerizáveis avaliadas.

Os resultados das resinas **Ufigel Hard** e **Tokuso Rebase Fast** também revelaram que não houve diferença significativa entre as médias de alteração dimensional linear dos grupos **G3** (7 ciclos sucessivos de desinfecção por imersão em peróxido alcalino), **G4** (7 ciclos sucessivos de desinfecção por microondas) e **C2** (7 dias de imersão em água), e a do grupo **C1** (leituras realizadas imediatamente após a polimerização). Arima et al.<sup>6</sup> demonstraram que a absorção de água das resinas para reembasamento imediato que continham agentes de ligação cruzada, entre as quais a **Tokuso Rebase Fast**, foi significativamente menor que a daquelas que não apresentavam esses agentes em sua composição, entre as quais a resina **Kooliner**. Assim, podemos supor que a absorção de água das resinas **Ufigel Hard** e **Tokuso Rebase Fast**, que poderia resultar em expansão, foi menor que a das outras resinas analisadas e, dessa forma, nenhuma alteração dimensional linear significativa foi observada para os grupos **G3**, **G4** e **C2** em relação ao **C1**.

Esse comportamento mais estável das resinas **Ufigel Hard** e **Tokuso Rebase Fast** também foi observado por Vergani<sup>111</sup> que estudaram o efeito de tratamentos térmicos após a polimerização de resinas para reembasamento imediato e resina para base de prótese, realizados por meio da irradiação por microondas. Foram avaliadas 9 diferentes combinações entre tempo

e potência e os resultados demonstraram que a resistência à flexão das resinas **Ufigel Hard** e **Tokuso Rebase Fast** permaneceu inalterada após a irradiação. Pavarina et al.\* ao avaliarem o efeito do método de desinfecção em microondas utilizado no presente estudo sobre a resistência à flexão de resinas para reembasamento imediato e resina para base de prótese, também observaram que a resina **Tokuso Rebase Fast** não foi influenciada. Entretanto, a resina **Ufigel Hard** apresentou diminuição significativa após 2 e 7 ciclos de desinfecção, a qual foi relacionada pelos autores com um possível aumento na absorção de água causada pelo aquecimento gerado durante a desinfecção. As moléculas de água, além de se difundirem entre as cadeias poliméricas, podem também penetrar nas porosidades presentes na resina polimerizada.<sup>6</sup> A presença de moléculas de água nessas porosidades pode influir nas propriedades mecânicas do material, sem, contudo, resultar em alteração dimensional. Esses aspectos podem explicar a diferença do efeito do método de desinfecção por microondas sobre a propriedade de resistência à flexão e a de estabilidade dimensional, observada para o material **Ufigel Hard**.

A comparação entre as médias de alteração dimensional linear dos materiais avaliados demonstra que, para os grupos **C1** e **C2**, em que a desinfecção não foi realizada, não houve superioridade da resina para base de prótese **Lucitone 550**, considerada como parâmetro de comparação, em relação às resinas para reembasamento imediato **Kooliner**, **New Truliner**, **Ufigel Hard** e **Tokuso Rebase Fast**. A resina **Kooliner** apresentou comportamento similar ao da resina para base **Lucitone 550**, com valores estatisticamente equivalentes, com exceção do grupo **G4**, no qual a contração observada para a resina **Lucitone 550** foi significativamente maior. Esses resultados estão de acordo com os de Cucci et al.<sup>26</sup> que também observaram semelhança de comportamento com relação à alteração dimensional linear entre essas duas resinas.

Alguns estudos sobre estabilidade dimensional de resinas acrílicas têm demonstrado que alterações de 0,2 a 0,5% na distância entre molares<sup>57,116</sup> e de

---

\* PAVARINA, A.C. et al. Effect of microwave disinfection on flexural strength of hard chairside reline resins. Artigo enviado para publicação no Journal of Dentistry

0,32 a 0,74% na superfície interna das bases das próteses<sup>12,18,64</sup> não são detectadas clinicamente pelos pacientes. Outros autores sugerem que alteração dimensional em torno de 1% não apresentaria significado clínico.<sup>18,47</sup> Com bases nessas considerações, podemos supor que a desinfecção por meio da imersão em solução aquecida de peróxido alcalino não resulta em alterações dimensionais clinicamente significativas para todas as resinas avaliadas. Estudos demonstraram que esse método também não influenciou, negativamente, a dureza de dentes artificiais,<sup>72</sup> e na resistência à flexão de resinas para base de prótese.<sup>74</sup> Esses resultados, associados aos obtidos no presente estudo, sugerem que a desinfecção por meio da imersão em solução aquecida de peróxido alcalino apresenta efeitos menos acentuados sobre as resinas acrílicas que o método de desinfecção por microondas.

É importante salientar, no entanto, que os resultados obtidos devem ser interpretados com cautela. A metodologia e os corpos-de-prova utilizados permitiram que as alterações dimensionais observadas pudessem ser atribuídas diretamente à influência dos fatores avaliados, conforme relatado por Anderson et al.<sup>2</sup> e Salim et al.<sup>92</sup> Além disso, essa metodologia foi empregada em estudos anteriores tendo sido adequada para se detectar diferenças entre os materiais e as condições experimentais analisadas.<sup>26,65</sup> Entretanto, os corpos-de-prova utilizados não reproduzem a forma complexa das bases de próteses. Além disso, estudos têm demonstrado que a espessura pode influenciar no conteúdo de monômero residual, sendo menor em corpos-de-prova mais espessos,<sup>91</sup> assim como nos resultados de alteração dimensional obtidos.<sup>24,116,117,119</sup> Tem sido observado que próteses mais espessas apresentam menor contração média de molar a molar, provavelmente por serem mais rígidas, prevenindo a liberação das tensões.<sup>116</sup> Woefel et al.<sup>117</sup> também observaram que as próteses de maior espessura apresentaram menor distorção após o aquecimento a 100°C. Os resultados de Chen et al.<sup>24</sup> revelaram que a alteração dimensional de molar a molar em próteses menos espessas foi significativamente maior que em próteses com maior espessura. Por outro lado, a maior alteração dimensional ocorreu na região posterior do palato nas próteses com maior espessura. Para os autores, a grande contração volumétrica que ocorre

durante a polimerização de próteses espessas pode ter maior efeito na distorção da região posterior do palato que na área de molar a molar.

Um outro fator importante a ser mencionado é que, clinicamente, os materiais reembasadores imediatos serão submetidos à desinfecção unidos às resinas para base de prótese. Nessa situação, o comportamento observado pode ser diferente daquele verificado para cada material quando avaliado isoladamente. Sadamori et al.<sup>88</sup> avaliaram o efeito do reembasamento sobre as alterações dimensionais de bases de resina acrílica termopolimerizável, que foram reembasadas utilizando-se uma resina termoativada convencional, duas quimicamente ativadas, entre as quais a **Tokuso Rebase Fast**, uma ativada por energia de microondas ou uma ativada por luz visível. Para avaliação da alteração dimensional, foi medida a distância entre a superfície do modelo metálico e cada base de prótese em dez posições diferentes. As primeiras medidas foram realizadas logo após o reembasamento e após as amostras terem sido armazenadas em água destilada a 37° C por períodos de um dia, uma, quatro e oito semanas. Os autores concluíram que a estabilidade das resinas autopolimerizáveis não foi superior à da resina termopolimerizável, embora a adaptação das bases reembasadas ao modelo metálico tenha melhorado durante as 8 semanas de armazenagem. Em função desses aspectos, os autores relataram que esses materiais autopolimerizáveis deveriam ser considerados como temporários quando utilizados para o reembasamento de próteses diretamente na cavidade bucal. Esses aspectos demonstram a necessidade de estudos futuros para se avaliar o comportamento das resinas para reembasamento imediato avaliadas quando em associação com resinas termopolimerizáveis, assim como os efeitos dos métodos de desinfecção propostos sobre a estabilidade dimensional de bases de próteses reembasadas.

## 6.2. Resistência de União

Neste estudo, além da estabilidade dimensional, o efeito dos dois métodos de desinfecção propostos (imersão em solução de perborato de sódio e

irradiação por microondas) sobre a resistência de união entre as resinas autopolimerizáveis para reembasamento imediato **Kooliner**, **New Truliner**, **Tokuso Rebase Fast** e **Ufigel Hard** e a resina para base de prótese **Lucitone 550** também foi avaliado. A resistência de união de corpos-de-prova unidos à própria resina de base **Lucitone 550**, simulando o reembasamento do tipo mediato, também foi analisada nas mesmas condições experimentais, como parâmetro de comparação. Para se estudar a resistência de união foi selecionado o teste de cisalhamento, que tem sido utilizado para avaliar a adesão entre resinas para base de prótese e materiais para reparo,<sup>67, 97</sup> dentes artificiais<sup>30,104</sup> e resinas para reembasamento.<sup>31,44, 67,83,99,100</sup> Nesse tipo de teste, a carga é aplicada diretamente sobre a junção das duas resinas<sup>31</sup>. Além disso, segundo Takahashi e Chai<sup>100</sup> o teste de cisalhamento simula, de maneira mais adequada, o tipo de tensão ao qual a interface de união entre as resinas é submetida clinicamente.

Os resultados demonstraram que para a resina **Kooliner** não houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos avaliados. Para os corpos-de-prova avaliados após a polimerização (**C1**) o valor médio de resistência de união obtido foi de 8,44 MPa (Tabela 4 e Figura 20). Neste grupo, as falhas observadas foram mistas (Tabela 5), sugerindo que a resistência da união do material **Kooliner** à resina de base **Lucitone 550** apresenta valor similar à resistência do material reembasador. Após a realização de 2 ciclos de desinfecção, por imersão em solução de perborato de sódio (**G1**), os resultados foram similares, tanto com relação ao valor obtido (8,84 MPa) como ao tipo de falha observado (mistas). Quando os corpos-de-prova foram submetidos a 2 ciclos por irradiação por microondas (**G2**), a média verificada foi de 9,60 MPa sendo estatisticamente equivalente à de **C1**. Entretanto, para o grupo **G2** foram observadas, além de falhas mistas, também falhas coesivas. Considerando-se que a fratura ocorreu no material reembasador, as falhas coesivas foram relacionadas à resistência da resina utilizada para o reembasamento. Dessa forma, a análise conjunta, dos valores obtidos e os tipos de falha observados, revela que a união entre os materiais **Kooliner** e **Lucitone 550**, assim como a resistência da resina **Kooliner** não foram alteradas, negativamente, após 2 ciclos de desinfecção, independente

do método utilizado. Resultados semelhantes foram verificados quando os corpos-de-prova submetidos a 7 ciclos de desinfecção (**G3** e **G4**) foram comparados com aqueles armazenados somente em água a 37° C por 7 dias (**C2**). As falhas dos grupos **G3** e **G4** foram predominantemente mistas (1 adesiva em **G3** e 2 coesivas em **G4**), sugerindo que os valores obtidos refletem tanto a resistência da união como a do material reembasador. Para o grupo **C2**, as falhas foram predominantemente adesivas (1 mista). Esse tipo de falha reflete a resistência de união na interface entre as duas resinas e sugere que essa resistência é inferior à do material reembasador. Embora tenha sido observada diferença no tipo de falha entre os grupos **G3** e **G4** (mista/coesiva) e **C2** (adesiva), os valores médios foram estatisticamente equivalentes entre si (Tabela 4 e Figura 20). Assim, podemos supor que, para os dois métodos avaliados, as desinfecções sucessivas (7 ciclos) não apresentaram efeito adverso sobre a união entre as resinas **Kooliner** e **Lucitone 550** ou a resistência do material reembasador imediato. Da mesma forma, apesar da diferença no tipo de falha observado nos corpos-de-prova testados após a polimerização (**C1** - mistas) e aqueles avaliados após 7 dias de imersão (**C2** - adesivas), a equivalência entre os valores médios obtidos revela que a água também não influenciou, significativamente, a união da resina **Kooliner** à resina **Lucitone 550**. Alguns estudos avaliaram a resistência de união da resina para reembasamento **Kooliner** e resinas para base de prótese.<sup>5,9,19,27,28,59,99</sup> Entretanto, a comparação direta com os resultados obtidos na presente pesquisa torna-se difícil, tendo em vista que nenhum desses estudos avaliou o efeito da desinfecção. Cucci et al.<sup>27</sup>, Cucci et al.<sup>28</sup> e de Aydin et al.<sup>9</sup> analisaram a influência da armazenagem em água sobre a resistência de união da resina **Kooliner** a resinas para base de prótese. Tendo em vista que nos dois métodos de desinfecção propostos, assim como no grupo **C2**, os corpos-de-prova permaneceram imersos em água, algumas informações desses estudos podem ser consideradas. Aydin et al.<sup>9</sup> verificaram uma diminuição significativa na resistência de união da resina **Kooliner** à resina termopolimerizável Paladent no período de 30 dias de armazenagem em água a 37° C. Segundo os autores,<sup>9</sup> o tratamento da superfície de união foi realizado seguindo as instruções do fabricante, as quais recomendam

que a superfície de união seja desgastada, limpa e seca previamente à aplicação da resina **Kooliner**. Estudos anteriores<sup>28,29</sup> revelaram que, quando a superfície de união foi tratada com o monômero da própria resina **Kooliner** (isobutil metacrilato) a resistência de união não foi alterada após o período de armazenagem (30 dias), sugerindo que essa aplicação pode ter contribuído para melhorar a adesão. No presente estudo, foi aplicado sobre a superfície de união o monômero da resina de base **Lucitone 550**, à base de metil metacrilato durante 180 segundos. Esse tipo de tratamento foi selecionado com base em resultados anteriores<sup>59</sup> que demonstraram que esse procedimento proporcionou aumento significativo na união entre as resinas **Kooliner** e **Lucitone 550**, quando comparado com a aplicação do monômero da própria resina de reembasamento (isobutil metacrilato). Outros autores também verificaram que o tratamento da superfície com monômero metil metacrilato proporciona aumento na resistência de união de reparos realizados com resinas fotopolimerizáveis<sup>4</sup> e autopolimerizáveis,<sup>31</sup> assim como de dentes artificiais à resina para base de prótese termopolimerizável.<sup>30,87</sup> De acordo com Arima et al.,<sup>8</sup> agentes de união contendo monômeros metilmetacrilato possuem baixa capacidade para dissolver a superfície da resina de base. Entretanto, esses agentes, aplicados sobre a superfície, podem difundir e polimerizar concomitantemente à resina acrílica para reembasamento. Dessa forma, podemos supor que o tratamento da superfície da resina de base utilizado no presente estudo tenha proporcionado união adequada entre os materiais **Kooliner** e **Lucitone 550**, a qual manteve seus valores de resistência durante os procedimentos de desinfecção avaliados.

