



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

**DANIELA GARCIA**

# Efeito da irradiação por microondas sobre a resistência à flexão e dureza de resinas acrílicas para reembasamento imediato

Dissertação apresentada ao curso de  
Pós-Graduação em Reabilitação Oral –  
Prótese, da Faculdade de Odontologia  
de Araraquara – UNESP, para obtenção  
do título de Mestre.

*Orientadora* : **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Cláudia Pavarina**

**Araraquara**

**2004**

Ribeiro, Daniela Garcia

Efeito da irradiação por microondas sobre a resistência à flexão e dureza de resinas acrílicas para reembasamento imediato / Daniela Garcia Ribeiro. – Araraquara : [s.n.], 2004.

159 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Profa. Dra. Ana Cláudia Pavarina

1. Resinas acrílicas 2. Microondas 3. Desinfecção 4. Dureza  
5. Resistência à flexão I. Título.

# SUMÁRIO

<b>1. Introdução .....</b>	<b>14</b>
<b>2. Revisão da Literatura .....</b>	<b>22</b>
<b>3. Proposição .....</b>	<b>77</b>
<b>4. Material e Método .....</b>	<b>79</b>
<b>5. Resultado .....</b>	<b>96</b>
<b>6. Discussão .....</b>	<b>113</b>
<b>7. Conclusão .....</b>	<b>132</b>
<b>8. Referências .....</b>	<b>134</b>
<b>9. Apêndice .....</b>	<b>146</b>
<b>Resumo .....</b>	<b>153</b>
<b>Abstract .....</b>	<b>157</b>

# 1 Introdução

A reabilitação de pacientes parcialmente desdentados com próteses parciais removíveis tem como objetivo não apenas o restabelecimento da função mastigatória, estética e fonética, mas também a preservação dos dentes remanescentes e do rebordo residual. A reabsorção do osso alveolar é um processo crônico, progressivo e irreversível<sup>9</sup> e, se não for adequadamente controlada pelo cirurgião-dentista, poderá resultar em desajustes das bases das próteses, causando, portanto, além de desconforto para o paciente, forças horizontais nocivas sobre os dentes pilares nos casos de prótese de extremidade livre. Além disso, o desajuste das bases das próteses pode favorecer a concentração de forças em determinadas regiões do rebordo, acelerando o processo fisiológico de reabsorção óssea. Dessa forma, os pacientes reabilitados com próteses removíveis, deverão retornar periodicamente ao consultório para reavaliação. Durante essa fase de retorno, em muitos casos, observa-se a necessidade de reembasamento das próteses para melhorar sua retenção e estabilidade. O reembasamento pode ser realizado no próprio consultório, utilizando-se resinas acrílicas autopolimerizáveis especialmente formuladas para essa finalidade. Esse método é denominado reembasamento imediato, pois dispensa as fases de inclusão e prensagem necessárias à realização do reembasamento do tipo mediato. Além disso, é um método mais fácil, rápido<sup>27,28</sup> e de custo mais acessível quando comparado ao reembasamento mediato que envolve fases laboratoriais. Considerando as vantagens do método imediato, alguns estudos estão sendo realizados com o objetivo de verificar aspectos importantes para o correto desempenho clínico dessas resinas, tais como: estabilidade dimensional<sup>27,64</sup>, absorção de água e solubilidade<sup>6,62,64</sup>, resistência à tração<sup>28</sup>, dureza<sup>10,64</sup>, resistência à flexão<sup>6,81,90,91</sup>, resistência à abrasão por

escovação<sup>80</sup> e resistência de união entre o material da base e o material reembasador<sup>18,29,59,62</sup>.

O contato direto das próteses com os tecidos bucais, saliva e sangue, cria um meio propício à propagação de microrganismos no consultório odontológico, e deste ao laboratório de prótese. Tem sido relatado, que as próteses são contaminadas em vários estágios durante sua confecção<sup>97,98,100</sup>, podendo transmitir microrganismos para outros materiais, equipamentos odontológicos e também para os técnicos de laboratório que manipulam esses itens<sup>52</sup>. Powell et al.<sup>71</sup> avaliaram o potencial de propagação da infecção cruzada entre pacientes, equipe que atende no consultório e técnicos de laboratório. Pelos resultados, foi observado que 67% de todos os materiais avaliados, entre coroas, moldagens, registros em cera e próteses, estavam contaminados com microrganismos patogênicos. Segundo Chau et al.<sup>21</sup>, os técnicos de laboratório deveriam ter a responsabilidade inicial no controle da contaminação cruzada. Contudo, esses profissionais não estão devidamente conscientizados a respeito desse assunto. Da mesma forma, os cirurgiões-dentistas deveriam assumir uma postura definida em relação ao controle da contaminação cruzada, realizando a desinfecção adequada das próteses antes de enviá-las ao laboratório e quando elas retornarem ao consultório<sup>23</sup>.

Sendo assim, para prevenir a contaminação cruzada, é necessária a utilização de procedimentos efetivos no controle da infecção, tanto na clínica odontológica, quanto no laboratório de prótese<sup>60</sup>. Estudos recomendam diversos métodos para reduzir a contaminação por microrganismos no laboratório de prótese, tais como: incorporar um agente desinfetante à pedra-pomes, em vez de água, no preparo do meio de polimento; descartar a pedra-pomes após cada utilização, empregar rodas de pano estéreis para cada polimento protético, imergir as próteses em soluções desinfetantes e utilizar limpador ultra-sônico para aumentar a atividade bactericida dos desinfetantes<sup>16,23,71</sup>. Uma solução desinfetante

ideal deveria inativar os microrganismos, ser biologicamente compatível e não causar efeitos deletérios sobre os materiais que compõem a prótese. A imersão das próteses em soluções desinfetantes à base de hipoclorito de sódio, glutaraldeído e dióxido de cloro<sup>17,21,40,41,53,60</sup> pode reduzir a possibilidade de colonização de microrganismos sobre a superfície da resina acrílica, no entanto, pode causar efeitos deletérios sobre as propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas<sup>8,66,70,83</sup>. Os compostos à base de hipoclorito de sódio podem promover o braqueamento da resina acrílica e causar efeitos corrosivos nas estruturas metálicas<sup>25</sup>. Além disso, soluções como glutaraldeído e hipoclorito de sódio, apresentaram, respectivamente, severo e moderado risco de citotoxicidade<sup>79</sup>. Foi ainda relatado que a imersão necessária para a inativação dos microrganismos presentes sobre as próteses, requer um tempo clínico relativamente longo e que, em algumas circunstâncias, as soluções químicas podem promover um ambiente apropriado para o crescimento de outros microrganismos<sup>33</sup>. A escovação da prótese com agentes químicos, antes da imersão, foi recomendada para próteses altamente contaminadas<sup>17</sup>. No entanto, esse procedimento exige um certo grau de destreza manual dos usuários de próteses, grau este muitas vezes deficiente nos pacientes mais idosos.

Uma alternativa recentemente introduzida na odontologia para desinfecção de próteses é a utilização das microondas<sup>11,13,74,99</sup>. A desinfecção com o uso das microondas, comparada à imersão das próteses em soluções químicas, apresenta a vantagem de não irritar os tecidos bucais por meio da impregnação de substâncias nas porosidades, como ocorre com alguns desinfetantes, mesmo após o enxágüe das próteses. As microondas têm sido utilizadas para descontaminação de alimentos<sup>30</sup>, material clínico e de laboratório<sup>16,57</sup>, instrumentos odontológicos<sup>44,92</sup>, lentes de contato<sup>42,75</sup>, esponjas domésticas<sup>45</sup>, roupas contaminadas por *Candida* sp<sup>39</sup>, lixo hospitalar<sup>43</sup> e corantes utilizados na indústria cosmética<sup>49</sup>.

No entanto, poucas pesquisas foram realizadas com a utilização das microondas como meio para desinfecção de próteses. Os estudos realizados utilizaram fornos de microondas domésticos convencionais para verificar a efetividade desse método de desinfecção. Dixon et al.<sup>34</sup> demonstraram que 5 minutos de irradiação em microondas não inativaram a *Candida albicans* de três materiais reembasadores macios quando a desinfecção foi realizada a seco. Por outro lado, quando a desinfecção foi realizada com as amostras imersas em 200 mL de água houve esterilização efetiva das mesmas. Em outro estudo<sup>65</sup>, foi evidenciada a efetividade das microondas na desinfecção de materiais para reembasamento imediato. Nesse estudo, os materiais foram submetidos à desinfecção por microondas a 650 W por 6 minutos, imersos em água. Os resultados obtidos demonstraram a ausência de crescimento de quatro microorganismos considerados indicadores na avaliação de métodos de esterilização e desinfecção (*Pseudomonas aeruginosa*, *Bacillus subtilis*, *Staphylococcus aureus* e *Candida albicans*), após os dois períodos de incubação utilizados (48 horas e 7 dias), selecionados com base nos estudos de Lin et al.<sup>60</sup> e Furukawa et al.<sup>40</sup>.