A análise da Tabela 4 e da Figura 20 revela que o material **Ufigel Hard** apresentou comportamento semelhante ao da resina **Kooliner**, tendo em vista que não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas entre os valores médios de resistência de união para todos os grupos avaliados. Com relação ao tipo de falha (Tabela 5), o grupo **C1** apresentou falhas predominantemente mistas. Para os corpos-de-prova submetidos a 2 ciclos de desinfecção, as falhas observadas foram predominantemente coesivas para o método de imersão em solução de perborato de sódio (**G1**), enquanto para a

irradiação por microondas (**G2**) todas as falhas foram coesivas. A Tabela 5 também evidencia que, nas falhas mistas observadas nos grupos **G1** e **C1**, a área da superfície de união que permaneceu recoberta com material reembasador foi maior que 70%. Esses resultados, associados ao alto número de falhas coesivas observadas nos grupos **G1** e **G2** indicam que a fratura ocorreu predominantemente no material reembasador, sugerindo que sua resistência foi inferior à da união. Entretanto, tendo em vista a equivalência entre as médias obtidas em todos os grupos avaliados, podemos supor que a realização de 2 ciclos de desinfecção não apresentou efeito significativo sobre a resistência do material **Ufigel Hard**, independente do método utilizado. Quando os corpos-de-prova foram imersos em água a 37° C por 7 dias (**C2**), 4 falharam coesivamente e, para os demais, foram observadas 3 falhas mistas e 1 adesiva. Além disso, em duas das falhas mistas desse grupo, a área recoberta por material reembasador apresentou-se menos extensa (47,57% e 53,05%). Esses resultados indicam que as médias observadas neste grupo refletem tanto a resistência do material **Ufigel Hard** como da sua união com a resina **Lucitone 550** e sugerem que os valores são similares. Após terem sido realizados 7 ciclos de desinfecção, a imersão em perborato de sódio (**G3**) proporcionou falhas coesivas e mistas (50% de cada tipo) enquanto para a desinfecção por microondas (**G4**) as falhas obtidas foram 100% coesivas. Foi verificado, ainda, que a extensão da área recoberta nas falhas mistas do grupo **G3** foram superiores a 85%. Esses dados revelam que, após 7 ciclos de desinfecção, independente do método utilizado, a resistência do material **Ufigel Hard**, diferentemente do grupo **C2**, apresentou-se menor que à da sua união com a resina de base **Lucitone 550**. Entretanto, apesar da diferença no tipo de falha verificada do grupo **C2** (coesivas/mistas) para os grupos **G3** e **G4** (predominantemente coesivas), a equivalência entre os valores médios entre esses grupos indica que a resistência da resina **Ufigel Hard** não foi influenciada de maneira adversa pela utilização sucessiva dos métodos de desinfecção avaliados. A ausência de efeito significativo sobre os valores obtidos com o material **Ufigel Hard**, na presença de falhas coesivas e mistas, podem estar relacionados à quantidade de água absorvida durante as desinfecções (**G1**, **G2**, **G3** e **G4**) e a armazenagem por 7 dias (**C2**), a

qual, associada à resistência inerente do material, determina a resistência mecânica das resinas acrílicas imersas em água.<sup>101</sup> Tem sido demonstrado que a presença de agentes de ligação cruzada na composição das resinas para reembasamento imediato, diminui a absorção de água.<sup>6</sup> Tendo em vista que o material **Ufigel Hard** apresenta o agente de ligação cruzada 1,6- hexanediol dimetacrilato na composição do líquido, podemos supor que menor quantidade de moléculas de água tenha sido absorvida e, dessa forma, nenhum efeito significativo foi observado. A diferença no tipo de falha observado entre os grupos **C2**, **G3** e **G4**, sugere que a desinfecção sucessiva pode ter proporcionado aumento na união entre as resinas. É importante salientar, no entanto, que falhas coesivas não refletem o valor da resistência da união e, portanto, os resultados obtidos permitem apenas considerar que os métodos de desinfecção não causaram efeito adverso sobre a adesão entre os materiais **Ufigel Hard** e **Lucitone 550**. Durante o procedimento de reembasamento com a resina **Ufigel Hard**, foi aplicado o adesivo fornecido pelo fabricante, o qual contém em sua composição o solvente diclorometano e o monômero 2-hidroxietil metacrilato (HEMA). O diclorometano é um solvente não polimerizável,<sup>99</sup> tendo sido observado em estudos sobre a união de dentes artificiais e resinas para base de prótese,<sup>104</sup> que sua utilização facilita a expansão (“swelling”) da superfície do dente de resina acrílica e, dessa forma, melhora a difusão de materiais polimerizáveis, principalmente o metil metacrilato da resina de base.<sup>87</sup> Arima et al.<sup>8</sup> verificaram que a aplicação do diclorometano com pincel dissolveu a camada superficial da resina de base termopolimerizável. Após 5 segundos de imersão nesse solvente, houve a formação de uma estrutura esponjosa na superfície. Segundo os autores, os primers que contém solvente podem dissolver a superfície da resina de base e promover a penetração e a difusão da resina para reembasamento imediato para o interior dessa resina de base. Essa reação pode resultar na formação de uma camada mista de resina reembasadora/resina de base. Além disso, segundo Takahashi et al.,<sup>104</sup> superfícies de dentes artificiais tratados com diclorometano, observadas por meio de microscopia eletrônica de varredura, demonstraram poros e canaletas. Essas características, provavelmente, representam espaços

previamente preenchidos por polímeros que foram dissolvidos. Uma superfície com essa topografia sugere a microretenção mecânica como um outro mecanismo de ação do diclorometano na melhora da adesão. Dessa forma, provavelmente, o diclorometano presente no adesivo da resina **Ufigel Hard** tenha preparado a interface de união proporcionando a difusão e penetração do monômero 2-hidroxietil metacrilato do próprio adesivo em camadas mais profundas da estrutura polimérica da resina de base **Lucitone 550**. Conforme descrito por Arima et al.<sup>7</sup> esse monômero, provavelmente, polimerizou simultaneamente à reação da resina para reembasamento **Ufigel Hard**, formando o polímero de entrelaçamento. Com bases nesses aspectos, podemos supor que a união estabelecida entre as resinas **Ufigel Hard** e **Lucitone 550** tenha sido efetiva, mantendo-se inalterada durante as condições experimentais avaliadas.

Os resultados relativos à resina **New Truliner** demonstraram que a média de resistência de união do grupo **C1** foi estatisticamente equivalente às dos grupos **G1** e **G2**. Além disso, as falhas observadas para esses grupos foram predominantemente mistas (Tabela 5). Para os corpos-de-prova armazenados em água por 7 dias (**C2**), as falhas foram mistas e adesivas (50% de cada tipo), indicando que o valor médio obtido representa tanto a resistência da união entre as resinas **New Truliner** e **Lucitone 550**, assim como a do material reembasador, as quais apresentam valores similares. Após 7 ciclos de desinfecção, as médias obtidas não foram alteradas, significativamente, quando comparadas com a do grupo **C2**, e as falhas observadas foram predominantemente mistas para o método de imersão em solução de perborato de sódio (**G3**) e somente mistas para a irradiação por microondas (**G4**). Esses resultados evidenciam que a desinfecção, por imersão em solução de perborato de sódio ou irradiação por microondas, independente do número de ciclos realizados, não apresentou efeito significativo sobre a resistência do material **New Truliner** assim como da sua união com a resina de base. A única diferença significativa observada para o material **New Truliner** foi entre os grupos **G3** e **G4**. Entretanto, apesar de 7 ciclos de desinfecção por microondas resultar em aumento significativo na média de resistência de união em relação a 7 ciclos de imersão em solução de perborato de

sódio, as médias proporcionadas pelos dois métodos foram equivalentes àquela obtida após 7 dias de imersão em água (C2) assim como ao valor verificado imediatamente após o reembasamento (C1). A ausência de efeito adverso sobre a resina **New Truliner** também foi verificada para a resina **Kooliner** e, provavelmente, pode estar relacionada à composição similar dos dois materiais. Para a resina **Kooliner**, o pó e o líquido são constituídos, respectivamente, de polietil metacrilato e isobutil metacrilato.<sup>6</sup> Os mesmos constituintes estão presentes na resina **New Truliner** que apresenta, ainda, o plastificante di-n-butil ftalato. O tratamento da superfície da resina de base **Lucitone 550**, previamente à união com o material **New Truliner**, é um outro fator que pode ter contribuído para os resultados do presente estudo. O adesivo fornecido pelo fabricante da resina **New Truliner** é composto de metil metacrilato,<sup>7</sup> substância essa que também está presente no monômero da resina de base **Lucitone 550**, utilizado para preparar a superfície de união quando o reembasamento foi realizado com a resina **Kooliner**. Da mesma forma como considerado para a resina **Kooliner**, provavelmente a aplicação do adesivo composto de metil metacrilato sobre a superfície da resina de base tenha proporcionado união adequada entre os materiais **New Truliner** e **Lucitone 550**. Como resultado, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada entre os valores obtidos nos grupos submetidos à desinfecção e aqueles avaliados após a polimerização ou a armazenagem em água somente.

Para a resina **Tokuso Rebase Fast**, os resultados revelaram que para os corpos-de-prova avaliados após a polimerização (C1), o valor médio de resistência de união foi de 9,08 MPa (Tabela 4). Após 2 ciclos de desinfecção, as médias proporcionadas pelos dois métodos de desinfecção (G1 – 11,56 MPa e G2 – 12,93 MPa) não foram estatisticamente diferentes entre si. Entretanto, a média verificada após os 2 ciclos de desinfecção por microondas (G2) foi estatisticamente superior à do grupo C1. Com relação às falhas, foi observado que, para o grupo C1 foram, em sua maioria, adesivas e mistas. Além disso, nas duas falhas mistas, somente pequena área da superfície de união permaneceu recoberta por material reembasador (5,39% e 33,79%). Assim, a média obtida

neste grupo pode ser considerada representativa da resistência da união entre os dois materiais. Resultados semelhantes foram observados para o grupo **G1**, tendo sido verificada predominância de falhas adesivas. Por outro lado, com exceção de 1 corpo-de-prova, o grupo **G2** apresentou falhas mistas, indicando que, nesse grupo, o valor de resistência do material **Tokuso Rebase Fast** e o da sua união com a resina de base **Lucitone 550** foram similares. Esses resultados, associados com a superioridade da média do grupo **G2** em relação ao **C1**, sugerem que 2 ciclos de desinfecção por microondas promoveu aumento da resistência da união, assim como do material reembasador. Quando as resinas são imersas em água, o conteúdo de monômero residual presente no material polimerizado pode ser reduzido por meio de sua liberação para o meio circundante.<sup>58,107,109</sup> Essa redução é favorecida pelo aumento da temperatura, que aumenta a mobilidade das moléculas monômero residual, favorecendo a reação de polimerização adicional.<sup>56</sup> Durante a desinfecção por microondas, a água entra em ebulição, aproximadamente, após 1 minuto e 30 segundos de irradiação. Além do aquecimento proporcionado pela água, a própria ação das microondas sobre as moléculas de monômero também pode aumentar sua movimentação na cadeia polimérica, induzindo reação de polimerização adicional. Como resultado, ocorre redução no conteúdo de monômero residual, conforme observado nos estudos de Blagojevic e Murphy<sup>15</sup> e de Yunus et al.<sup>120</sup> Simultaneamente à reação de polimerização complementar, moléculas de água são absorvidas pela resina,<sup>6,27</sup> por meio de processo de difusão.<sup>17</sup> Esses fenômenos dependem do tempo e, dessa forma, o conteúdo de moléculas de monômero residual e de água na estrutura polimérica é alterado durante a armazenagem até que o equilíbrio seja atingido.<sup>102</sup> Tem sido demonstrado que tanto as moléculas de monômero residual como as de água absorvidas atuam como plastificantes neutralizando parcialmente as ligações secundárias ou forças intermoleculares, facilitando a movimentação das cadeias poliméricas<sup>102</sup> podendo resultar em redução das propriedades mecânicas da resina polimerizada.<sup>35,101,102</sup> Segundo Takahashi et al,<sup>102</sup> se o efeito plastificante do monômero residual for maior comparado ao da água, a redução do conteúdo desse monômero deve aumentar a resistência do material. Por outro lado, se as