Polyzois et al.<sup>70</sup> observaram alterações na estabilidade dimensional de uma resina termopolimerizável após procedimentos de desinfecção por microondas (500 W por 3 e 15 minutos) e imersão em glutaraldeído. Esses autores também verificaram, após os procedimentos de desinfecção, uma pequena alteração na dureza da resina avaliada, o que, no entanto, não foi um fato considerado significativo clinicamente. Da mesma maneira, as propriedades flexurais (resistência, módulo e deflexão) do material testado nesse estudo, permaneceram inalteradas após a irradiação em microondas. Entretanto, todos os testes foram realizados após desinfecção a seco. Segundo Dixon et al.<sup>34</sup>, a irradiação em microondas por 5 minutos em potência máxima para amostras imersas em água e por 15 minutos para amostras a seco, resultou em alterações estatisticamente significativas na dureza de uma resina

resiliente, utilizada para reembasamento de prótese. Porém, essas alterações não foram consideradas significativas clinicamente<sup>34</sup>. Mais recentemente, as microondas foram consideradas um método efetivo como coadjuvante para o tratamento de pacientes usuários de próteses totais com Candidose. Foi observado, que a reinfestação na superfície das próteses e a infecção dos tecidos adjacentes foram menores nos pacientes que trataram as próteses com as microondas, em comparação aos pacientes que imergiram as próteses em solução de clorexidina<sup>11</sup>.

Perez et al.<sup>68</sup> avaliaram o efeito da desinfecção em microondas e em perborato de sódio sobre a dureza das resinas Kooliner e Duraliner, nos seguintes períodos: logo após a polimerização, após dois ciclos de desinfecção em microondas, após um ciclo diário em microondas durante sete dias e após sete dias de armazenamento em água. Os corpos-de-prova foram submetidos à desinfecção em microondas numa potência de 650 W durante 6 minutos ou foram imersos em solução de perborato de sódio. Os autores observaram que, independente do período em que foram realizados, os procedimentos de desinfecção aumentaram os valores de dureza dos materiais testados. Em outro estudo<sup>69</sup>, foi avaliado o efeito da desinfecção em microondas (650 W durante 6 minutos) sobre a estabilidade dimensional linear das resinas Kooliner e Ufi Gel Hard C em dois momentos diferentes: logo após dois ciclos de desinfecção e depois de sete ciclos. Os autores observaram que o procedimento de desinfecção promoveu contração nos materiais testados. Pavarina et al.\* avaliaram o efeito da desinfecção em microondas (650 W durante 6 minutos) sobre a resistência à flexão de cinco resinas rígidas de reembasamento imediato (Kooliner, Duraliner II, Tokuso Rebase Fast, Ufi Gel Hard C e New Truliner) e uma resina termopolimerizável para base de prótese (Lucitone 550). No estudo, os corpos-de-prova foram irradiados por dois e sete ciclos de desinfecção. Os resultados demonstraram que

---

\*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

dois ciclos de desinfecção por microondas aumentaram significativamente a resistência à flexão dos materiais Kooliner e Lucitone 550. Além disso, foi observado aumento significativo na resistência à flexão das resinas Kooliner e New Truliner, após sete ciclos de desinfecção em microondas. Foi verificado também, que sete ciclos de desinfecção reduziram a resistência à flexão da resina Duraliner II. Para a resina Ufi Gel Hard C, essa redução foi notada após dois ciclos de exposição às microondas, e também após sete ciclos.

Posteriormente, Campanha et al.\* investigaram o efeito da desinfecção por microondas (650 W durante 6 minutos) sobre a dureza Vickers de seis marcas comerciais de dentes artificiais (Dentron, Vipi Dent Plus, Postaris, Biolux, Trilux and Artplus). Os resultados demonstraram, que os dentes artificiais avaliados, exceto o Dentron, apresentaram redução significativa na dureza, após dois ciclos de desinfecção em microondas.

Conforme observado nos estudos citados, a desinfecção em microondas, numa potência de 650 W por um período de 6 minutos, esteriliza os corpos-de-prova de resina acrílica<sup>65</sup>, porém esse procedimento pode ocasionar leve alteração dimensional na resina acrílica<sup>69</sup>, reduzir a resistência à flexão de algumas resinas autopolimerizáveis\*\* e também diminuir a dureza de dentes artificiais utilizados para a confecção das próteses\*.

Com base nestes aspectos, considerou-se necessário verificar qual o tempo adequado de exposição às microondas, numa potência constante de 650 W, que não interfere negativamente nas propriedades mecânicas de resistência à flexão e dureza para cada resina acrílica avaliada. Dentre os testes considerados importantes na avaliação da resistência das resinas acrílicas, o de resistência à flexão destaca-se por apresentar uma

---

\*CAMPANHA, N.H. et al. Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. Artigo enviado para publicação no Journal of Prosthetic Dentistry

\*\*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

análise geral que representa uma média coletiva de todos os tipos de tensão atuando simultaneamente, de forma a avaliar propriedades como resistência à tração, resistência à compressão e cisalhamento<sup>2</sup>. Woelfel et al.<sup>101</sup> e Vallittu et al.<sup>94</sup> citaram, ainda, que a aplicação de força transversa simula a carga flexural que uma prótese superior recebe durante a mastigação. No decorrer do teste, a aplicação de carga constante produz graficamente uma curva tensão-deformação que representa o escoamento plástico da resina e a deformação elástica do corpo-de-prova, características relacionadas à massa polimérica. Já a dureza do material traz informações complementares como ductilidade, maleabilidade e resistência ao corte e à abrasão, refletindo as condições da superfície do material<sup>2</sup>.

Considerando as informações anteriormente citadas, julgou-se necessário avaliar o efeito da irradiação em microondas, utilizando a potência de 650 W e diferentes tempos de exposição, sobre a resistência à flexão e dureza de resinas acrílicas indicadas para reembasamento imediato. Dessa forma, será possível obter dados importantes sobre as duas propriedades mecânicas testadas de cada material selecionado para este estudo.

## *2 Revisão da literatura*

Smith e Bains<sup>85</sup>, em 1956, realizaram uma pesquisa para avaliar a concentração de monômero residual nas resinas para bases de prótese. De acordo com os autores, a presença do monômero após a polimerização pode comprometer as propriedades mecânicas da prótese, além de causar irritação à mucosa do paciente. Assim, a presença de monômero residual em resinas para bases de prótese foi analisada quantitativa e qualitativamente, por meio de métodos químicos e físicos. Os resultados demonstraram, que apesar do monômero residual ser rapidamente liberado durante a imersão da resina em água, uma parte desse monômero permanece retido no interior do material. Segundo os autores, o monômero liberado na água estaria localizado na superfície do material, supondo-se que, mais no interior, seria obtida uma polimerização mais efetiva em função da temperatura exotérmica de polimerização. Sendo assim, moléculas de monômero residual permaneceriam retidas no interior do material, ao longo das cadeias poliméricas formadas durante o processo de polimerização e dificilmente seriam eliminadas. Contudo, mesmo havendo a possibilidade do monômero ser eliminado em água, as propriedades mecânicas das resinas podem ser comprometidas devido ao monômero retido. Nesse estudo, também foram observadas altas concentrações de monômero nas amostras polimerizadas a temperaturas mais baixas.

No ano de 1960, McCrorie e Anderson<sup>63</sup> estudaram a resistência transversa de corpos-de-prova confeccionados com uma resina termopolimerizável e reparados com diferentes resinas autopolimerizáveis. Todas as amostras foram submetidas ao teste de resistência transversa imediatamente após o reparo. Corpos-de-prova de cada material, sem reparo, também foram confeccionados e testados

após sete dias de armazenamento em água à temperatura ambiente. Os resultados revelaram que os reparos com as resinas autopolimerizáveis produziram valores de resistência transversa correspondentes a 57% daqueles observados para a resina termopolimerizável. Segundo os autores, esses resultados são consequência da menor resistência das resinas autopolimerizáveis e de falhas adesivas, indicando união deficiente entre o material de reparo e a resina para base de prótese. Com intuito de aumentar o grau de polimerização e favorecer a resistência dos reparos com resinas autopolimerizáveis, foi realizado tratamento térmico em água aquecida. Para isso, os pesquisadores confeccionaram outros corpos-de-prova que foram imersos em água aquecida a 60°C - 65°C por 10 minutos antes da realização dos testes. Pelos resultados, os autores relataram que, apesar de ter ocorrido um pequeno aumento da resistência dos reparos, os valores não representam melhorias em termos práticos.

O efeito de diferentes métodos de polimerização sobre a distribuição de peso molecular, o conteúdo de monômero residual e a resistência à flexão de resinas para base de prótese foram pesquisados por Beech<sup>14</sup>, em 1975. Segundo o autor, resinas com peso molecular acima de  $10^5$  apresentam comportamento como polímeros típicos de cadeia longa, ocasionando ótimas propriedades físicas e mecânicas. Nesse estudo, foram confeccionados corpos-de-prova com o auxílio de uma matriz de dimensões (50 mm x 70 mm x 4 mm), da seguinte maneira: por ativação química, as amostras foram deixadas à temperatura ambiente durante uma semana e pela ativação térmica, utilizando um ciclo de polimerização de 14 horas a 70°C e um ciclo de 2 horas a 70°C, seguido de 2 horas a 100°C. Pelos resultados, observou-se que o peso molecular das amostras termopolimerizadas foi maior do que o das polimerizadas quimicamente. Com o objetivo de verificar o efeito do aquecimento térmico sobre o peso molecular, o autor submeteu amostras

de resina quimicamente ativada ao aquecimento de 100°C por 2 horas, uma semana após terem sido confeccionadas. Com a polimerização complementar, foi notado aumento de 5% no número de moléculas com peso molecular inferior a  $10^5$ . Porém, de acordo com o autor, essa porcentagem de polímeros com baixo peso molecular é muito reduzida para comprometer as propriedades da resina. Dessa forma, o autor atribuiu a menor resistência flexural da resina quimicamente ativada à quantidade elevada de monômero residual causando o efeito plastificante.

O objetivo do estudo de Jagger<sup>48</sup>, em 1978, foi avaliar o efeito de diferentes ciclos de polimerização sobre o nível de monômero residual, a resistência à tração, a dureza e a absorção de água relativos a uma resina acrílica para base de prótese. Neste estudo, foram utilizados quatro ciclos de polimerização: 6 horas a 70°C; 14 horas a 70°C; 1 hora a 100°C e 7 horas a 100°C mais 1 hora a 100°C. Os resultados demonstraram que o ciclo em que a resina foi polimerizada por 1 hora a 100°C ocasionou alta decomposição inicial do peróxido de benzoíla, formando um polímero com grande número de cadeias, mas com baixo peso molecular. As propriedades de dureza e resistência à tração tiveram relação com a presença de monômero residual que, de acordo com o autor, causa efeito plastificante devido à redução das forças intermoleculares, permitindo maior deformação, quando são aplicadas forças sob o polímero. O autor constatou, ainda, que a conversão de monômero em polímero foi maior quando a temperatura final de polimerização aumentou de 70°C para 100°C. Sendo assim, o pesquisador recomenda o uso do ciclo de polimerização de 7 horas a 100°C seguidas de 1 hora a 100°C, visto que a baixa temperatura inicial ajuda a prevenir a incidência de porosidade, além de possibilitar o aumento do peso molecular e o período final de 1 hora a 100°C permite a redução rápida de monômero residual.

No mesmo ano, Stafford e Huggett<sup>86</sup> avaliaram a dureza e a deformação elástica de resinas para base de prótese com diferentes composições. Os autores observaram que as resinas fluidas apresentaram maior deformação e menor recuperação elástica após a aplicação de carga. Em relação a essas propriedades, não houve diferenças significativas entre as outras resinas. A adição de um agente de ligação cruzada e do ácido metacrílico aumentou o valor de dureza da resina experimental. Entretanto, esses valores de dureza foram similares aos da resina para base de prótese convencional.

O trabalho de Douglas e Bates<sup>36</sup>, ainda no mesmo ano, teve como objetivo estabelecer a técnica mais adequada para verificar a quantidade de monômero residual presente em resinas acrílicas de diferentes formulações. No estudo, o conteúdo de monômero residual de resinas termopolimerizável, fluida e autopolimerizável foi avaliado por meio da cromatografia a gás e pela espectrofotometria por infravermelho. Os resultados evidenciaram menores concentrações de monômero residual para resinas termicamente ativadas e concentrações muito altas (2,32% a 5,01%) para as resinas fluidas, após a polimerização, que, de acordo com os autores, pode-se atribuir esse fato à maior proporção pó-líquido desses materiais bem como aos diferentes ciclos de polimerização utilizados. As resinas quimicamente ativadas também apresentaram níveis de monômero residual mais elevados (81,79%) quando comparados aos níveis das resinas termicamente ativadas (0,17%). No entanto, após 24 horas de imersão em água, houve redução de 21% de monômero residual, independente do sistema de ativação de polimerização. Segundo os pesquisadores, o armazenamento dos corpos-de-prova em água possibilita a difusão do monômero e a absorção de água para o interior da resina, ocasionando o efeito plastificante, tornando a resina mais flexível e resiliente. Para os autores, quanto maior a concentração inicial de monômero residual, maior será a absorção de água e mais flexível ficará

o material. Além disso, os autores observaram que uma alta temperatura de polimerização é fundamental para produzir uma polimerização quase que completa da resina.

O estudo de Ruyter e Svendsen<sup>77</sup>, em 1980, foi desenvolvido para comparar as propriedades mecânicas das resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis, por meio do ensaio mecânico de resistência à flexão. Os testes de resistência à flexão foram realizados a temperaturas controladas ( $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ ;  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ ;  $50^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ ;  $60^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  e  $70^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ ), com umidade relativa do ar de  $50 \pm 5\%$ ;  $21 \pm 2\%$ ;  $11 \pm 2\%$ ;  $7 \pm 1\%$  e  $4 \pm 1\%$ , respectivamente. Os materiais também foram testados imersos em banho de água conectados a um termocirculador. Nesse estudo, também foi investigada a influência de agentes de ligação sobre a resistência à flexão dos materiais. Pelos resultados, foi observado que não houve diferença significativa entre a resistência à flexão de resinas termopolimerizáveis que apresentavam na composição o agente de ligação cruzada etilenoglicol dimetacrilato (EGDM) e os materiais compostos por 1,4 butanediol dimetacrilato (1,4 BDMA). Segundo os autores, a presença de agentes de ligação cruzada sem reagir, resulta na presença de grupos de metacrilato pendentes, podendo causar efeito plastificante sobre os materiais. As resinas termopolimerizáveis, provavelmente, devem produzir menores níveis de grupo metacrilato pendentes, já que um maior grau de conversão do monômero em polímero é alcançado com o aumento da temperatura de polimerização. Assim, pode ser reduzido o efeito plastificante sobre esses materiais. As resinas autopolimerizáveis que continham 1,4 BDMA na sua composição apresentaram valores de resistência à flexão superiores em relação aos obtidos para os materiais contendo EGDMA. Esse resultado deve ser atribuído ao fato de que no agente de ligação cruzada 1,4 BDMA, os grupos metacrilato apresentam-se mais distantes entre si quando comparados ao agente EGDMA, tornando-os mais reativos. Por isso, deve

ter ocorrido uma menor quantidade de grupos metacrilato pendentes nas resinas compostas por 1,4 BDMA, possibilitando menor efeito plastificante durante os testes de flexão. Os autores concluíram que as diferenças nas proporções pó-líquido, na composição e na sorção de água afetam as propriedades mecânicas dos materiais testados.

As resinas que apresentam adição de componentes borrachóides em sua composição são consideradas, pelos fabricantes, como materiais de alta resistência ao impacto. Dessa forma, Stafford et al.<sup>87</sup>, em 1980, realizaram uma revisão das propriedades físicas e mecânicas de cinco resinas de alta resistência e compararam esses materiais com uma resina termopolimerizável convencional, uma autopolimerizável, uma fluida e uma termopolimerizável de polimerização rápida. Pelos resultados, foi observada pouca variação entre as propriedades mecânicas dos materiais. Embora todas as resinas tenham apresentado módulos de elasticidade semelhantes, a deflexão das resinas autopolimerizáveis foi menor do que a das ativadas termicamente, ocorrendo fratura antes que a força de 50 N fosse aplicada. A presença do agente de ligação cruzada etilenoglicol dimetacrilato nas resinas termopolimerizáveis promoveu maior resistência à propagação de trincas durante os testes, além de maior rigidez. Por isso, a inclusão de agentes de ligação cruzada nas resinas autopolimerizáveis traria benefícios, já que esse tipo de resina apresentou as maiores quantidades de monômero residual (4%), que promove efeito plastificante do material. Foi observado, ainda, que temperaturas de polimerização mais elevadas diminuem a quantidade de monômero residual e esses baixos conteúdos de monômero são encontrados, geralmente, quando o processo de polimerização chega a temperaturas de 100°C. Os valores de dureza e escoamento de todas as resinas foram altos e semelhantes entre si. Porém, segundo os autores, os mais elevados valores de escoamento das resinas autopolimerizável e fluida podem ser atribuídos ao monômero residual.