moléculas de monômero residual apresentarem menor efeito plastificante do que as de água, então a resistência do polímero deve diminuir. Dessa forma, uma possível explicação para o aumento verificado após 2 ciclos de desinfecção por microondas, no valor médio obtido para o material **Tokuso Rebase Fast**, seria a redução de moléculas de monômero residual, que, provavelmente, apresentavam efeito plastificante mais acentuado que as de água absorvidas. Essa redução, provavelmente, ocorreu tanto no material reembasador como no polímero de entrelaçamento formado na interface entre **Tokuso Rebase Fast** e **Lucitone 550**, tendo em vista a presença de falhas mistas no grupo **G2**. Um outro aspecto que pode ter contribuído para os resultados, seria a quantidade de água absorvida.<sup>101</sup> Conforme relatado anteriormente, a presença de agentes de ligação cruzada na composição das resinas para reembasamento imediato, diminui a absorção de água.<sup>6</sup> O material Tokuso Rebase Fast apresenta, em sua composição, o mesmo agente de ligação cruzada do material Ufigel Hard (1,6- hexanediol dimetacrilato) e, assim, provavelmente, menor quantidade de moléculas de água tenha sido absorvida, favorecendo o aumento da diferença entre as médias obtidas para os grupos **C1** e **G2**. A ausência de diferença significativa entre os grupos **C1** e **G1**, sugerem que, para esse material, o aquecimento proporcionado pelo método de desinfecção utilizando-se solução de perborato de sódio a 50°C, associado ao curto período de imersão, não tenham sido suficientes para proporcionar alteração significativa nos valores de resistência. Os resultados do material **Tokuso Rebase Fast** demonstraram, ainda, que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as médias obtidas para os grupos **C2** (12,40 MPa), **G3** (9,95 MPa) e **G4** (15,54 MPa). As falhas verificadas para os grupos **G3** e **G4** foram predominantemente mistas enquanto para o grupo **C2** as falhas foram adesivas, com exceção de um corpo-de-prova. Embora tenha sido observada diferença no tipo de falha entre os grupos, as médias foram estatisticamente equivalentes e, portanto, a desinfecção sucessiva não apresentou efeito negativo sobre a união entre as resinas **Tokuso Rebase Fast** e **Lucitone 550**, independente do método utilizado. Um outro fator a ser considerado é que, apesar do aumento verificado após 2 ciclos de desinfecção por microondas, em relação ao grupo testado após a

polimerização (**C1**), o valor médio obtido para o grupo irradiado (**G2**) não foi superior àquela verificada após 7 dias de imersão em água a 37° C (**C2**). Esses resultados demonstram que a desinfecção por microondas, realizada logo após a polimerização dos corpos-de-prova, pode ter acelerado o aumento na resistência da união da resina **Tokuso Rebase Fast** com a resina **Lucitone 550**, o qual iria ocorrer mesmo sem a irradiação (**C2**), provavelmente como resultado dos mecanismos descritos para o grupo **G2**.

A análise da Tabela 4 e da Figura 20 revela que para o reembasamento mediato, realizado com a resina **Lucitone 550**, a média do grupo **C1** (18,89 MPa) foi estatisticamente equivalente à do grupo **G2** (17,91 MPa) e as falhas dos dois grupos foram todas coesivas. Esse tipo de falha reflete a resistência do material e indica que esse valor é menor que o da união entre as resinas. Assim, os resultados demonstram que 2 ciclos de desinfecção por microondas não alteraram a resistência da resina **Lucitone 550**. Por outro lado, quando os corpos-de-prova foram submetidos a 2 ciclos por imersão em solução de perborato de sódio (**G1**), houve um aumento significativo na média obtida (23,02 MPa) em relação do grupo não desinfetado (**C1**). A análise do tipo de falha demonstra que também para o grupo **G1**, todos os corpos-de-prova falharam coesivamente. Dessa forma, a resistência da resina de base **Lucitone 550** apresentou aumento significativo após ter sido submetida a 2 ciclos de desinfecção com solução de perborato de sódio, sugerindo que, para esse grupo, os mecanismos já relatados de liberação de monômero residual e polimerização continuada devem ter contribuído para o aumento observado. Esses resultados foram inesperados, tendo em vista que, nesse método, além da ação da energia de microondas sobre as moléculas de monômero residual não estar presente, a temperatura atingida durante o procedimento é menor. É importante observar, no entanto, que a realização de 2 ciclos de desinfecção com solução de perborato de sódio não causou efeito adverso sobre os corpos-de-prova do reembasamento mediato. Para a resina **Lucitone 550** foi verificado, ainda, que quando os corpos-de-prova foram armazenados somente em água a 37°C por 7 dias (**C2**) a média obtida (21,74 MPa) foi estatisticamente superior àquelas observadas para os

grupos **G3** (15,72 MPa) e **G4** (17,82 MPa), no qual os testes de cisalhamento foram realizados após 7 ciclos de desinfecção. Considerando que as falhas para esses grupos foram predominantemente coesivas, a redução observada sugere que a resistência do material foi afetada pela desinfecção sucessiva, nos dois métodos avaliados. Uma possível explicação para esses resultados seria que o aquecimento da resina, durante as desinfecções sucessivas, pode ter aumentado a difusão das moléculas de água para a estrutura da resina **Lucitone 550**. Tem sido demonstrado que essas moléculas atuam como plastificantes, facilitando a movimentação das cadeias poliméricas<sup>102</sup> podendo resultar em redução das propriedades mecânicas da resina polimerizada.<sup>102</sup>

Neste estudo, as superfícies de união da resina de base **Lucitone 550** foram submetidas ao acabamento com lixa de granulação 240<sup>3,9,31,52,99</sup> para padronizar a topografia dessa superfície e simular as condições clínicas.<sup>31</sup> Esse tipo de tratamento, segundo Takahashi e Chai<sup>99</sup> teoricamente aumenta a união entre as resinas para reembasamento e para base por remover a superfície contaminada, proporcionar retenções mecânicas e resultar em maior área para a retenção. Entretanto, apesar de todos os corpos-de-prova terem recebido o mesmo acabamento, a comparação entre os materiais, em cada grupo avaliado, demonstra que houve diferenças significantes entre as médias de resistência de união obtidas. Nos testes realizados após a polimerização para as resinas de reembasamento imediato e após 48 horas de imersão em água a 37°C para a resina **Lucitone 550 (C1)**, foi observado que a resina termopolimerizável **Lucitone 550** (reembasamento mediato) proporcionou média de resistência de união significativamente maior que os materiais reembasadores imediatos. Alguns fatores podem ter contribuído para esses resultados. Tem sido relatado que a união entre resinas para base de prótese e materiais para reparo,<sup>94,108</sup> reembasamento<sup>100</sup> e dentes artificiais<sup>104</sup> ocorre por meio da formação de cadeias poliméricas, denominadas de polímero de entrelaçamento, na interface entre os materiais. A formação desse polímero está relacionada com a difusão e penetração do monômero de um dos materiais para a estrutura polimérica do outro.<sup>21</sup> O sucesso da união entre a resina de base e o material de reembasamento depende de efetiva

penetração do monômero durante a polimerização do material reembasador para a estrutura interna da resina de base. Uma quantidade suficiente de monômero deve estar disponível para interagir com o polímero da resina de base e, dessa forma, formar cadeias poliméricas de entrelaçamento e assegurar uma adesão adequada.<sup>100</sup> De acordo com Buyukyilmaz e Ruyter<sup>21</sup> os monômeros apresentam papel importante na obtenção de união efetiva entre materiais poliméricos. Durante a fase plástica, os monômeros devem proporcionar a expansão (“swelling”) da superfície de união. Os autores observaram que a resina termopolimerizável proporcionou maior união com os dentes artificiais de resina acrílica que as resinas autopolimerizáveis avaliadas. Esse resultado foi atribuído ao fato de que, para as resinas termopolimerizáveis, o tempo que antecede a reação de polimerização é mais longo quando comparado àquele das resinas autopolimerizáveis. Assim, o potencial para a penetração do monômero para a parte interna do dente artificial é maior. Entretanto, com as resinas autopolimerizáveis, uma união menos resistente com o dente artificial pode ser obtida, devido ao menor tempo de contato entre os dois materiais antes da polimerização. Além disso, os autores consideraram que a maior temperatura de polimerização da resina termopolimerizável também deve ter contribuído para a maior resistência de união obtida, em função da maior velocidade de difusão do monômero. Shen et al.<sup>94</sup> avaliaram a resistência de união de reparos e também relataram que, tendo em vista que a resina termopolimerizável permanece na fase plástica até que o calor seja aplicado, esse material proporciona melhor umedecimento da superfície de união. Com as resinas autopolimerizáveis, no entanto, a consistência do material aumenta continuamente durante a prensagem, tornando-se mais espesso, dificultando, dessa forma, a penetração e diminuindo o umedecimento da superfície. Dessa forma, a superioridade da resina **Lucitone 550**, quando unida ao mesmo material, observada nos testes realizados nos corpos-de-prova do grupo **C1**, provavelmente tenha ocorrido pela técnica de reembasamento mediato. Nesse procedimento, a temperatura de polimerização utilizada é superior àquela do método de reembasamento imediato, realizado com resinas autopolimerizáveis. Além disso, o tempo de contato entre os materiais é

maior, favorecendo, dessa forma, a difusão do monômero metil metacrilato da resina **Lucitone 550** para o polímero da resina de base. Outro fator que deve ter proporcionado o maior valor de resistência de união verificado para a técnica de reembasamento mediato, no presente estudo, é a similaridade química entre os materiais. Arena et al.<sup>5</sup> e Takahashi e Chai<sup>100</sup> estudaram a resistência de união entre resinas para base de prótese e para reembasamento imediato e observaram que o maior valor foi obtido com a combinação Triad VLC/Triad Reline. Segundo os autores, esse resultado foi relacionado ao fato desses dois materiais apresentarem composição idêntica. Além dos aspectos mencionados, o peso molecular dos monômeros das resinas avaliadas também pode ter influenciado os resultados. O metil metacrilato, presente na resina **Lucitone 550**, apresenta peso molecular menor (aproximadamente 100) quando comparado aos das resinas autopolimerizáveis para reembasamento. O monômero das resinas **Kooliner** e **New Truliner** é o isobutil metacrilato que apresenta peso molecular de 142. Para as resinas **Tokuso Rebase Fast** e **Ufigel Hard**, os pesos moleculares dos monômeros  $\beta$ -metacrilato de oxietil propionato e o 2-hidroxietil metacrilato, são 186 e 130, respectivamente. Essas resinas apresentam, ainda, o monômero 1,6 hexanediol dimetacrilato, cujo peso molecular é de 254. Conforme ressaltado por Minami et al.,<sup>67</sup> considerando-se que a união das resinas autopolimerizáveis às resinas para base de prótese é obtida por meio da difusão e penetração do monômero para a parte interna da resina de base, o monômero com menor peso molecular, como o metil metacrilato da resina **Lucitone 550**, pode ser mais favorável para a adesão e, provavelmente, tenha contribuído para o maior valor de união verificado no presente estudo.

A análise do grupo **C1** evidencia, ainda, que houve diferença significativa entre as resinas para reembasamento imediato, tendo sido o maior valor médio de resistência de união obtido com a resina **Ufigel Hard**. Esses resultados demonstram que, além do preparo mecânico, o tratamento químico da superfície de união tem influência significativa sobre a resistência obtida, conforme relatado por outros autores que avaliaram materiais para reembasamento imediato.<sup>8,57,64,98</sup> Esse tratamento pode alterar, consideravelmente, a morfologia da

superfície da base e as propriedades químicas da mesma, promovendo uma melhor adesão.<sup>8,94,108</sup> De acordo com Shen et al.,<sup>94</sup> o tratamento químico remove partículas remanescentes, tornando a superfície um local mais eficiente para a união. Para a realização do reembasamento com a resina **Ufigel Hard**, a superfície da resina de base **Lucitone 550** foi tratada com o adesivo fornecido pelo fabricante, o qual, possui em sua composição tanto um solvente (diclorometano) como um monômero (HEMA). Conforme relatado anteriormente, a associação dessas substâncias provavelmente foi responsável para o maior valor de união obtido com o material **Ufigel Hard**, quando comparado às demais resinas para reembasamento imediato no grupo **C1**. Um outro fator que pode ter influenciado a união da resina **Ufigel Hard** seria a presença do agente de ligação cruzada 1,6-hexanediol dimetacrilato na sua composição, proporcionando a formação de novas cadeias entre as superfícies de união. Cunningham e Benington<sup>30</sup> estudaram a resistência de união de quatro resinas para base, sendo duas termopolimerizáveis convencionais (Trevalon e Redilon), uma termopolimerizável de alto impacto (Trevalon HI), e uma autopolimerizável (RR), unidas a dentes artificiais (Dentsply). Foi observado que a aplicação do monômero da resina Trevalon Hi, que apresenta maior quantidade de agente de ligação cruzada (etileno glicol dimetacrilato) proporcionou o maior aumento na resistência de união.