Lamb et al.<sup>55</sup>, em 1982, avaliaram a quantidade de monômero residual de uma resina autopolimerizável, realizando variação de tempo (5-30 minutos) e temperatura (22°C-55°C) de polimerização. Nesse estudo, os níveis de monômero residual liberados pelas amostras polimerizadas a 55°C por 15 minutos foram menores do que os das amostras polimerizadas a 22°C por 30 minutos. Sendo assim, os autores sugerem que para as resinas autopolimerizáveis apresentarem baixos níveis de monômero residual, esses materiais deveriam ser polimerizados a uma temperatura mínima de 55°C, independente do tempo para a polimerização. Os autores também relataram que a quantidade de monômero residual liberado depende diretamente da temperatura de polimerização. Ao armazenar as amostras em água a 37°C, durante 7 dias, foi verificada uma liberação de monômero de 99% e também para as amostras armazenadas a 22°C, durante 14 dias. Com relação à espessura, as amostras mais finas (24 µm) apresentaram difusão mais rápida do monômero quando comparadas às amostras de espessura semelhante àquela das próteses. Na pesquisa, também foi observada a presença de radicais livres por um período acima de 50 dias após a polimerização. Pelos resultados obtidos, os autores sugerem que a concentração de monômero poderia ser reduzida por meio de dois fenômenos: difusão do polímero e a indução de polimerização complementar devido à presença de radicais livres.

Ainda no mesmo ano, os pesquisadores Ruyter e Øysaed<sup>76</sup> realizaram um estudo com o objetivo de determinar os monômeros residuais presentes em resinas termopolimerizáveis, autopolimerizáveis e fluidas. Os corpos-de-prova foram confeccionados com o auxílio de uma matriz circular de aproximadamente 50 mm de diâmetro e 1 mm de espessura. A determinação da quantidade de monômero foi realizada pela cromatografia líquida. Pelos resultados, foi demonstrado que as resinas termopolimerizáveis apresentam menores níveis de monômero

residual quando esse níveis são comparados com as resinas quimicamente ativadas. Segundo os autores, um tempo de polimerização das resinas ativadas termicamente, entre 30 a 45 minutos, possibilita que o monômero de metil metacrilato e o agente de ligação cruzada etilenoglicol dimetacrilato penetrem no polímero, favorecendo a formação de uma rede de ligação cruzada. Entretanto, se apenas um dos dois grupos metacrilato do agente de ligação cruzada reagir, haverá presença de grupos metacrilato livres, que poderão atuar como plastificantes.

As normas da American Dental Association<sup>25</sup>, em 1983, salientaram a importância da utilização dos agentes de limpeza e desinfecção das próteses. Os agentes de limpeza são formulados com base em agentes abrasivos, como pastas, e em agentes oxidantes como o hipoclorito e os peróxidos. O hipoclorito de sódio pode ser utilizado como desinfetante, uma vez que dissolve ou solubiliza o material orgânico presente nas próteses e pode atuar sobre manchas presentes nas próteses promovendo o branqueamento. Os peróxidos apresentam uma combinação de um agente, como o perborato de sódio e de um detergente alcalino, como o fosfato trisódico. Quando a esses componentes é acrescentada a água, ocorre a produção de uma solução alcalina de peróxido de hidrogênio. Além disso, são incorporados, nessa formulação, agentes oxidantes para proporcionarem ação de limpeza e remoção de manchas. Por outro lado, os agentes de limpeza podem causar efeitos deletérios sobre os componentes das próteses. Entre esses efeitos estão: alteração da cor, aumento da porosidade interna e da rugosidade superficial e a perda da resiliência. Além disso, as ligas de níquel-cromo, cobalto-cromo e prata-paládio podem apresentar diferentes graus de manchamento, oxidação e corrosão após a exposição aos agentes desinfetantes, principalmente ao hipoclorito.

O conteúdo de monômero residual por meio da cromatografia a gás foi pesquisado por Fletcher et al.<sup>38</sup>, no ano de 1983. Para esse estudo, foram utilizados corpos-de-prova com dimensões de 50 mm x 50 mm e espessuras de 2 mm ou 4 mm, de duas resinas autopolimerizáveis. Após a confecção, as amostras foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 24 horas. Terminado esse período, amostras de 100 mg de cada corpo-de-prova foram coletadas para serem submetidas à análise. De acordo com os resultados, foi observado que corpos-de-prova mais espessos apresentaram níveis de monômero residual estatisticamente menores. Segundo os autores, esse fato estaria relacionado à maior elevação da temperatura exotérmica de polimerização para espessuras maiores, resultando em maior grau de polimerização. Os resultados também demonstraram que os níveis de monômero residual das resinas pesquisadas, nesse trabalho, foram maiores do que aqueles descritos para resinas termopolimerizáveis em estudo anterior.

No mesmo ano, Lamb et al.<sup>56</sup> analisaram a concentração de monômero residual de uma resina autopolimerizável durante os primeiros quarenta dias após a polimerização inicial, alterando a proporção pó-líquido da mistura, temperatura de polimerização e armazenamento, além de estudar o papel do oxigênio molecular. Corpos-de-prova foram polimerizados sob pressão, utilizando duas temperaturas de polimerização (22°C e 55°C). Todas as amostras foram armazenadas a 22°C, 37°C e 50°C. Foi observado, imediatamente após a polimerização, maiores níveis de monômero residual e radicais livres para corpos-de-prova polimerizados à temperatura de 22°C em comparação aos polimerizados a 55°C. Pelo fato de apresentarem maior concentração de radicais livres, as amostras polimerizadas a 22°C apresentaram maior velocidade na redução dos níveis de monômero residual devido à progressão de polimerização. Os resultados demonstraram que a quantidade de monômero diminuiu em função do tempo de

armazenamento, sendo que a maior diminuição ocorreu nos primeiros dias. As amostras polimerizadas a 22°C e posteriormente armazenadas a 55°C produziram menores níveis de monômero residual. De acordo com os autores, a elevação da temperatura possibilita condições mais favoráveis para a difusão de moléculas de monômero em direção aos radicais livres, resultando em polimerização adicional. Pelos resultados, também foi demonstrado que as resinas manipuladas com alta proporção de pó e mesma quantidade de líquido apresentaram níveis de monômero residual menores em relação às preparadas utilizando menores proporções do pó. Outro aspecto observado, nesse estudo, foi a menor concentração de monômero residual em amostras polimerizadas sem a presença de oxigênio, concluindo que esse elemento inibe a polimerização dos corpos-de-prova.

O efeito do conteúdo de monômero residual sobre as propriedades viscoelásticas de resinas acrílicas foi analisado por Inoue et al.<sup>46</sup>, ainda em 1983. As resinas utilizadas no estudo foram: Acron (termopolimerizável), Repairsin (autopolimerizável), Cast resin, Palapress, Pour-n-cure e Pronto II (fluidas). Os resultados demonstraram que a quantidade de monômero residual das resinas fluidas foi 3,6 a 4,7 vezes maior do que a resina termopolimerizável, porém esse conteúdo diminuiu com o tempo de polimerização. Em corpos-de-prova armazenados por 3 horas, a porcentagem de monômero residual encontrada nas resinas fluidas foi 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 Cast. Contudo, nesse mesmo período, o conteúdo de monômero presente foi de 0,43% e 1,86% para a resina termopolimerizável e autopolimerizável, respectivamente. A temperatura de transição vítrea e o efeito de um tratamento térmico a 100°C por 1 hora sobre as propriedades mencionadas também foram avaliados. A polimerização complementar a 100°C por 1 hora melhorou as propriedades viscoelásticas das resinas fluidas e aumentou a temperatura

de transição vítrea dos materiais testados. Uma diminuição na porcentagem de monômero residual após esse tratamento ainda foi verificada (Cast resin- 1,01%, Palapress- 0,36%, Pour-n-cure-1,57%, Pronto II- 1,64% e Repairsin- 1,08%).

Murphy et al.<sup>64</sup>, em 1986, analisaram a composição química, a temperatura de transição vítrea, a energia de impacto, a alteração dimensional, a dureza, sorção e solubilidade, a resistência à flexão, a distribuição do tamanho das partículas e o peso molecular do pó de quatro resinas autopolimerizáveis (Peripheral Seal, Total, Rebaron e Kooliner) e duas resinas para base de prótese (De Trey SOS – quimicamente ativada e Trevalon – termopolimerizável). As resinas Peripheral Seal, Total e Kooliner apresentaram na composição o pó de polietil metacrilato e o líquido de butil metacrilato. Na análise de cromatografia a gás, as resinas Rebaron, De Trey SOS e Trevalon apresentaram presença de pó de polimetil metacrilato e líquido de metil metacrilato. Além disso, foi verificado que a resina Rebaron continha 8% de plastificador na sua composição e que as resinas para base de prótese apresentavam 7% – 8% de agente de ligação cruzada etileno glicol dimetacrilato. Os resultados dos ensaios mecânicos demonstraram correlação entre a composição química de cada material e as propriedades avaliadas. O estudo observou que as resinas à base de polietil metacrilato/ butil metacrilato apresentaram valores de dureza, deflexão transversa e energia ao impacto inferiores aos das resinas à base de polimetil metacrilato, principalmente a resina Kooliner que apresentou a menor energia ao impacto entre as quatro resinas para reembasamento. O material Rebaron, único reembasador composto por polimetil metacrilato, obteve valores de energia ao impacto semelhantes aos das resinas para base de prótese. O estudo também constatou que a temperatura de transição vítrea das resinas para base de prótese foi mais alta do que a das resinas para reembasamento, sendo que para a resina

Kooliner essa temperatura foi de aproximadamente 68,1°C. Segundo os autores, as resinas para reembasamento imediato utilizadas, nesse estudo, devem ser indicadas como materiais temporários.