A resina **Tokuso Rebase Fast** apresentou, no grupo **C1**, resistência de união inferior à do material **Ufigel Hard** e igual à das resinas **Kooliner** e **New Truliner**. Da mesma forma que o material **Ufigel Hard**, a resina **Tokuso Rebase Fast** também possui um adesivo próprio para o preparo da superfície de união, que é composto pelo solvente diclorometano. Minami et al.<sup>67</sup> observaram que a utilização desse adesivo promoveu maior resistência de união entre a resina **Tokuso Rebase Fast** e a resina Lucitone 199, comparado com o grupo controle (sem tratamento). Entretanto, no presente estudo, a média da resina **Tokuso Rebase Fast** foi menor que aquela observada para a **Ufigel Hard**. Esses resultados podem estar relacionados com a composição dos adesivos, que, para a resina **Ufigel Hard** além do solvente apresenta também o monômero 2-hidroxietil metacrilato. Um outro aspecto que pode ter contribuído para esses resultados, é a

diferença no peso molecular dos monômeros  $\beta$ -metacrilóil oxietil propionato e 2-hidroxiethyl metacrilato presentes nas resinas **Tokuso Rebase Fast** e **Ufigel Hard**.

A análise dos valores obtidos para o grupo **C1** evidencia, ainda, que as médias observadas para as resinas **Kooliner** e **New Truliner** foram estatisticamente iguais entre si e inferiores àquela verificada para a resina **Lucitone 550**. Resultados semelhantes foram obtidos por Aydin et al.<sup>9</sup> que também observaram que a resistência de união obtida entre a resina **Kooliner** e a resina de base termopolimerizável **Palladent** foi menor que aquela proporcionada com a utilização da resina termopolimerizável (reembasamento do tipo mediato). Conforme descrito anteriormente, neste estudo, a superfície da resina de base, previamente à aplicação do material **Kooliner**, foi tratada com o monômero da resina **Lucitone 550** durante 180 segundos. Para a resina **New Truliner**, foi utilizado o agente adesivo fornecido pelo fabricante composto por metil metacrilato e, portanto, semelhante ao monômero da resina **Lucitone 550**. Arima et al.<sup>8</sup> observaram que agentes de união contendo monômeros metilmetacrilato possuem baixa capacidade para dissolver a superfície da resina de base. Shen et al.<sup>94</sup> relataram que o monômero não é um solvente efetivo para resinas à base de polimetilmetacrilato e, dessa forma, sua aplicação não remove de maneira eficiente as partículas presentes na superfície após o acabamento. Assim os menores valores encontrados para as resinas **Kooliner** e **New Truliner** no grupo **C1**, em comparação com a resina **Lucitone 550**, podem ter sido proporcionados pelo tratamento de superfície utilizado.

A comparação entre 2 e 7 ciclos de desinfecção, para os dois métodos testados, revela que não há efeito adverso cumulativo, tendo em vista a equivalência entre os grupos **G1** e **G3** assim como **G2** e **G4** para todos os materiais avaliados. A única exceção observada foi para a resina **Lucitone 550** no método de desinfecção com perborato de sódio, para o qual a média proporcionada por 2 ciclos (**G1**) foi estatisticamente superior àquela verificada para 7 ciclos (**G3**).

Outros autores têm avaliado a resistência de união da resina **Kooliner** a resinas para base de prótese, utilizando testes de tração<sup>9,19,28</sup> e de

flexão em 3 pontos.<sup>5,27,59</sup> No presente estudo, o teste selecionado foi o de cisalhamento não permitindo, dessa forma, a comparação direta dos resultados obtidos com os autores citados. Takahashi e Chai<sup>99</sup> também utilizaram o teste de cisalhamento, com o objetivo de avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união da resina Kooliner à resina para base termopolimerizável Lucitone 199. Quando a superfície de união foi tratada com o monômero da resina de base, o valor médio observado foi de 4,5 MPa sendo, portanto, inferior às médias verificadas no presente estudo. Essa diferença pode estar relacionada a alguns aspectos das metodologias empregadas. Apesar do tratamento da superfície da resina de base ter sido similar nos dois estudos, o tempo de aplicação do monômero não foi descrito no trabalho de Takahashi et al. O material Lucitone 199 é uma resina de alto impacto que apresenta butadieno estireno e, portanto, composição diferente da resina convencional Lucitone 550, utilizada neste estudo. Além disso, os corpos-de-prova no estudo de Takahashi et al.<sup>98</sup> foram submetidos à termociclagem, outro fator que pode ter contribuído para as diferenças observadas.

Minami et al.<sup>67</sup> analisaram a união do material **Tokuso Rebase** a uma resina de base termopolimerizável, segundo as seguintes condições experimentais: tratamento da superfície de união, conteúdo de água na resina de base e termociclagem. Os valores obtidos pelos autores foram superiores aos verificados no presente estudo. Além das condições experimentais, a resina para base Lucitone 199 (alto impacto) e para reembasamento Tokuso Rebase Fast de polimerização lenta (“normal set”), utilizadas no estudo de Minami et al.,<sup>67</sup> também podem ter influenciado nos valores de resistência de união obtidos. Ainda com relação à resina **Tokuso Rebase Fast**, os resultados deste estudo foram similares aos relatados por Takahashi e Chai.<sup>100</sup> Esses autores avaliaram a união do material Tokuso Rebase a 4 resinas para base de prótese (termopolimerizável convencional, polimerizada por microondas, resina fluida e fotopolimerizável), após 4 meses de armazenagem em água a 37°C, seguida de termociclagem. As médias obtidas variaram de 9,4 MPa a 11,7 MPa, tendo sido, esses valores considerados adequados pelos autores. Matsumura et al.<sup>63</sup> realizaram uma

avaliação clínica do material Tokuso Rebase Fast, imediatamente após o reembasamento e após 1 ano de utilização. Das 50 próteses examinadas, apenas 3 apresentaram separação entre a resina de base e o material reembasador, demonstrando, segundo os autores, que o material Tokuso Rebase apresentou excelente desempenho clínico. Resultados semelhantes foram observados por Haywood et al.<sup>47</sup> que também verificaram que o material Tokuso Rebase, entre as resinas para reembasamento imediato avaliadas, apresentou a união mais estável com as resinas de base.

Com base nas informações de Takahashi et al.,<sup>100</sup> Matsumuta et al.<sup>63</sup> e Haywood et al.<sup>45</sup>, podemos supor que os valores de resistência de união obtidos após os materiais terem sido submetidos aos métodos de desinfecção propostos foram adequados. Entretanto, para que esses métodos possam ser recomendados, os possíveis efeitos sobre outras propriedades físicas, químicas e mecânicas, consideradas igualmente relevantes para o sucesso do reembasamento, também devem ser avaliados.

Os resultados obtidos demonstraram que a maioria das resinas estudadas sob as diversas condições testadas apresentaram alteração dimensional menor que 1%, valor sugerido como a alteração máxima sem significado clínico,<sup>48</sup> com exceção da resina **New Truliner** nos grupos **G2** e **G4** e para a resina **Lucitone 550** no grupo **G4**. Com relação à resistência de união, foi observado que apenas o material **Lucitone 550** apresentou uma diminuição significativa na resistência de união após a realização de tratamentos sucessivos (**G3** e **G4**), em relação ao controle de 7 dias de imersão em água somente (**C2**). Entretanto, apesar dessa diminuição, os valores de resistência de união obtidos ainda seriam adequados, segundo Takahashi e Chai.<sup>100</sup> Para os demais materiais, a resistência de união não foi influenciada, negativamente, pelos métodos de desinfecção avaliados.

## 7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada, pôde-se concluir que:

- 1) A resistência de união entre as resinas para reembasamento imediato e a resina para base de prótese não foi influenciada negativamente pelos dois métodos de desinfecção analisados. Em geral, a desinfecção por meio da imersão em solução aquecida de perborato de sódio não causou alterações dimensionais significativas nas resinas avaliadas. O método de desinfecção por microondas pode resultar em alterações dimensionais significativas, dependendo do material utilizado.
- 2) O material **New Truliner** revelou um aumento significativo na alteração dimensional linear após 2 ciclos de desinfecção por imersão em solução de perborato de sódio, enquanto a estabilidade dimensional dos demais materiais avaliados não foi influenciada significativamente ( $P>0,05$ ) pela desinfecção química;
- 3) A desinfecção com irradiação por microondas promoveu um aumento significativo ( $P<0,05$ ) na alteração dimensional linear para os corpos-de-prova dos materiais **Kooliner**, **New Truliner** e **Lucitone 550**; entretanto, para o material **Kooliner**, não houve diferença significativa entre a média de alteração dimensional linear dos corpos-de-prova irradiados diariamente e daqueles imersos em água por 7 dias ( $P>0,05$ );
- 4) A estabilidade dimensional dos materiais **Tokuso Rebase Fast** e **Ufigel Hard** não foi influenciada pelos métodos de desinfecção avaliados;
- 5) Para os grupos **C1** e **C2**, nos quais os corpos-de-prova não foram submetidos à desinfecção, não foram encontradas diferenças significativas

- ( $P > 0,05$ ) entre as médias de alteração dimensional linear da resina termopolimerizável **Lucitone 550** e as resinas autopolimerizáveis para reembasamento;
- 6) Para o material **New Truliner**, a realização de 7 ciclos de desinfecção por microondas resultou em média de resistência ao cisalhamento significativamente maior que a desinfecção por imersão em solução de perborato de sódio ( $P < 0,05$ ); não foram encontradas diferenças significativas ( $P > 0,05$ ) na resistência ao cisalhamento entre as demais condições avaliadas;
  - 7) Para o material **Tokuso Rebase Fast**, 2 ciclos de desinfecção por microondas promoveram aumento significativo ( $P < 0,05$ ) na média de resistência ao cisalhamento; entretanto, não houve diferença significativa entre a média de resistência ao cisalhamento dos corpos-de-prova irradiados diariamente e daqueles imersos em água somente por 7 dias ( $P > 0,05$ );
  - 8) Os corpos-de-prova do material **Lucitone 550** revelaram aumento significativo ( $P < 0,05$ ) nos valores médios de resistência ao cisalhamento após 2 ciclos de imersão em solução de perborato de sódio e diminuição significativa ( $P < 0,05$ ) após 7 ciclos, independente do método de desinfecção utilizado;
  - 9) A resistência ao cisalhamento dos corpos-de-prova dos materiais **Kooliner** e **Ufigel Hard** não foi influenciada após terem sido submetidos aos dois métodos de desinfecção ( $P > 0,05$ );
  - 10) Quando a desinfecção não foi realizada (grupos **C1** e **C2**), a média de resistência de união dos corpos-de-prova da resina de base termopolimerizável **Lucitone 550** foi significativamente maior que

aquelas dos corpos-de-prova das resinas acrílicas autopolimerizáveis ( $P < 0,05$ );

- 11) Em geral, os corpos-de-prova das resinas **Lucitone 550** e **Ufigel Hard** apresentaram falhas coesivas, os da resina **New Truliner** falhas mistas, os do material **Tokuso Rebase Fast** exibiram tanto falhas mistas como adesivas, e todos os tipos de falha foram observados nos corpos-de-prova da resina **Kooliner**.

## **8. REFERÊNCIAS\***

1. AL-HANBALI, E; KELLEWAY, J.P.; HOWLETT, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. **J. Dent.**, Guildford, v. 19, n. 3, p. 176-80, June 1991.
2. ANDERSON, G.C.; SCHULTE, J.K.; ARNOLD, T.C. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 60, n. 3, p. 394-398, Sept. 1988.
3. ANDREOPOULOS, A.G.; POLYZOIS, G.L. Repair of denture base resins using visible light-cured materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 72, n. 5, p. 462-468, Nov. 1994.
4. ANDREOPOULOS, A.G.; POLYZOIS, G.L.; DEMETRIOU, P.P. Repairs with visible light-curing denture base materials. **Quintessence Int.**, v. 22, n. 9, p. 703-706, Sept. 1991.
5. ARENA, C.A.; EVANS, D.B.; HILTON, T.J. A comparison of bond strength among chairside hard reline materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 70, n. 2, p. 126-131, Aug. 1993.
6. ARIMA, T.; MURATA, H.; HAMADA, T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 1, p. 55-59, Jan. 1995.

---

\* Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR 6023**: Informação e documentação - referências - elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24 p.

7. ARIMA T., MURATA H., HAMADA T. Analysis of composition and structure of hard autopolymerizing reline resins. **J. Oral. Rehabil.**, v. 23, n. 5, p. 346-52, Jan. 1996.
8. ARIMA, T. et al. Composition and effect of denture base resin surface primers for reline acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 4, p. 457-462, Apr. 1996.
9. AYDIN, A.K. et al. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 15, n. 3, p. 211-218, May 1999.
10. BANTING D.W., HILL S.A. Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis. **Spec. Care Dentist.**, Chicago, v. 21, n. 1, p. 4-8, Feb. 2001.
11. BAYSAN, A., WHILEY, R., WRIGHT, P.S. Use of microwave energy to disinfect a long-term soft lining material contaminated with *Candida albicans* or *Staphylococcus aureus*. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 4, p. 454-458, Apr. 1998.
12. BECKER, C.M.; SMITH, D.E.; NICHOLLS, J.I. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 37, n. 4, p. 450-459, Apr. 1977.
13. BEECH, D.R. Molecular weight distribution of denture base acrylic. **J. Dent.**, Guildford, v. 3, n. 1, p. 19-24, Jan. 1975.

14. BEYLI, M.S.; VON FRAUNHOFER, J.A. Repair of fractured acrylic resin dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 44, n. 5, p. 497-503, Nov. 1980.
15. BLAGOJEVIC, V; MURPHY, V.M. Microwave polymerization of denture base materials. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, n. 10, p. 804-808, Oct. 1999.
16. BRACE, M.L., PLUMMER, K.D. Pratical denture disinfection **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 70, n. 6, p. 538-40, Dec. 1993.
17. BRADEN, M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 14, n. 2, p. 307-316, 1964.
18. BREEDING, L.C.; DIXON, D.L.; LUND, P.S. Dimensional changes of processed denture bases after relining with three resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 5, p. 650-656, Nov. 1991.
19. BUNCH, J.; JOHNSON, G.H.; BRUDVIK, J.S. Evaluation of hard direct reline resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 57, n. 4, p.512-519, Apr. 1987.
20. BURNS, D.R. et al. Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 3, n. 5, p. 489-493, Sept./Oct. 1990.
21. BÜYÜKYILMAZ, S.; RUYTER, I.E. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard , v. 10, n. 1, p. 49-54, Jan./Feb. 1997.

22. CAYCIK, S.; JAGGER, R.G. The effect of cross-linking chain length on mechanical properties of a dough-molded poly(methylmethacrylate) resin. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 8, n. 3, p. 153-157, May 1992.
23. CHAI, J.; TAKAHASHI, Y.; KAWAGUCHI, M. The flexural strengths of denture base acrylic resins after relining with a visible-light-activated material. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 2, p. 121-124, Mar./Apr. 1998.
24. CHEN, J.C.; LACEFIELD, W.R.; CASTLEBERRY, D.J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 4, n. 1, p. 20-24, Feb. 1988.
25. CONSANI, R.L.X. et al. Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 13, n. 1, p. 57-60, 2002.
26. CUCCI, A.L.M. et al. Unrestricted linear dimensional changes of two hard chairside reline resins and one heat-curing acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 76, n. 4, p. 414-417, Oct. 1996.
27. CUCCI, A.L.M. et al. Water sorption, solubility and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 4, p. 434-438, Oct. 1998.
28. CUCCI, A.L.M. et al. Tensile bond strengths of hard chairside reline resins as influenced by water storage. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.26, n.8, p.631-634, Aug. 1999.

29. CUNNINGHAM, J.L. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v. 27, n. 4, p. 312-316, Apr. 2000.
30. CUNNINGHAM, J.L.; BENINGTON, I.C. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. **J. Dent.**, Guildford, v. 27, n. 2, p. 129-135, Feb. 1999.
31. CURTIS, D.A. et al. Shear bond strength of visible-light-cured resin relative to heat-cured resin. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 5, n. 5, p. 314-318, Sept. 1989.
32. DE CLERCK, J. P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prosthesis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 57, n. 5, p. 650-658, May 1987.
33. De GEE, A.J.; HARKEL, E.C.; DAVIDSON, C.L. Measuring procedure for the determination of the three-dimensional shape of dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 42, n. 2, p. 149-153, Aug. 1979.
34. DIXON, D.L., BREEDING, L.C., FALER, T.A. Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 2, p. 207- 214, Feb.1999.
35. DOGAN, A. et al. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. **J. Dent.**, Guildford, v. 23, n. 5, p. 313-318, Oct. 1995.

36. DOUGLAS, W.H.; BATES, J.F. The determination of residual monomer in polymethylmethacrylate denture-base resins. **J. Mat. Sci.**, v. 13, p. 2600-2604, 1978.
37. DYER, R.A.; HOWLETT, J.A. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. **J. Dent.**, Guildford, v. 22, n. 4, p. 236-241, Aug. 1994.
38. ELAHI, J.M.; ABDULLAH, M.A. Effect of different polymerization techniques on dimensional stability of record bases. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 2, p. 150-153, Feb. 1994.
39. FURUKAWA, K.K. et al. Effectiveness of chlorine dioxide in disinfection on two soft denture liners. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 6, p. 723-9, Dec.1998.
40. GARFUNKEL, E. Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-processing and the pack-and-press technique. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 6, p. 757-761, Dec. 1983.
41. HARRISON, A.; HUGGETT, R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. **J. Dent.**, Guilford, v. 20, n. 6, p. 370-374, Dec. 1992.
42. HARRISON, A.; BELTON, E.L.; MEADES, K. Do self-curing acrylic resin repairs gain strength with age? **J. Dent.**, Guildford, v. 5, n. 4, p. 334-338, Dec. 1977.

43. HARRISON, W.M.; STANSBURY, B.E. The effect of joint surface contours on the transverse strength of repaired acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 23, n. 4, p. 464-472, Apr. 1970.
44. HAYAKAWA, I. et al. E. properties of a new light-polymerized relining material. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 3, n. 3, p. 278-284, May/June 1990.
45. HAYWOOD, J. et al. A comparison of three hard chairside denture relining materials. Part I. Clinical evaluation. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, Larkfield, v.11, n.4, p.157-163, Dec. 2003.
46. HENDERSON, C.W. et al. Evaluation of the barrier system, an infection control system for the dental laboratory. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 58, n. 4, p. 517-21, Oct. 1987.
47. HUGGETT, R.; BROOKS, S.C.; BATES, J.F. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. **Quintessence Dent. Technol.**, Chicago, v. 8, n. 2, p. 81-85, Feb. 1984.
48. HUGGETT, R. et al. Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 4, p. 634-640, Oct. 1992.
49. INOUE, K. et al. Effect of residual monomer on viscoelastic properties of pour denture base resins. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 2, n. 2, p. 192-197, Dec. 1983.
50. **International Organization for Standardization.** Specification 1567: dentura base polymers. 2<sup>nd</sup> ed. Switserland: The Organization, 1988.

51. JAGGER, R.G. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 5, n. 2, p. 151-157, Apr. 1978.
52. KAWANO, F. et al. Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 2, p. 368-371, Aug. 1992.
53. KEDJARUNE, U., CHAROENWORALUK, N., KOONTONGKAEW, S. Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v. 44, n. 1, p. 25-30, Mar. 1999.
54. KEENAN, P.L.J.; RADFORD, D.R.; CLARK, R.K.F. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 1, p. 37-44, Jan. 2003.
55. KHAN, Z.; MARTIN, J; COLLARD, S. Adhesion characteristics of visible light-cured denture base material bonded to resilient lining materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 2, p. 196-200, Aug. 1989.
56. LAMB, D.J.; ELLIS, B.; PRIESTLEY, D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. **J. Dent.**, Guilford, v. 11, n. 1, p. 80-88, Mar. 1983.
57. LATTA, G.H.; BOWLES, W.F.; CONKIN, J.E. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 63, n. 6, p. 654-661, June 1990.

58. LEE, S.; LAI, Y.; HSU, T. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. **Eur. J. Oral Sci.**, Cambridge, v. 110, n. 2, p. 179-183, Apr. 2002.
59. LELES, C.R. et al. Bonding strength between a hard chairside relining resin and a denture base material as influenced by surface treatment. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 28, n. 12, p. 1153-1157, Dec. 2001.
60. LEONG, A.; GRANT, A.A. The transverse strength of repairs in polymethyl methacrylate. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v. 16, n. 4, p. 232-234, Aug. 1971.
61. LIN, J.J. et al. Disinfection of denture base acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 2, p. 202-6, Feb. 1999.
62. LORTON, L.; PHILLIPS, R.W. Heat-released stress in acrylic dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 42, n. 1, p. 23-26, July 1979.
63. MATSUMURA, H. et al. Clinical evaluation of a chemically cured hard denture relining material. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.7 p.640-644, July 2001.
64. McCARTNEY, J. W. Flange adaptation discrepancy, palatal base distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.52, n.4, p.545-53, Oct. 1984.

65. MACHADO, A. L. et al. Effect of heat-treatment on linear dimensional change of a hard chairside reline resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 6, p. 611-15, Dec. 2002.
66. McCORRIE, J.W.; ANDERSON, J.N. Transverse strength of repairs with self-curing resins. **Br. Dent. J.**, London, v. 109, n. 1, p. 364-366, Nov. 1960.
67. MINAMI, H. et al. In vitro evaluation of the influence of repairing condition of denture base resin on the bonding of autopolymerizing resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 2, p. 164-170, Feb. 2004.
68. MORADIANS, S. et al. Some mechanical properties including the repair strength of two self-curing acrylic resins. **J. Dent.**, Guildford, v. 10, n. 4, p.271-280, Apr. 1982.
69. MURPHY, W.M. et al. Rigid cold curing resins for direct use in oral cavity. **Br. Dent. J.**, London, v. 160, n. 11, p. 391-394, June 1986.
70. NEPPELENBROEK, K.H. et al. Effectiveness of microwave sterilization on three hard chairside reline resins. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 6, p. 616-620, Nov./Dec. 2003.
71. NEPPELENBROEK, K. H. et al. Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 93, n. 2, p. 171-176, Feb. 2005.
72. NUNES DE MELLO, J.A. et al. Reducing the negative effects of chemical polishing in acrylic resins by use of an additional cycle of polymerization. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 6, p. 598-602, June 2003.

73. PAVARINA, A. C. et al. The effect of disinfectant solutions on the hardness of acrylic resin denture teeth. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.30, n.7, p.749-752, Jul. 2003.
74. PAVARINA , A. C. et al. Effects of chemical disinfectantes on the transverse strength of denture base acrylic resins. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.30, n. 11, p.1085-1089, Nov. 2003.
75. PAVARINA A.C. et al. An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. **J. Oral Rehabil.**,Oxford, v. 30, n. 5, p. 532-536, May 2003.
76. POLYZOIS, G.L. Adhesion properties of resilient lining materials bonded to light-cured denture resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n.5, p. 854-858, Nov. 1992.
77. POLYZOIS, G.L.; ZISSIS, A.J.; YANNIKAKIS, S.A. The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n. 2, p. 150-154, Mar./Apr. 1995.
78. POLYZOIS, G.L. et al. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: a comparative study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 57, n. 5, p. 639-647, May 1987.
79. POW, E.H.N.; CHOW, T.W.; CLARK, R.K.F. Linear dimensional change of heat-cured acrylic resin complete dentures after reline and rebase. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 2, p. 238-245, Aug. 1998.

80. POWELL, G.L. et al. The presence and identification of organisms transmitted to dental laboratories. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 2, p. 235-237, Aug 1990.
81. PRICE, C.A. The effect of cross-linking agents on the impact resistance of a linear poly(methyl methacrylate) denture-base polymer. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 65, n. 7, p. 987-992, July 1986.
82. RADFORD, D.R. et al. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. **J. Dent.**, Guildford, v. 26, n.7, p. 577-583, Sept. 1998
83. RAZAVI, R; KHAN, Z.; VON FRAUNHOFER, J.A. The bond strength of a visible light-cured reline resin to acrylic resin denture base material. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v.63, n.4, p.485-487, Apr. 1990.
84. RISTIC, B.; CARR, L. Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.58, n.6, p.689-693, Dec. 1987.
85. ROBINSON, J.G.; McCABE, J.F.; STORER, R. Denture bases: the effects of various treatments on clarity, strength and structure. **J. Dent.**, Guildford, v. 15, n. 4, p. 150-165, Aug. 1987.
86. ROHRER, M.D.; BULARD, R.A. Microwave sterilization. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 110, n. 2, p. 194-198, Feb.1985.
87. RUPP, N.W., BOWEN, R.L., PAFFENBARGER, G.C. Bonding cold-curing denture base acrylic resin to acrylic resin teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 83, p. 601-606, Sept. 1971.

88. RUYTER, I.E.; ØYSAED, H. Conversion in denture polymer. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.16, n.5, p.741-754, Sept. 1982.
89. RUYTER, I. E.; SVENDSEN, S.A. Flexure properties of denture base polymers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.43, n.1, p.95-104, Jan. 1980.
90. SADAMORI, S. et al. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.72, n.1, p.19-22, July 1994.
91. SADAMORI, S. et al. Dimensional changes of relined denture bases with heat-cured, microwave-activated, autopolymerizing, and visible light-cured resins. A laboratory study. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v.40, n.5, p.322-326, Oct. 1995.
92. SALIM, S.; SADAMORI, S.; HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.67, n.6, p.879-881, June 1992.
93. SANDERS, J.L.; LEVIN, B.; REITZ, P.V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. **Quintessence Int.**, v.22, n.3, p.181-186, 1991.
94. SHEN, C.; COLAIZZI, F.A.; BIRNS, B. Strength of denture repairs as influenced by surface treatment. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.52, n.6, p.844-848, Dec. 1984.
95. SHEN, C.; JAVID, N.S.; COLAIZZI, F.A. The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resins. **Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. 5, p. 583-9, May 1989.

96. SHIM, J.S.; WATTS, D.C. Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.15, n.4, p.296-300, July 1999.
97. STIPHO, H.D.; TALIC, YF. Repair of denture base resins with visible light-polymerized reline material: Effect on tensile and shear bond strengths. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.86, n.2, p.143-148, Aug. 2001.
98. SYKORA, O.; SUTOW, E.J. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 20, n. 1, p. 19-31, Jan. 1993.
99. TAKAHASHI, Y.; CHAI, J. Assessment of shear bond strength between three denture reline materials and a denture base acrylic resin. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, n. 6, p. 531-535, Nov./Dec. 2001.
100. TAKAHASHI, Y.; CHAI, J. Shear bond strength of denture reline polymers to denture base polymers. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard., v. 14, n. 3, p. 271-275, May/June 2001.
101. TAKAHASHI, Y.; CHAI, J.; KAWAGUCHI, M. Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture reline materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard., v. 11, n. 1, p.49-54, Jan./Feb. 1998.
102. TAKAHASHI, Y.; CHAI, J.; KAWAGUCHI, M. Equilibrium strengths of denture polymers subjected to long-term water immersion. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n.4, p.348-352, July/Aug. 1999.