Price<sup>72</sup>, em 1986, propôs um estudo para analisar o efeito da adição de 8 tipos de agentes de ligação cruzada (de acordo com o comprimento da cadeia e flexibilidade) em diferentes concentrações (10% a 50%) sobre a resistência ao impacto de uma resina termopolimerizável à base de polimetil metacrilato. Ao observar os resultados, foi constatado que, de maneira geral, a resistência ao impacto foi reduzida com o aumento da concentração do agente de ligação cruzada contido no material. Foi observada, também, menor resistência ao impacto quando agentes de ligação cruzada com cadeias curtas eram utilizados, como por exemplo, o etilenoglicol dimetacrilato. Agente de ligação cruzada com cadeias mais longas, porém menos flexíveis, como o 1,6 hexametilenoglicol dimetacrilato (1,6 HMGDMA), em concentrações de até 25%, não produziu efeito sobre a resistência ao impacto. Entretanto, a incorporação dos agentes de ligação com cadeias longas e flexíveis, como o tetraetilenoglicol dimetacrilato e o polietilenoglicol 600 dimetacrilato, em concentrações de 50%, favoreceu significativamente a resistência ao impacto. Segundo os autores, a maior flexibilidade das moléculas estaria relacionada à presença de átomos de oxigênio nas cadeias moleculares. Pelos resultados, foi possível então, 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.

No ano seguinte, a proposta do estudo de Bunch et al.<sup>18</sup> foi a de avaliar a temperatura de polimerização, a estabilidade de cor e a resistência de união de cinco resinas autopolimerizáveis (Perm Reline and Repair Resin, Flexacryl-Hard, Self-curing Rebase Acrylic, COE-Rect e

Kooliner) indicadas para reembasamento do tipo imediato. Três resinas selecionadas para o estudo são à base de polimetil metacrilato e duas à base de polietil metacrilato. Os resultados da temperatura de polimerização dos materiais reembasadores indicaram uma variação de até 10°C entre os materiais dos dois grupos, sendo que as temperaturas máximas das resinas à base de polietil metacrilato ficou por volta de 42°C. Contudo, quando a variação da temperatura dos materiais foi avaliada intra-bucal, observou-se redução na temperatura máxima de polimerização bem como no tempo necessário para atingi-la. A resina Kooliner apresentou resistência de união significativamente inferior em relação aos demais materiais reembasadores quando unida às resinas para base de prótese selecionadas para o estudo (Astron 77 Presspack, Characterized Lucitone, Lucitone 199 e Howmedica Pro-fit). Além disso, foi evidenciado que a resina Kooliner apresentou 100% de falha adesiva quando unida a três das quatro resinas para base de prótese.

A utilização da irradiação por microondas para a polimerização de resinas acrílicas utilizadas para bases de prótese foi descrita por De Clerck<sup>32</sup>, em 1987. Por esse estudo, foi demonstrado que a reação de polimerização das resinas termopolimerizáveis tem início com a ativação térmica do iniciador (peróxido de benzoíla). Ocorre a decomposição do iniciador, promovendo os primeiros radicais livres responsáveis pelo início da reação em cadeia, abrindo as duplas ligações das moléculas de metil metacrilato. A polimerização da resina ocorre mais rapidamente na medida em que a temperatura é elevada, conforme os métodos tradicionais em banho de água. No entanto, segundo o autor, por esse método de processamento, a temperatura interna da resina pode atingir valores acima daqueles da ebulição do monômero (108°C), causando porosidades internas. O aquecimento excessivo ocorre devido à dificuldade de dissipação do calor para o meio externo durante a reação exotérmica de polimerização e pelo aquecimento da mufla. O autor

sugeriu, que para os métodos convencionais, a polimerização deveria ser realizada lentamente e a temperaturas mais baixas. Outro fato a salientar é a polimerização das resinas por meio da energia das microondas, que possibilita o aquecimento da resina mantendo a temperatura da mufla relativamente baixa. As microondas são ondas eletromagnéticas produzidas por um gerador denominado magnetron. Esse gerador permite a movimentação das moléculas de metil metacrilato do monômero pelo aquecimento interno produzido por um campo eletromagnético de alta frequência. As moléculas possuem, em cada extremidade, cargas ligeiramente positivas e negativas, que quando submetidas ao campo eletromagnético vibram com frequência de aproximadamente 5 bilhões de vezes por segundo, convertendo a energia eletromagnética em calor, como resultado de fricção molecular. Dessa maneira, o aumento da temperatura ocorre no interior do material, independentemente da sua condutividade térmica. O autor relatou ainda que a polimerização depende da ligação do monômero residual com os radicais livres. A quantidade de monômero é reduzida como resultado da polimerização, porém a ligação do monômero e radicais livres torna-se difícil quando o calor é estabilizado. Conseqüentemente, algum monômero residual fica retido no polímero. Levando em consideração que as microondas atuam diretamente nas moléculas de monômero, à medida que o grau de polimerização aumenta, um número menor de moléculas absorve a energia gerada. Dessa forma, uma reação completa de polimerização ocorre resultando em níveis de monômero residual extremamente baixos.

Robinson et al.<sup>73</sup>, ainda em 1987, estudaram o efeito de diferentes métodos de limpeza sobre a alteração de cor e a resistência à flexão de duas resinas termopolimerizáveis (Metocryl Clear e Trevalon) e uma resina autopolimerizável (DeTrey Rapid Repair). Os corpos-de-prova foram submetidos aos seguintes tratamentos: 1) imersão em solução de peróxido alcalino a 50°C; 2) imersão em solução de peróxido alcalino a

95°C; 3) 1 hora a 21°C em vapor de acetona e imersão em água a 37°C; 4) 1 hora a 21°C em vapor de acetona e imersão em água a 95°C; 5) 1 hora a 21°C em vapor de acetona e imersão em solução de peróxido alcalino a 95°C e 6) imersão em solução de hipoclorito de sódio a 95°C. Além disso, outros corpos-de-prova foram imersos apenas em água nas temperaturas de 21°C e 95°C. Pelos resultados, observou-se um aumento na resistência à flexão das resinas Metocryl e DeTrey Rapid Repair quando esses materiais foram submetidos ao banho de água a 95°C. De acordo com os autores, esse fato é atribuído ao aumento no grau de polimerização das resinas.

De acordo com Chitchumnong et al.<sup>22</sup>, em 1989, os polímeros utilizados para a confecção de bases de prótese falham clinicamente devido à fadiga flexural, sendo assim, testes de resistência à flexão seriam os mais adequados por refletirem a distribuição de forças que ocorrem em situações clínicas, possibilitando a comparação do comportamento de diferentes polímeros. Nesse estudo, os pesquisadores compararam as propriedades mecânicas de resinas para base de prótese, por meio de testes de resistência à flexão por três e quatro pontos. As resinas foram manipuladas seguindo-se as recomendações dos fabricantes e as amostras confeccionadas nas seguintes dimensões: 65 mm x 10 mm x 2,5 mm. Os testes foram realizados em uma máquina universal para testes mecânicos, a uma velocidade de 5 mm/minuto, após os corpos-de-prova terem sido armazenados em água a 37°C por 30 dias. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de módulo de elasticidade obtidos pelos dois métodos utilizados. No entanto, os testes de resistência à flexão por três pontos revelaram maiores valores quando comparados aos obtidos por quatro pontos, sugerindo que a propriedade de resistência à flexão é mais sensível às variações de procedimentos durante os testes que o módulo de elasticidade. Segundo os autores, a redução entre a distância dos

apoios e a espessura dos corpos-de-prova seria indicada, pois a expressão da resistência flexural é válida em deflexões baixas. Dessa maneira, o aumento da espessura dos corpos-de-prova seria recomendado para diminuir a porcentagem de erro nessas mensurações, favorecendo resultados mais precisos nos testes de resistência à flexão.

Jerolimov et al.<sup>51</sup>, no mesmo ano, descreveram que a ocorrência de porosidade em resina acrílica depende da velocidade de polimerização e da dissipação de calor durante esse processo. Nos casos em que a velocidade de polimerização é rápida, o calor gerado pela reação exotérmica de polimerização não consegue dissipar-se muito rapidamente, causando evaporação do monômero e, conseqüentemente, porosidades internas. Considerando essas informações, a proposta desse estudo foi verificar o efeito de diferentes concentrações dos ativadores peróxido de benzoíla e dimetil-p-toluidina, responsáveis pela velocidade de reação, ocorrência de porosidades, nível de monômero residual e propriedades mecânicas de resinas termopolimerizáveis. Pelos resultados foi observado, que tanto para ciclos de polimerização curtos como longos, concentrações de aproximadamente 0,26% de peróxido de benzoíla e 0,025% de dimetil-p-toluidina produziram polímeros com ausência de porosidade, independente da espessura dos corpos-de-prova. O ciclo longo de polimerização produziu menores níveis de monômero residual. Nas resinas acrílicas ativadas termicamente, com ciclos de temperatura elevada, os níveis de monômero residual são maiores nas regiões centrais dos corpos-de-prova devido ao maior grau de polimerização superficial promovido pelo aquecimento externo. Por outro lado, a maior concentração de monômero residual em corpos-de-prova de resinas autopolimerizáveis, ou daquelas polimerizadas a temperaturas mais baixas (70°C), está presente na região superficial, pois o maior aquecimento interno é proporcionado pela reação exotérmica de polimerização. As variações nas concentrações de ativador e iniciador

não ocasionaram alterações significativas nas propriedades de resistência à flexão e resistência ao impacto.

Shen et al.<sup>83</sup>, em 1989, avaliaram o efeito da imersão a longo prazo de corpos-de-prova de resina acrílica em soluções desinfetantes sobre propriedades mecânicas e morfologia superficial. Nesse estudo, foram utilizadas três resinas (uma termopolimerizável, uma autopolimerizável e uma fotopolimerizável) e selecionadas duas soluções de glutaraldeído (uma alcalina e outra com tampão fenólico). Os corpos-de-prova foram confeccionados com resina termopolimerizável, com as dimensões de 60 mm, 10 mm e 2,5 mm. Cada uma das amostras foram armazenadas em água à temperatura ambiente, durante 6 semanas. Alguns corpos-de-prova foram confeccionados com uma matriz com padrão de 29 mm, 10 mm e 2,5 mm, para depois serem reembasados com resina autopolimerizável ou fotopolimerizável. As amostras foram imersas nas soluções de glutaraldeído de acordo com os seguintes tempos: 0 (controle), 10, 20, 30 minutos e 1 hora, 2, 8 e 12 horas, antes de serem submetidas ao teste mecânico. Para os corpos-de-prova reembasados, utilizou-se os seguintes tempos: 0 (controle), 20 minutos, 1 hora, 2 e 8 horas. O teste mecânico realizado foi o de resistência à flexão em 3 pontos. As superfícies das resinas para base de prótese foram analisadas em microscópio (aumento de 200 vezes), sendo observadas as mudanças morfológicas que os diferentes tempos de imersão nas soluções poderiam ocasionar. Pelos resultados, observou-se que nem o tempo de imersão nem o tipo de desinfetante alterou a resistência à flexão de 95% dos casos. Por outro lado, a curva de stress-deformação foi significativamente afetada tanto pelo tempo de imersão quanto pelo tipo de desinfetante. A resistência à flexão dos corpos-de-prova reembasados foi alterada pelo tipo de desinfetante, pelo material reembasador e pela combinação do efeito do desinfetante e tempo de imersão. Pela análise superficial, os corpos-de-prova conservaram aparência brilhante, exceto as amostras

que foram submetidas à solução de glutaraldeído com tampão fenólico, por 1 hora ou mais. Após 10 minutos de exposição à solução desinfetante, ocorreu erosão da superfície e depois de 8 a 12 horas a superfície estava mais deteriorada, apresentando fendas. Após 12 horas de exposição em glutaraldeído não se notou alteração superficial. Os autores concluíram que nem todo desinfetante pode ser utilizado para base de prótese. Esse estudo não indica o glutaraldeído com tampão fenólico como agente desinfetante, enquanto que o alcalino pode ser indicado. Os desinfetantes para serem utilizados em bases de prótese não devem conter agentes químicos que causam dissolução, erosão e fissuras nas resinas.

Ainda no ano 1989, Arab et al.<sup>4</sup> pesquisaram a influência do alto conteúdo de monômero residual, sobre a alteração de coloração e propriedades mecânicas de uma resina utilizada para base de prótese. Os valores dos níveis de monômero residual foram obtidos por meio da cromatografia a gás. A confecção dos corpos-de-prova seguiu as seguintes dimensões: 65 mm x 15 mm x 1,7 mm, sendo que as amostras foram submetidas aos seguintes ciclos de polimerização: 16 horas a 70°C e em seguida 3 horas a 100°C e um outro ciclo de 8 horas a 70°C. Os corpos-de-prova foram divididos em quatro grupos diferentes e imersos nas seguintes soluções: 1- agente de limpeza em água a 50°C; 2- somente em água a 50°C; 3- agente de limpeza em água a 100°C e 4- apenas água a 100°C. Depois de cada imersão, os corpos-de-prova foram armazenados em água à temperatura ambiente por 24 horas, sendo que esse procedimento foi realizado por um período de 100 dias. Por esse estudo, foram observados aumento de opacidade, perda de integridade superficial, redução da resistência flexural e aumento na dureza superficial em corpos-de-prova submetidos a uma temperatura de 100°C, independente da utilização do agente de limpeza. O alto conteúdo de monômero residual ocasionando redução nos valores de resistência à

flexão e dureza superficial foi observado. De acordo com os autores, essa redução estaria relacionada, possivelmente, ao efeito plastificante do monômero residual, que diminui as forças intermoleculares e favorece a deformação do material durante os ensaios mecânicos.

Uma vez que é aceita a transmissão de microrganismos dos consultórios odontológicos para os laboratórios protéticos, o estudo de Powell et al.<sup>71</sup>, em 1990, procurou identificar o tipo de microrganismo presente nos trabalhos protéticos enviados do consultório para o laboratório. Participaram da pesquisa, laboratórios situados em quatro regiões geográficas diferentes dos EUA. Próteses, moldagens e coroas foram analisadas quanto à presença de microrganismos, assim que chegavam aos laboratórios. Das amostras coletadas, foram feitos esfregaços tanto para identificar bactéria quanto vírus. As amostras para bactéria foram processadas 2 horas após serem obtidas e as para vírus, após 24 horas. Pelos resultados, observou-se que 67% dos itens analisados apresentaram bactérias com grau variado de patogenicidade. Foi observado, também, que nenhum dos itens investigados apresentou contaminação por vírus, mas esse fato não quer dizer que esses microrganismos não sejam transmitidos aos laboratórios. Segundo os autores, esse estudo confirmou a necessidade dos laboratórios e consultórios odontológicos instituírem uma prática adequada de controle da infecção, prevenindo a contaminação cruzada por microrganismos patogênicos entre pacientes, consultórios e laboratórios.

Em artigo de revisão da literatura, Connor<sup>24</sup>, em 1991, relatou a importância de medidas para o controle de infecção cruzada, principalmente em procedimentos protéticos clínicos e laboratoriais. O autor sugeriu que o controle de infecção cruzada pode ser convenientemente discutido de acordo com as seguintes categorias: avaliação do paciente, proteção do cirurgião-dentista, desinfecção dos

equipamentos e instrumentos, técnica clínica, manipulação de moldagens e assepsia do ambiente de laboratório. De acordo com os trabalhos revisados, foi evidenciado o aumento na população de pacientes imunocomprometidos, portadores de prótese, e que são considerados de alto risco para transmitir e adquirir doenças infecciosas. Sendo assim, os profissionais devem considerar todos seus pacientes como sendo de alto risco, e por isso, devem adotar medidas para impedir a propagação da infecção, como a utilização das barreiras universais de proteção. Nesse artigo, também foi ressaltada a importância da desinfecção de moldes, registros, próteses e outros materiais expostos à contaminação pela cavidade bucal do paciente e que não podem ser esterilizados. Foi relatado que é fundamental a manutenção da assepsia no consultório e no laboratório para prevenção da contaminação-cruzada, e portanto, da infecção por microrganismos. O autor ressaltou, ainda, que a contaminação cruzada dentro da prática odontológica requer programas de pesquisa para desenvolver e melhorar os métodos atuais de controle da infecção, para impedir a disseminação de doenças para cirurgião-dentista e equipe, pacientes e protéticos.

O estudo de Davy e Braden<sup>31</sup>, em 1991, investigou a liberação de monômero residual em polímeros, sendo observados maiores níveis de liberação na resina à base de polimetil metacrilato em relação à resina que contém *n*-butil metacrilato. De acordo com os autores, as moléculas do *n*-butil metacrilato são menos solúveis e maiores do que as moléculas do metil metacrilato. Foi observado que a liberação de monômero é mais intensa quando a resina se apresenta na fase plástica e diminui significativamente após uma hora de polimerização. Esses resultados estão relacionados ao desenvolvimento de um menor coeficiente de difusão do monômero que depende diretamente da sua concentração, durante todo processo de polimerização. Os autores sugerem que a

redução nos níveis de liberação do monômero residual teria ocorrido em função da polimerização continuada do monômero.