103. TAKAHASHI, Y.; KAWAGUCHI, M.; CHAI, J. Flexural strength at the proportional limit of a denture base material relined with four different denture reline materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.10, n.6, p.508-512, Nov./Dec. 1997.
104. TAKAHASHI, Y. et al. Bond strength of denture teeth to denture base resins. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.13, n.1, p.59-65, Jan./Feb. 2000.
105. TAKAMATA, T. et al. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 119, n. 3, p. 271-276, Aug. 1989.
106. THOMAS, C.J.; WEBB, B.C. Microwaving of acrylic resin dentures. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, Larkfield, v. 3, n. 4, p. 179-182, June 1995.
107. TSUCHIYA, H. et al. Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl methacrylate from acrylic resin denture base materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 618-624, June 1994.
108. VALLITTU, P.K.; LASSILA, V.P.; LAPPALAINEN, R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.72, n.6, p.639-643, Dec. 1994.
109. VALLITTU, P.K.; MIETTINEN, V.; ALAKUIJALA, P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 11, n. 6, p. 338-342, Nov. 1995.

110. VALLITTU, P.K.; RUYTER, I.E.; BUYKUILMAZ, S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. **Eur. J. Oral Sci.**, Cambridge, v. 106, n. 1, p.588-593, Feb. 1998.
111. VERGANI, C.E. **Efeito da complementação térmica de polimerização em microondas sobre a resistência flexural e estabilidade dimensional de resinas acrílicas para reembasamento.** 2003. 206 f. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003
112. WALLACE, P.W. et al. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 403-408, Sept. 1991.
113. WEBB, B.C. et al. Effectiveness of two methods of denture sterilization. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 25, n. 6, p. 416-23, Jun. 1998.
114. WILLIAMS, H.N. et al. The recovery and significance of nonoral opportunistic pathogenic bacteria in dental laboratory pumice. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 54, n. 5, p. 725-30, Nov. 1985.
115. WITT, S.; HART, P. Cross-infection hazards associated with the use of pumice in dental laboratories. **J. Dent.**, Guildford, v. 18, n. 5, p. 281-3, Oct. 1990.
116. WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 61, p. 413-430, Oct. 1960.

117. WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Dimensional changes in complete dentures on drying, wetting and heating in water. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 65, p.495-505, Oct. 1962.
118. WOELFEL, J.B.; WINTER, C.M.; IGARASHI, T. Five-year cephalometric study of mandibular ridge resorption with different posterior occlusal forms. Part I. Denture construction and initial comparison. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 36, n. 6, p. 602-23, Dec. 1976.
119. WOLFAARDT, J.; CLEATON-JONES, P.; FATTI, P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly(methyl methacrylate). **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.55, n.4, p.518-525, Apr. 1986.
120. YUNUS, N.; HARRISON, A.; HUGGETT, R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.21, n.6, p.641-648, Nov. 1994.

## Apêndice A: Alteração dimensional

Tabela A1 - Valores alteração dimensional, em porcentagem, de acordo com o material e grupo experimental

Materiais	CP	Grupos					
		G1	G2	G3	G4	C1	C2
Kooliner	1	-0,383	-0,881	-0,350	-0,483	-0,238	-0,488
	2	-0,466	-1,157	-0,343	-0,722	-0,085	-0,507
	3	-0,424	-1,156	-0,337	-0,927	-0,238	-0,479
	4	-0,418	-0,881	-0,359	-0,748	-0,196	-0,442
	5	-0,642	-1,130	-0,652	-0,989	-0,373	-0,646
	6	-0,589	-1,259	-0,591	-0,862	-0,395	-0,668
	7	-0,353	-0,975	-0,502	-0,632	-0,247	-0,589
	8	-0,186	-1,052	-0,388	-0,464	-0,096	-0,464
Tokuso	1	-0,304	-0,225	-0,214	-0,144	-0,234	-0,171
	2	-0,251	-0,500	-0,254	-0,214	-0,171	-0,291
	3	-0,354	-0,490	-0,330	-0,210	-0,037	-0,236
	4	-0,361	-0,396	-0,256	-0,122	-0,199	-0,348
	5	-0,458	-0,574	-0,478	-0,393	-0,273	-0,393
	6	-0,563	-0,539	-0,450	-0,205	-0,404	-0,467
	7	-0,427	-0,366	-0,359	-0,381	-0,147	-0,287
	8	-0,355	-0,239	-0,289	-0,092	-0,269	-0,423
Ufi Gel Hard	1	-0,260	-0,503	-0,389	-0,380	-0,418	-0,300
	2	-0,300	-0,437	-0,241	-0,335	-0,413	-0,376
	3	-0,317	-0,638	-0,341	-0,269	-0,466	-0,431
	4	-0,374	-0,588	-0,654	-0,326	-0,365	-0,385
	5	-0,578	-0,676	-0,543	-0,578	-0,539	-0,546
	6	-0,504	-0,762	-0,585	-0,591	-0,583	-0,570
	7	-0,423	-0,581	-0,252	-0,401	-0,506	-0,416
	8	-0,438	-0,679	-0,388	-0,237	-0,478	-0,467
New Truliner	1	-0,728	-1,137	-0,977	-1,122	-0,186	-0,197
	2	-0,512	-1,172	-0,490	-1,168	-0,326	-0,409
	3	-0,920	-1,152	-0,610	-1,270	-0,245	-0,199
	4	-0,673	-1,395	-0,463	-1,111	-0,219	-0,704
	5	-0,862	-1,294	-0,690	-1,104	-0,487	-0,775
	6	-0,888	-1,314	-0,786	-1,418	-0,360	-0,679
	7	-0,627	-1,577	-0,600	-0,955	-0,333	-0,506
	8	-0,662	-1,150	-0,690	-1,017	-0,353	-0,462
Lucitone	1	-0,468	-0,916	-0,269	-1,531	-0,383	-0,415
	2	-0,411	-0,868	-0,289	-1,351	-0,265	-0,566
	3	-0,265	-0,907	-0,389	-1,347	-0,265	-0,437
	4	-0,363	-0,839	-0,361	-1,303	-0,203	-0,488
	5	-0,458	-1,235	-0,663	-1,451	-0,301	-0,532
	6	-0,622	-1,194	-0,624	-1,658	-0,458	-0,674
	7	-0,337	-0,868	-0,423	-1,404	-0,195	-0,480
	8	-0,429	-1,014	-0,394	-1,374	-0,302	-0,565

Tabela A2 - Valores alteração dimensional, em micrometros, de acordo com o material e grupo experimental

Materiais	CP	Grupos					
		G1	G2	G3	G4	C1	C2
Kooliner	1	-175	-403	-160	-221	-109	-223
	2	-213	-529	-157	-330	-39	-232
	3	-194	-529	-154	-424	-109	-219
	4	-191	-403	-164	-342	-90	-202
	5	-368	-518	-299	-453	-171	-296
	6	-270	-577	-271	-395	-181	-306
	7	-161	-445	-229	-289	-113	-269
	8	-85	-480	-177	-177	-44	-212
Tokuso	1	-139	-103	-98	-66	-107	-78
	2	-115	-28	-116	-98	-78	-133
	3	-162	-224	-151	-96	-17	-108
	4	-165	-181	-117	-56	-91	-159
	5	-210	-263	-219	-225	-125	-180
	6	-258	-247	-206	-94	-185	-214
	7	-195	-167	-164	-174	-67	-131
	8	-162	-109	-132	-42	-123	-193
Ufi Gel Hard	1	-119	-230	-178	-174	-191	-137
	2	-137	-200	-110	-153	-189	-172
	3	-145	-292	-156	-123	-213	-197
	4	-171	-269	-299	-149	-167	-176
	5	-265	-310	-249	-265	-247	-250
	6	-231	-349	-268	-271	-267	-261
	7	-193	-265	-115	-183	-231	-190
	8	-200	-310	-177	-108	-218	-213
New Truliner	1	-333	-520	-447	-513	-85	-90
	2	-234	-536	-224	-534	-149	-187
	3	-421	-527	-279	-726	-112	-91
	4	-308	-638	-212	-508	-100	-322
	5	-395	-593	-316	-506	-223	-355
	6	-407	-602	-360	-650	-165	-311
	7	-286	-720	-274	-436	-152	-231
	8	-302	-525	-315	-464	-161	-211
Lucitone	1	-214	-419	-123	-700	-175	-190
	2	-188	-397	-132	-618	-121	-259
	3	-121	-415	-178	-616	-121	-200
	4	-166	-384	-165	-596	-93	-223
	5	-210	-566	-380	-665	-138	-244
	6	-285	-684	-286	-760	-210	-309
	7	-154	-396	-193	-641	-89	-219
	8	-196	-463	-180	-627	-138	-258

Tabela A3 - Valores de probabilidade p do teste de Tukey para comparação de médias de porcentagem de alteração dimensional entre grupos experimentais em cada material.

Kooliner	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		<0,001	1,000	0,002	0,313	0,999
G2	<0,001		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
G3	1,000	<0,001		0,003	0,238	1,000
G4	0,002	<0,001	0,003		<0,001	0,380
C1	0,313	<0,001	0,238	<0,001		0,001
C2	0,999	<0,001	1,000	0,380	0,001	
Tokuso Rebase	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		1,000	1,000	0,743	0,701	1,000
G2	1,000		1,000	0,347	0,308	1,000
G3	1,000	1,000		0,998	0,997	1,000
G4	0,743	0,347	0,998		1,000	0,999
C1	0,701	0,308	0,997	1,000		0,998
C2	1,000	1,000	1,000	0,999	0,998	
Ufi Gel Hard	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		0,218	1,000	1,000	1,000	1,000
G2	0,218		0,490	0,146	0,952	0,646
G3	1,000	0,490		1,000	1,000	1,000
G4	1,000	0,146	1,000		1,000	1,000
C1	1,000	0,952	1,000	1,000		1,000
C2	1,000	0,646	1,000	1,000	1,000	
New Truliner	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		<0,001	1,000	<0,001	<0,001	0,045
G2	<0,001		<0,001	0,979	<0,001	<0,001
G3	1,000	<0,001		<0,001	<0,001	0,645
G4	<0,001	0,979	<0,001		<0,001	<0,001
C1	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001		0,570
C2	0,045	<0,001	0,645	<0,001	0,570	
Lucitone 550	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		<0,001	1,000	<0,001	0,989	1,000
G2	<0,001		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
G3	1,000	<0,001		<0,001	0,975	1,000
G4	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001	<0,001
C1	0,989	<0,001	0,975	<0,001		0,118
C2	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,118	

Tabela A4 - Valores de probabilidade p do teste de Tukey para comparação de médias de alteração dimensional entre os materiais em cada grupo experimental

G1	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		1,000	1,000	0,001	1,000
Tokuso Rebase	1,000		1,000	<0,001	1,000
Ufi Gel Hard	1,000	1,000		<0,001	1,000
New Truliner	0,001	<0,001	<0,001		<0,001
Lucitone 550	1,000	1,000	1,000	<0,001	
G2	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		<0,001	<0,001	0,188	1,000
Tokuso Rebase	<0,001		0,391	<0,001	<0,001
Ufi Gel Hard	<0,001	0,391		<0,001	<0,001
New Truliner	0,188	<0,001	<0,001		0,002
Lucitone 550	1,000	<0,001	<0,001	0,002	
G3	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		0,997	1,000	0,119	1,000
Tokuso Rebase	0,997		1,000	<0,001	1,000
Ufi Gel Hard	1,000	1,000		0,054	1,000
New Truliner	0,119	<0,001	0,054		0,061
Lucitone 550	1,000	1,000	1,000	0,061	
G4	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Tokuso Rebase	<0,001		0,678	<0,001	<0,001
Ufi Gel Hard	<0,001	0,678		<0,001	<0,001
New Truliner	<0,001	<0,001	<0,001		0,004
Lucitone 550	<0,001	<0,001	<0,001	0,004	
C1	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		1,000	0,060	1,000	1,000
Tokuso Rebase	1,000		0,023	1,000	1,000
Ufi Gel Hard	0,060	0,023		0,812	0,615
New Truliner	1,000	1,000	0,812		1,000
Lucitone 550	1,000	1,000	0,615	1,000	
C2	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		0,220	1,000	1,000	1,000
Tokuso Rebase	0,220		0,998	0,737	0,380
Ufi Gel Hard	1,000	0,998		1,000	1,000
New Truliner	1,000	0,737	1,000		1,000
Lucitone 550	1,000	0,380	1,000	1,000	

## Apêndice B: Resistência de união

Tabela B1 - Valores de resistência de união, em MPa, de acordo com o material e grupo experimental