A temperatura de transição vítrea de três resinas termopolimerizáveis para base de prótese, submetidas a diferentes ciclos de polimerização, foi avaliada por Jerolimov et al.<sup>50</sup>, ainda no ano de 1991. No estudo, foram utilizadas as seguintes resinas: Trevalon (resina convencional para base de prótese), Lucitone 199 (resina acrílica de alto impacto) e TS1195 (um homopolímero de polimetil metacrilato). Os corpos-de-prova foram confeccionados nas dimensões de 7 mm x 5 mm, tendo sido utilizado o método de polimerização em banho de água nos seguintes ciclos: 1) ciclo curto- as muflas foram imersas em água em ebulição, removendo-se a fonte de calor por 20 minutos; quando a ebulição foi atingida, as muflas foram mantidas a 100°C por 10 minutos; 2) ciclo médio- as muflas foram imersas em água e a temperatura foi elevada a 70°C por 7 horas; em seguida a temperatura foi elevada a 100°C por 3 horas; 3) ciclo longo- as muflas foram imersas em água e a temperatura elevada a 70°C por 14 horas. Todas as amostras foram armazenadas em água a 37°C por 7 dias previamente ao teste. Nesse estudo, o ciclo de polimerização demonstrou influência considerável sobre a temperatura de transição vítrea das amostras de resinas para base de prótese. Os autores observaram que o ciclo longo de polimerização produziu os menores valores de temperatura de transição vítrea. De acordo com os pesquisadores, o ciclo médio de polimerização deve ser recomendado por produzir corpos-de-prova com a mais alta temperatura de transição vítrea, favorecendo, assim, as propriedades mecânicas das resinas.

O efeito dos agentes de ligação cruzada, etilenoglicol dimetacrilato, polietilenoglicol dimetacrilato e tetraetilenoglicol dimetacrilato sobre propriedades mecânicas de resina à base de polimetil metacrilato, foi investigado no ano de 1992, por Caycik e Jagger<sup>19</sup>. Os agentes de ligação cruzada foram adicionados ao monômero em concentrações que variavam entre 0-60% por volume desse componente da resina. Os corpos-de-prova foram polimerizados a 70°C por 7 horas e em seguida por 3 horas a 100°C, sendo que todos foram saturados em água por 28 dias a 37°C anteriormente aos testes. Para amostras que seriam submetidas ao teste de resistência ao impacto, foram confeccionados corpos-de-prova com dimensões de 50 mm x 6 mm x 4 mm testados a 22°C ± 2°C, utilizando-se um pêndulo de 0,5 J. Para o ensaio mecânico de resistência à flexão, os corpos-de-prova foram confeccionados com dimensões de 65 mm x 10 mm x 2,5 mm e submetidos ao teste imersos em água a 37°C com velocidade constante de 5 cm/minuto. Além disso, a deflexão do material foi obtida a 15 N, 35 N e 50 N. Pelos resultados, foi verificado um aumento da resistência ao impacto das amostras que continham 10% de etilenoglicol dimetacrilato. Entretanto, em concentrações mais elevadas desse agente de ligação cruzada houve uma diminuição gradual da resistência ao impacto. Quando as concentrações de tetraetilenoglicol dimetacrilato e polietilenoglicol dimetacrilato foram 40%, foi observado uma aumento na resistência ao impacto. Na concentração de 60%, para todos os agentes, houve diminuição nos valores de resistência ao impacto. Os autores observaram também, que o módulo de elasticidade e a resistência flexural das amostras diminuem com o aumento da concentração de qualquer um dos agentes de ligação cruzada analisados.

O estudo longitudinal de Sadamori et al.<sup>78</sup>, em 1992, verificou os níveis de monômero residual em 24 próteses totais superiores por um período entre 1 e 17 anos. Os resultados mostraram menores níveis de monômero residual em prótese utilizadas por um longo tempo. Porém, foi observada maior velocidade na redução do conteúdo de monômero residual nos primeiros 5 anos de utilização das próteses. Segundo os autores, as variações no conteúdo de monômero residual podem estar relacionadas ao tempo que o paciente usa a prótese, se a prótese fica armazenada em água quando o paciente não está usando, aos métodos de polimerização e ao tipo de resina utilizada para a base.

As concentrações do monômero metil metacrilato e de formaldeído liberados em saliva humana e artificial bem como a citotoxicidade de resinas para base de prótese foram avaliadas no estudo de Tsuchiya et al.<sup>93</sup>, no ano de 1994. Os resultados demonstraram que o formaldeído produziu efeito citotóxico mesmo em baixas concentrações, quando comparado com o monômero. No intuito de reduzir esse efeito, os autores avaliaram a efetividade da imersão em água por períodos de 10 a 60 minutos sobre os níveis de liberação das substâncias avaliadas. O efeito da imersão das resinas em água aquecida a 50°C sobre a liberação de monômero e do formaldeído também foi avaliado. Os resultados demonstraram redução significativa na concentração de monômero residual e de formaldeído após imersão das resinas em água por uma hora, principalmente quando a água foi aquecida a 50°C. Pela obtenção desses resultados, os autores sugerem a imersão de materiais para base de prótese, principalmente as resinas autopolimerizáveis, em água aquecida com o objetivo de reduzir o risco de reações adversas nos pacientes usuários de prótese, causadas pela liberação de monômero residual e formaldeído.

No mesmo ano, Yunus et al.<sup>102</sup> pesquisaram o efeito da irradiação por microondas sobre a resistência flexural e quantidade de monômero residual de uma resina acrílica autopolimerizável à base de metil metacrilato utilizada para reparos e reembasamento. No estudo, foram confeccionados corpos-de-prova com dimensões de 20 mm x 20 mm x 3 mm e divididos em três grupos de acordo com o método de polimerização. No grupo I, os corpos-de-prova foram polimerizados sobre a bancada e mantidos sob pressão. No grupo II, os corpos-de-prova foram imersos em água a 35°C por 20 minutos em um compartimento com pressão a 2,2 bar. Para o grupo III, utilizou-se um forno de microondas por 5 minutos e 50 W, após 20 minutos de polimerização sobre a bancada. Todas as amostras foram mantidas em banho de água a 37°C e o conteúdo de monômero residual foi determinado em intervalos de 20 minutos, 1 hora, 1 semana e 1 mês após a confecção dos corpos-de-prova. A obtenção do conteúdo de monômero residual foi realizada por meio de cromatografia gasosa e os resultados adquiridos em porcentagem a partir do peso de cada corpo-de-prova. Os resultados demonstraram que todos os corpos-de-prova apresentaram redução no conteúdo de monômero residual com o tempo, atingindo um valor constante em um mês, e também que o grupo III apresentou a metade do conteúdo de monômero residual do grupo I. Para a pesquisa, também foram confeccionados trinta corpos-de-prova de uma resina para base de prótese, com dimensões de 65 mm x 10 mm x 2,5 mm, sendo armazenados em água à 37°C por 28 dias. Posteriormente, esses corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à flexão e à deflexão, em uma máquina de ensaios universal, estando imersos em água a 37°C ± 1,0°C por meio de um termocirculador. Os corpos-de-prova foram fraturados, reparados com resina autopolimerizável, divididos aleatoriamente em 3 grupos e submetidos aos métodos de polimerização anteriormente descritos. Os testes de resistência à flexão foram realizados 1 hora após a confecção do reparo. Com relação ao módulo de elasticidade, os resultados obtidos pelo grupo

III, com reparo, foram significativamente maiores que os demais grupos. Entretanto, não houve diferença significativa entre os grupos I e II, que apresentavam o reparo. Para o teste de resistência à flexão foram observadas diferenças significativas entre os três grupos, sendo que o grupo III apresentou valores de resistência à flexão maiores que os grupos I e II. Os resultados sugerem que quanto menor o conteúdo de monômero residual, maior a resistência do reparo. De acordo com os autores, a polimerização complementar pode ser obtida utilizando-se a irradiação por microondas.