Materiais	CP	Grupos					
		G1	G2	G3	G4	C1	C2
Kooliner	1	9,67	9,39	10,41	14,42	5,81	5,81
	2	10,20	11,43	9,53	9,28	5,01	8,28
	3	9,24	7,74	9,99	10,00	7,97	11,57
	4	9,14	8,64	8,91	11,61	11,87	5,39
	5	9,38	10,37	12,58	11,58	6,72	10,98
	6	9,64	7,46	11,14	12,10	9,66	10,21
	7	7,31	10,67	8,05	12,38	9,57	10,36
	8	6,10	11,07	9,67	9,81	10,91	4,75
Tokuso Rebase	1	9,23	11,09	8,88	16,55	7,23	10,25
	2	9,65	11,74	10,94	15,97	6,93	11,17
	3	14,57	13,51	7,79	12,88	9,71	12,87
	4	12,39	15,66	10,69	17,50	12,64	12,61
	5	8,61	15,58	10,45	14,46	6,37	13,12
	6	13,35	15,23	8,78	16,43	7,20	16,21
	7	10,66	9,48	9,93	16,95	10,91	13,14
	8	14,04	11,17	12,10	13,54	11,67	9,83
Ufi Gel Hard	1	13,11	14,35	12,60	13,03	13,57	10,36
	2	11,24	15,18	14,55	14,48	16,02	8,28
	3	12,24	15,05	15,63	12,58	15,48	11,73
	4	11,16	12,66	10,27	16,01	10,96	13,72
	5	16,24	14,08	11,78	12,61	14,00	10,98
	6	15,14	12,24	15,61	12,50	10,86	10,21
	7	11,92	13,82	13,38	11,41	10,13	11,86
	8	14,59	18,12	12,80	12,48	13,93	11,91
New Truliner	1	7,16	7,98	4,19	12,23	6,35	9,51
	2	7,74	9,50	5,87	13,87	7,86	10,10
	3	7,41	9,66	7,38	11,31	8,79	9,31
	4	6,56	9,47	6,94	11,48	6,69	12,44
	5	7,48	9,80	5,98	11,23	8,51	8,13
	6	10,06	13,24	8,82	9,29	9,10	6,14
	7	7,31	9,74	5,58	9,26	11,42	10,22
	8	4,63	11,15	7,54	8,73	5,16	10,40
Lucitone 550	1	22,14	17,09	12,38	18,97	15,14	24,95
	2	21,41	21,51	16,51	18,98	20,29	18,65
	3	25,59	19,38	14,69	19,91	18,94	17,94
	4	25,36	19,76	18,28	15,10	18,64	21,43
	5	26,46	14,53	15,12	18,24	18,72	23,54
	6	20,63	16,03	17,85	16,28	17,40	23,38
	7	21,19	14,87	11,82	14,58	19,93	24,54
	8	21,34	20,08	19,08	20,51	22,10	19,49

Tabela B2 - Valores de probabilidade p do teste de Tukey para comparação de médias de resistência de união entre grupos experimentais em cada material

Kooliner	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		1,000	1,000	0,751	1,000	1,000
G2	1,000		1,000	0,996	1,000	1,000
G3	1,000	1,000		1,000	0,999	0,999
G4	0,751	0,996	1,000		0,435	0,417
C1	1,000	1,000	0,999	0,435		1,000
C2	1,000	1,000	0,999	0,417	1,000	
Tokuso Rebase	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		1,000	0,999	0,025	0,807	1,000
G2	1,000		0,412	0,722	0,039	1,000
G3	0,999	0,412		<0,001	1,000	0,821
G4	0,025	0,722	<0,001		<0,001	0,306
C1	0,807	0,039	1,000	<0,001		0,196
C2	1,000	1,000	0,821	0,306	0,196	
Ufi Gel Hard	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		1,000	1,000	1,000	1,000	0,970
G2	1,000		1,000	1,000	1,000	0,203
G3	1,000	1,000		1,000	1,000	0,940
G4	1,000	1,000	1,000		1,000	0,980
C1	1,000	1,000	1,000	1,000		0,983
C2	0,970	0,203	0,940	0,980	0,983	
New Truliner	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		0,585	1,000	0,081	1,000	0,927
G2	0,585		0,110	1,000	0,968	1,000
G3	1,000	0,110		0,005	1,000	0,408
G4	0,081	1,000	0,005		0,448	1,000
C1	1,000	0,968	1,000	0,448		1,000
C2	0,927	1,000	0,408	1,000	1,000	
Lucitone 550	G1	G2	G3	G4	C1	C2
G1		<0,001	<0,001	<0,001	0,014	1,000
G2	<0,001		0,942	1,000	1,000	0,041
G3	<0,001	0,942		0,964	0,277	<0,001
G4	<0,001	1,000	0,964		1,000	0,030
C1	0,014	1,000	0,277	1,000		0,524
C2	1,000	0,041	<0,001	0,030	0,524	

Tabela B3 - Valores de probabilidade p do teste de Tukey para comparação de médias de resistência de união entre os materiais em cada grupo experimental

G1	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		0,623	0,005	1,000	<0,001
Tokuso Rebase	0,623		0,999	0,008	<0,001
Ufi Gel Hard	0,005	0,999		<0,001	<0,001
New Truliner	1,000	0,008	<0,001		<0,001
Lucitone 550	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
G2	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		0,188	0,001	1,000	<0,001
Tokuso Rebase	0,188		1,000	0,510	<0,001
Ufi Gel Hard	0,001	1,000		0,005	0,131
New Truliner	1,000	0,510	0,005		<0,001
Lucitone 550	<0,001	<0,001	0,131	<0,001	
G3	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		1,000	0,210	0,121	<0,001
Tokuso Rebase	1,000		0,166	0,156	<0,001
Ufi Gel Hard	0,210	0,166		<0,001	0,860
New Truliner	0,121	0,156	<0,001		<0,001
Lucitone 550	<0,001	<0,001	0,860	<0,001	
G4	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		0,013	0,998	1,000	<0,001
Tokuso Rebase	0,013		0,856	0,002	0,909
Ufi Gel Hard	0,998	0,856		0,935	0,001
New Truliner	1,000	0,002	0,935		<0,001
Lucitone 550	<0,001	0,909	0,001	<0,001	
C1	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		1,000	0,001	1,000	<0,001
Tokuso Rebase	1,000		0,020	1,000	<0,001
Ufi Gel Hard	0,001	0,020		<0,001	<0,001
New Truliner	1,000	1,000	<0,001		<0,001
Lucitone 550	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
C2	Kooliner	Tokuso	Ufi Gel	New Truliner	Lucitone 550
Kooliner		0,024	0,634	1,000	<0,001
Tokuso Rebase	0,024		1,000	0,504	<0,001
Ufi Gel Hard	0,634	1,000		0,999	<0,001
New Truliner	1,000	0,504	0,999		<0,001
Lucitone 550	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	

**Apêndice C: Grupos experimentais**

Quadro 1 – Grupos experimentais

<b>Grupos</b>	<b>Tratamentos</b>
<b>G1</b>	Escovação durante 1 minuto com clorexidina a 4%, seguida da imersão em solução aquecida (50°C) de peróxido alcalino (3,8%) por 10 minutos. Ciclo realizado 2 vezes.
<b>G2</b>	Amostras imersas em água (200 mL) e irradiadas com energia por microondas a 650 W por 6 minutos. Ciclo realizado 2 vezes.
<b>G3</b>	Desinfecção com peróxido alcalino, diariamente, por um período de 7 dias. Corpos-de-prova imersos em água destilada a 37°C, entre as desinfecções.
<b>G4</b>	Desinfecção com irradiação por microondas, diariamente, por um período de 7 dias. Corpos-de-prova imersos em água destilada a 37°C, entre as desinfecções.
<b>C1</b>	Controle 1 - Grupo imediato, sem tratamento.
<b>C2</b>	Controle 2 - Imersão em água destilada a 37°C por 7 dias.

GONÇALVES, A. R. **Efeito da desinfecção química e por microondas na alteração dimensional e resistência de união de resinas para reembasamento imediato e resina termopolimerizável.** 2005. 236 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral – Área de Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

## **RESUMO**

Esse estudo avaliou o efeito da desinfecção química e por irradiação com microondas sobre a estabilidade dimensional e a resistência ao cisalhamento entre uma resina termopolimerizável para base de prótese (Lucitone 550-L) e quatro resinas autopolimerizáveis para reembasamento (Kooliner- K, New Truliner-NT, Tokuso Rebase-TR, Ufi Gel Hard -UGH). Foi avaliada também a resistência ao cisalhamento de corpos-de-prova reembasados com a resina L. Para cada material, 48 corpos-de-prova (50 mm diâmetro x 0.5 mm espessura) foram preparados, seguindo-se as recomendações dos fabricantes, utilizando-se uma matriz metálica circular com pontos de referência (A, B, C e D). Um projetor de perfil Nikon foi utilizado para mensurar a distância entre os pontos de referências (AB e CD) na matriz metálica e nos corpos-de-prova. Os corpos-de-prova foram divididos em 6 grupos (n=8) e as mensurações foram realizadas após as seguintes condições experimentais: G1- 2 ciclos de desinfecção química (corpos-de-prova imersos em solução de perborato de sódio a 3,8% aquecida a 50° C por 10 minutos); G2- 2 ciclos de desinfecção com microondas (corpos-de-prova imersos em 200 mL de água e irradiados com 650 W por 6 minutos); G3- 7 ciclos de desinfecção química; G4- 7 ciclos de desinfecção com microondas; C1- grupo controle 1- após a polimerização para as resinas de reembasamento e após imersão em água a 37° C por 48 ± 2 horas para a resina de base; C2- grupo controle 2- corpos-de-prova imersos em água a 37° C por 7 dias. Para os grupos G3 e G4, os corpos-de-prova foram mantidos em água a 37° C entre os ciclos de desinfecção. As diferenças entre as mensurações realizadas nos corpos-de-prova e as da matriz foram calculadas e expressas em porcentagem de alteração dimensional linear.

Para avaliar a resistência de união, foram confeccionados cilindros (20mm x 20mm) da resina L foram processados (água a 70 por 90 minutos, e 30 minutos em água em ebulição), e armazenados em água destilada a  $37 \pm 1^\circ \text{C}$  por  $48 \pm 2$  horas. Para o teste de resistência de união, as superfícies a serem unidas foram desgastadas com lixa de granulação 240, escovadas com detergente (20s), lavadas com água destilada e secadas. As regiões a serem unidas foram pinceladas com o monômero da resina L (180s) para a resina K, e com os agentes de união específicos para as demais resinas (30 segundos). Foi utilizada uma fita circular com um orifício central (3,5mm) para padronizar a área de união. Cada cilindro foi inserido em uma matriz metálica com um orifício central (3,5 x 5,0 mm). Os materiais reembasadores foram preparados, inseridos na matriz e polimerizados seguindo as recomendações dos fabricantes. Após a polimerização, os corpos-de-prova de cada material reembasador foram divididos em 6 grupos (n=8), e submetidos ao teste de cisalhamento (0,5 mm/min) após serem submetidos às mesmas condições descritas para a propriedade de estabilidade dimensional. As superfícies fraturadas foram examinadas utilizando-se microscopia eletrônica de varredura e analisador de imagens para determinar a porcentagem da superfície que permaneceu recoberta pelo material reembasador e o tipo de fratura (adesiva, coesiva ou mista). Os resultados foram submetidos a análise de variância a dois fatores, seguida do teste de Tukey ao nível de confiança de 95%. Todos os corpos-de-prova revelaram contração após a polimerização (C1) e após armazenagem em água por 7 dias (C2). Para as resinas K e L, os 2 ou 7 ciclos de desinfecção química (K - G1-0,43% e G3-0,44%, respectivamente; L - G1-0,41 e G3-0,42%, respectivamente) não aumentaram ( $P > 0,05$ ) a média de alteração dimensional comparado com os corpos-de-prova não submetidos à desinfecção (K - C1-0,23% e C2-0,53%; L - C1-0,29% e C2-0,52%). Os corpos-de-prova de NT (C1-0,31%) exibiram um aumento significativo ( $P < 0,05$ ) na média de alteração dimensional após 2 ciclos de desinfecção química (G1-0,73%), enquanto não foi encontrada diferença significativa ( $P > 0,05$ ) quando os corpos-de-prova foram submetidos a 7 ciclos (G3-0,66%) quando comparados com aqueles imersos em água por 7 dias (C2-0,5049%). A desinfecção em

microondas aumentou significativamente ( $P < ,05$ ) a média de alteração dimensional linear dos materiais K (G2-1,06%; G4-0,72%), L (G2-0,98%; G4-1,42%) e NT (G2-1,27%; G4-1,14%). Entretanto, para o material K, não foi observada diferença significativa entre os corpos-de-prova do grupo G4 e C2 ( $P > ,05$ ). Os corpos-de-prova dos materiais TR e UGH não revelaram diferença estatisticamente significativa na média de alteração dimensional linear entre os grupos avaliados ( $P > ,05$ ). Quando a média de alteração dimensional dos corpos-de-prova não submetidos a procedimentos de desinfecção foram comparados (C1 e C2), não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre a resina L e a resina avaliada ( $P > ,05$ ). Para o material NT, a média de resistência de união dos corpos-de-prova de G3 (6,54 MPa) foi significativamente menor ( $P < ,05$ ) que os corpos-de-prova do grupo G4 (10,93 MPa). Entretanto, não foram encontradas diferenças significativas ( $P > ,05$ ) entre esses dois grupos e os outros avaliados. (G1-7,29 MPa; G2-10,07 MPa; C1-7,98 MPa; C2-9,53 MPa). As falhas dos corpos-de-prova da resina NTL foram principalmente mistas. Não houve diferença significativa ( $P > ,05$ ) na média de resistência ao cisalhamento do material TR entre os corpos-de-prova de C1 (9,08 MPa) e aqueles submetidos a 2 ciclos de desinfecção química (G1-11,56 MPa), enquanto os 2 ciclos de desinfecção em microondas promoveram um aumento significativo (G2-12,93 MPa;  $P < ,05$ ). Não houve diferença significativa ( $P > ,05$ ) entre os corpos-de-prova de TR imersos em água por 7 dias (C2-12,40 MPa) e aqueles submetidos a desinfecção diária, independente do método utilizado (G3-9,95 MPa and G4-15,54 MPa). Os corpos-de-prova da resina TR revelaram tanto falhas adesivas com mistas. Os corpos-de-prova do material L (C1-18,89 MPa) revelaram aumento significativo ( $P < ,05$ ) na resistência de união após 2 ciclos de desinfecção (G1-23,02 MPa), e não houve diferença significativa ( $P > ,05$ ) depois de 2 ciclos de irradiação em microondas (G2-17,91 MPa). Independente do método de desinfecção, 7 ciclos promoveram uma diminuição significativa ( $P < ,05$ ) na média de resistência ao cisalhamento dos corpos-de-prova da resina L (G3-15,72 MPa and G4-17,82 MPa) comparados com aqueles imersos em água por 7 dias (C2-21,74 MPa). Quase todos os corpos-de-prova da resina L falharam de maneira coesiva. Não foram encontradas diferenças

nas médias de resistência ao cisalhamento entre os corpos-de-prova da resina K e UGH para todas as condições avaliadas ( $P>,05$ ). Todos os tipos de falha foram observadas nos corpos-de-prova da resina K, por outro lado, os corpos-de-prova da resina UGH revelaram falhas coesivas principalmente. Foram tiradas as seguintes conclusões: 1) A resistência de união entre as resinas para reembasamento imediato e a resina para base de prótese não foi influenciada negativamente pelos dois métodos de desinfecção analisados. Em geral, a desinfecção por meio da imersão em solução aquecida de perborato de sódio não causou alterações dimensionais significativas nas resinas avaliadas. O método de desinfecção por microondas pode resultar em alterações dimensionais significativas, dependendo do material utilizado; 2) O material **New Truliner** revelou um aumento significativo na alteração dimensional linear após 2 ciclos de desinfecção por imersão em solução de perborato de sódio, enquanto a estabilidade dimensional dos demais materiais avaliados não foi influenciada significativamente ( $P>0,05$ ) pela desinfecção química; 3) A desinfecção com irradiação por microondas promoveu um aumento significativo ( $P<0,05$ ) na alteração dimensional linear para os corpos-de-prova dos materiais **Kooliner**, **New Truliner** e **Lucitone 550**; entretanto, para o material **Kooliner**, não houve diferença significativa entre a média de alteração dimensional linear dos corpos-de-prova irradiados diariamente e daqueles imersos em água por 7 dias ( $P>0,05$ ); 4) A estabilidade dimensional dos materiais **Tokuso Rebase Fast** e **Ufigel Hard** não foi influenciada pelos métodos de desinfecção avaliados; 5) Para os grupos **C1** e **C2**, nos quais os corpos-de-prova não foram submetidos à desinfecção, não foram encontradas diferenças significativas ( $P>0,05$ ) entre as médias de alteração dimensional linear da resina termopolimerizável **Lucitone 550** e as resinas autopolimerizáveis para reembasamento; 6) Para o material **New Truliner**, a realização de 7 ciclos de desinfecção por microondas resultou em média de resistência ao cisalhamento significativamente maior que a desinfecção por imersão em solução de perborato de sódio ( $P<0,05$ ); não foram encontradas diferenças significativas ( $P>0,05$ ) na resistência ao cisalhamento entre as demais condições avaliadas; 7) Para o material **Tokuso Rebase Fast**, 2 ciclos de

desinfecção por microondas promoveram aumento significativo ( $P < 0,05$ ) na média de resistência ao cisalhamento; entretanto, não houve diferença significativa entre a média de resistência ao cisalhamento dos corpos-de-prova irradiados diariamente e daqueles imersos em água somente por 7 dias ( $P > 0,05$ ); 8) Os corpos-de-prova do material **Lucitone 550** revelaram aumento significativo ( $P < 0,05$ ) nos valores médios de resistência ao cisalhamento após 2 ciclos de imersão em solução de perborato de sódio e diminuição significativa ( $P < 0,05$ ) após 7 ciclos, independente do método de desinfecção utilizado; 9) A resistência ao cisalhamento dos corpos-de-prova dos materiais **Kooliner** e **Ufigel Hard** não foi influenciada após terem sido submetidos aos dois métodos de desinfecção ( $P > 0,05$ ); 10) Quando a desinfecção não foi realizada (grupos **C1** e **C2**), a média de resistência de união dos corpos-de-prova da resina de base termopolimerizável **Lucitone 550** foi significativamente maior que aquelas dos corpos-de-prova das resinas acrílicas autopolimerizáveis ( $P < 0,05$ ); 11) Em geral, os corpos-de-prova das resinas **Lucitone 550** e **Ufigel Hard** apresentaram falhas coesivas, os da resina **New Truliner** falhas mistas, os do material **Tokuso Rebase Fast** exibiram tanto falhas mistas como adesivas, e todos os tipos de falha foram observados nos corpos-de-prova da resina **Kooliner**.

Palavras-chave: Resinas acrílicas; resistência ao cisalhamento; reembasadores de dentadura; desinfecção.

GONÇALVES, A. R. **Effect of chemical and microwave disinfection on the linear dimensional change and the shear bond strength between denture base and reline acrylic resins.** 2005. 236 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral – Área de Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

### ***ABSTRACT***

This study evaluated the effect of chemical and microwave disinfection on the linear dimensional change and the shear bond strength between one heat-polymerizing denture base acrylic resin (Lucitone 550-L) and four autopolymerizing reline resins (Kooliner- K, New Truliner-NT, Tokuso Rebase-TR, Ufi Gel Hard -UGH). Also, the shear bond strength of specimens relined with the denture base resin L was evaluated, for comparison. For each material, 48 disks (50 mm diameter and 0.5 mm thickness) were made by using a stainless steel split mold with reference points (A, B, C and D), following the manufacturers' instructions. A Nikon optical comparator was used to measure the distances between the reference points (AB and CD) on the stainless steel mold and on the specimens. Specimens were divided into 6 groups (n=8) and the measurements were made after the following conditions: G1- 2 cycles of chemical disinfection (specimens immersed in 3,8% sodium perborate solution at 50° C for 10 minutes); G2- 2 cycles of microwave disinfection (specimens immersed in 200 mL of water, and irradiated with 650 W for 6 min); G3- 7 cycles of chemical disinfection; G4- 7 cycles of microwave irradiation; G5- after polymerization for the reline resins and after the specimens had been stored in water at 37° C for 48 ± 2 hours; G6- specimens immersed in water at 37° C for seven days. For the groups G3 and G4, the specimens were disinfected daily, and stored in water at 37° C between disinfection. The differences between the measurements made on the specimens and on the stainless steel mold were calculated and expressed as percentage of linear dimensional changes. To evaluate the bond strength, cylinders (20mm x 20mm) of the resin L were processed (in water at 70°C for 90

minutes, and 30 minutes at boiling temperature), according to the manufacturer's instructions, and stored in distilled water ( $37 \pm 1^\circ \text{C}$  for  $48 \pm 2$  hours). The surfaces to be bonded were ground with 240-grit silicon carbide paper, brushed with detergent (20 s), washed in distilled water, and blot-dried. The bonding sites were prepared by painting the surfaces with L monomer (180 s) for resin K, and with the bonding agents (30 seconds) for the other resins. A tape with a circular opening (3.5 mm) was placed on the treated surfaces to provide a uniform bonding area. Each cylinder was placed in a stainless steel split mold with a center hole (3.5x5.0 mm). The reline materials were mixed, applied to the mold, and polymerized according to the manufacturers' instructions. After polymerization, specimens of each reline material were divided into 6 groups ( $n=8$ ), and submitted to shear tests (at a 0.5 mm/min cross-head speed) after the same conditions described for the dimensional stability. The fractured surfaces were examined using scanning electron microscope and an image analysis system to determine the percentage surface area that remained covered by the reline materials, and the type of failure (adhesive, cohesive or mixed). Data were analyzed with 2-way ANOVA, followed by Tukey's test at 95% confidence level. All specimens showed shrinkage after polymerization (G5) and after storage in water for 7 days (G6). For resins K and L, 2 or 7 cycles of chemical disinfection (K - G1-0.43% and G3-0.44%, respectively; L - G1-0.41 and G3-0.42%, respectively) did not increase ( $P>.05$ ) the mean linear dimensional change compared to the specimens not submitted to disinfection (K - G5-0.23% and G6-0.53%; L - G5-0.29% and G6-0.52%). NT specimens (G5-0.31%) exhibited a significant increase ( $P<.05$ ) in the mean linear dimensional change after 2 cycles of chemical disinfection (G1-0.73%), whereas no significant difference was found ( $P>.05$ ) when the specimens submitted to 7 cycles (G3-0.66%) were compared to those immersed in water for 7 days (G6-0.5049%). Microwave disinfection significantly increase ( $P<.05$ ) the mean linear dimensional change of materials K (G2-1.06%;G4-0.72%), L (G2-0.98%; G4-1.42%) and NT (G2-1.27%; G4-1.14%). However, for material K, no significant difference was observed between G4 and G6 specimens ( $P>.05$ ). Materials TR and UGH specimens showed no significant differences in the mean

linear dimensional change among all groups evaluated ( $P>.05$ ). When the mean linear dimensional change of the specimens not submitted to the disinfection procedures were compared (G5 and G6), no significant differences were found between resin L and the reline resins evaluated ( $P>.05$ ). For material NT, the mean shear bond strength of G3 specimens (6.54 MPa) was significant lower ( $P<.05$ ) than that of G4 specimens (10.93 MPa). However, there were no significant differences ( $P>.05$ ) between these two groups and the others evaluated (G1-7.29 MPa; G2-10.07 MPa; G5-7.98 MPa; G6-9.53 MPa). NTL specimens failures were mainly mixed mode in nature. No significant differences in the mean shear bond strength of material TR were observed ( $P>.05$ ) between G5 specimens (9.08 MPa) and those submitted to 2 cycles of chemical disinfection (G1-11.56 MPa), whereas 2 cycles of microwave disinfection promoted a significant increase (G2-12.93 MPa;  $P<.05$ ). There were no significant differences ( $P>.05$ ) between the TR specimens immersed in water for 7 days (G6-12.40 MPa) and those submitted to daily disinfection, regardless the disinfection method used (G3-9.95 MPa and G4-15.54 MPa). TR reline resin specimens showed both mixed and adhesive failures. Material L specimens (G5-18.89 MPa) showed a significant increase ( $P<.05$ ) in the shear bond strength after 2 cycles of chemical disinfection (G1-23.02 MPa), and no significant difference ( $P>.05$ ) after 2 cycles of microwave irradiation (G2-17.91 MPa). Regardless the disinfection method, 7 cycles promoted a significant decrease ( $P<.05$ ) in the mean shear bond strength of L specimens (G3-15.72 MPa and G4-17.82 MPa) compared to those immersed in water for 7 days (G6-21.74 MPa). Almost all the resin L specimens failed cohesively. No significant differences were found in the mean shear bond strength for K and UGH specimens in all conditions evaluated ( $P>.05$ ). All types of failures were seen for the specimens relined with K, whereas UGH specimens failures were mainly cohesive in nature. The following conclusions were drawn: 1) The shear bond strength of reline materials remained unaffected after they had been submitted to both disinfection methods. The disinfection with sodium perborate solution didn't result in significant linear dimensional change; 2) The **New Truliner** material showed significant increase in the mean linear

dimensional change after 2 sodium perborate disinfection, while the others resins weren't significantly ( $P > .05$ ) affected by the chemical disinfection; 3) Microwave disinfection promoted a significant increase ( $P < .05$ ) in the mean linear dimensional change for materials K, NT and L specimens; however, for material K there was no significant difference between the mean linear dimensional change of the specimens irradiated daily and that of the specimens immersed in water only for 7 days ( $P > .05$ ); 4) The dimensional stability of materials TR and UGH specimens was not affected by both disinfection methods evaluated; 5) No significant differences were found between the mean linear dimensional change of the heat-polymerizing denture base acrylic resin L and the autopolymerizing reline acrylic resins, when the specimens not submitted to the disinfection methods were compared; 6) For material NT, there were no significant differences ( $P > .05$ ) in the mean shear bond strength among the conditions evaluated, with the exception of 7 cycles of disinfection, in which microwave irradiation resulted in significantly higher mean shear bond strength than that of disinfection by immersing in sodium perborate solution ( $P < .05$ ); 7) For material TR, 2 cycles of microwave disinfection promoted a significant increase ( $P < .05$ ) in the mean shear bond strength; however, there was no significant difference between the mean shear bond strength of the specimens irradiated daily and that of the specimens immersed in water only for 7 days ( $P > .05$ ); 8) Material L specimens showed a significant increase ( $P < .05$ ) in the mean shear strength bond value after 2 cycles of immersion in sodium perborate solution and a significant decrease ( $P < .05$ ) after 7 cycles, regardless the disinfection method used; 9) The shear bond strengths of materials K e UGH specimens remained unaffected after they had been submitted to both disinfection methods ( $P > .05$ ); 10) When the disinfection was not performed (C1 and C2), the mean shear bond strength of the heat-polymerizing denture base acrylic resin L specimens was significantly higher than those of the autopolymerizing reline acrylic resins specimens ( $P < .05$ ); 11) In general, L and UGH specimens failed cohesively, NTL specimens showed mixed mode of failure, TR specimens exhibited both mixed and adhesive failures, and all types of failures were observed for K specimens.

Keywords: Acrylic resins; shear strength; denture liners; disinfection.

**Autorizo a reprodução deste trabalho.**

**Araraquara, 09 de maio de 2005.**

---

**Alessandro Ribeiro Gonçalves**