Em 1995, Arima et al.<sup>6</sup> avaliaram a resistência à flexão, absorção de água e solubilidade de resinas acrílicas autopolimerizáveis indicadas para reembasamento imediato. Os pesquisadores analisaram seis materiais, sendo que quatro apresentavam agentes de ligação cruzada. Os corpos-de-prova para o teste de resistência à flexão foram confeccionados nas dimensões de 64 mm x 10 mm x 2,5 mm e armazenados em água destilada por um período de 50 horas antes da realização do ensaio mecânico. Para avaliar as propriedades de absorção de água e solubilidade, os corpos-de-prova foram confeccionados nas dimensões de 50 mm x 0,5 mm e armazenados em um dissecador a 37°C, e depois de alcançarem massa constante, as amostras foram imersas em água destilada a 37°C por 7 dias. Após esse período, os corpos-de-prova foram pesados e recondicionados à massa constante. Pelos resultados, observou-se que todos os materiais reembasadores apresentaram valores de média para resistência à flexão significativamente menores que uma resina termopolimerizável. Apesar da resina Rebaron apresentar composição semelhante à da resina para base de prótese, a presença de agente plastificante produziu menor resistência à flexão quando comparada à resina termopolimerizável. A presença de agente plastificante na resina New Tru Liner foi considerada responsável pela maior flexibilidade dos corpos-de-prova, apresentando o menor valor

de resistência à flexão entre todas as resinas (20,92 MPa). Em relação às resinas para reembasamento que apresentavam agentes de ligação cruzada (Metabase, Mild e Tokuso Rebase), foi observado maiores valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade. Exceto a resina Kooliner, os outros materiais reembasadores demonstraram menor absorção de água que a resina termopolimerizável. Além disso, essa resina apresentou maior solubilidade do que todos os outros materiais avaliados.

O trabalho de Polysois et al.<sup>70</sup>, em 1995, avaliou o efeito dos métodos de desinfecção com glutaraldeído e microondas sobre a estabilidade dimensional, dureza e propriedades flexurais (deflexão, módulo e resistência) de uma resina para base de prótese. Os sessenta corpos-de-prova da resina termopolimerizável, sendo 10 para cada grupo, foram confeccionados utilizando um padrão com dimensões de 65 mm x 10 mm x 2,5 mm e polimerizados em microondas por 3 minutos e potência de 500 W, e, posteriormente, armazenados em água durante 24 horas a 37°C antes da desinfecção. Para a desinfecção com glutaraldeído, os corpos-de-prova foram imersos em solução de glutaraldeído alcalino 2% por 1 hora (A<sub>1</sub>) ou 12 horas (A<sub>2</sub>). Na desinfecção em microondas, os corpos-de-prova eram irradiados por 3 (B<sub>1</sub>) ou 15 minutos (B<sub>2</sub>) a uma potência de 500 W, e também durante esse procedimento foi colocado, no interior do forno, um recipiente contendo 150 mL de água. O grupo controle foi imerso em água por 1 hora (C<sub>1</sub>) ou 12 horas (C<sub>2</sub>). Cada corpo-de-prova foi submetido, primeiramente, ao teste de estabilidade dimensional, seguido das propriedades flexurais e dureza. Pelos resultados, todas as amostras submetidas a um dos métodos de desinfecção apresentaram alteração significativa (de -0,005% a 0,03%) na estabilidade dimensional. O grupo B obteve a menor alteração linear, enquanto o grupo C apresentou a maior. Os valores médios de resistência à flexão (de 91,29 MPa a 100,63 MPa) entre os grupos avaliados foram

considerados significativamente diferentes, apesar de não apresentarem esses mesmos resultados as propriedades de módulo de elasticidade e deflexão. Quanto à microdureza, foi encontrada variação significativa para todos os grupos (de 19,26 a 19,98). Sendo assim, os autores concluíram, que apesar das alterações lineares ocasionadas pelos métodos de desinfecção avaliados terem sido significativas, as mesmas não foram consideradas clinicamente significativas. Também afirmaram que as propriedades flexurais mantiveram-se inalteradas durante os procedimentos de desinfecção. E ainda, que as pequenas alterações na microdureza não foram clinicamente significativas. Nesse estudo, os autores sugerem que os dois métodos de desinfecção utilizados podem ser indicados como práticas para desinfecção de resinas acrílicas para base de prótese. O microondas foi visto como um método efetivo e rápido para desinfecção.

Dogan et al.<sup>35</sup>, ainda em 1995, analisaram o efeito da temperatura e do tempo de polimerização sobre as propriedades mecânicas, o conteúdo de monômero residual e a absorção de água de três resinas termopolimerizáveis (QC 20, Paladon 65 e SR-Ivocap) e duas resinas autopolimerizáveis (Meliodent e Palapress). Os corpos-de-prova das resinas termopolimerizáveis foram submetidos ao ciclo de polimerização a 100°C, utilizando-se os tempos de 30, 40 ou 50 minutos. As amostras para as resinas autopolimerizáveis foram confeccionadas à temperatura constante em banho de água, utilizando-se os ciclos de 20°C, 25°C ou 30°C por 30 minutos. Para o teste de resistência à flexão e porcentagem de alongamento, foi utilizada uma máquina universal de ensaios mecânicos. Para a análise da absorção de água, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 25°C ± 0,5°C por 2 meses e pesados em intervalos de 15 minutos nas primeiras 2 horas, a cada 30 minutos durante 6 horas e, posteriormente, a cada 24 horas. O conteúdo de monômero residual foi analisado por meio de cromatografia líquido-

gasosa e os resultados demonstraram diminuição desse conteúdo quando as resinas termopolimerizáveis foram submetidas ao tempo de polimerização de 50 minutos. Para as resinas autopolimerizáveis essa diminuição do conteúdo de monômero residual foi obtida quando as amostras foram submetidas à temperatura de 30°C. Segundo os autores, houve melhora das propriedades mecânicas das resinas com a diminuição do conteúdo de monômero residual, fato que pode ser atribuído ao efeito plastificante do monômero na matriz do polímero. Uma redução inicial na massa das amostras de polimetil metacrilato foi observada após a imersão em água, devido à difusão do monômero residual localizado na camada mais superficial da resina. Entretanto, essa redução inicial na massa não foi verificada em algumas resinas com alto teor de monômero residual. Para os autores, esse fato se deve à localização do monômero no corpo-de-prova, que deve ter permanecido na camada mais interna da amostra. No estudo, ainda foi verificada a influência do tempo de polimerização na absorção de água pelos materiais testados. Um tempo de polimerização mais longo promoveu menor absorção de água na matriz de polímero, aumentou o número de ligações cruzadas, ocasionou maior dureza e menor porosidade das amostras.

O objetivo do estudo de Vallittu et al.<sup>94</sup>, em 1995, foi determinar o conteúdo e a quantidade de monômero residual liberado por uma resina termopolimerizável e uma resina autopolimerizável. Os corpos-de-prova confeccionados foram inicialmente armazenados em água nas seguintes temperaturas: 22°C ou 37°C, durante 8 semanas. Para analisar o conteúdo de monômero residual nas resinas e nos meios de armazenamento, foi utilizado o método de cromatografia líquida. Os resultados indicaram o maior conteúdo de monômero residual para as resinas autopolimerizáveis em relação às termicamente ativadas. De acordo com os autores, o conteúdo reduziu bastante durante o primeiro

dia, principalmente quando o armazenamento foi realizado a 37°C. Esse fato pode ser atribuído à grande quantidade de monômero residual e de porosidade presentes nas resinas quimicamente ativadas, facilitando, portanto, o processo de difusão. Com os resultados desse estudo, os autores sugerem a imersão das prótese em água a 37°C, durante 1 ou 2 dias, antes da colocação, a fim de reduzir a quantidade de monômero residual na base da prótese e também sua liberação na saliva.

No ano seguinte, Arima et al.<sup>7</sup> avaliaram a composição química, a temperatura de transição vítrea, o peso molecular e a distribuição do tamanho das partículas do pó de seis materiais reembasadores (Rebaron, Tokuso Rebase, Mild, Metabase, Kooliner, New Tru Liner). Pelos resultados, foi verificado que o pó da resina Rebaron é composto de polimetil metacrilato (PMMA), o da resina Metabase de polietil metacrilato (PEMA) e PMMA/PEMMA e o pó dos demais materiais continha apenas PEMA. A análise qualitativa e quantitativa dos líquidos de todas as resinas foi realizada por meio de cromatografia líquida de alta eficiência. Foi encontrado que a resina Rebaron apresenta metil metacrilato (MMA) e ácido di-*n*-butil éster (DBS); a resina Mild é composta por 2-etilhexil metacrilato (2-EHMA), 2-hidrohexil metacrilato (2-HEMA), trimetilolpropano trimetacrilato (TMPT) e 1,4-butanediol dimetacrilato (1,4-BDMA) e a resina Metabase contém MMA, EHMA e 1,6-hexanediol dimetacrilato (1,6- HDMA). O líquido da resina Kooliner é composto por isobutil metacrilato (IBMA) e não apresenta agentes de ligação cruzada ou plastificantes. O líquido da resina New Tru Liner é composto por IBMA e ácido ftálico di-*n*-butil éster (DBP) e a Tokuso Rebase apresenta dois monômeros 1,6- HDMA e -metacriloiloxietil propionato. Os resultados indicaram que as resinas Tokuso Rebase e Kooliner apresentaram temperaturas de transição vítrea de 73,2°C e 76,5°C, respectivamente. A análise à laser da distribuição dos tamanhos das partículas demonstrou que o pó das resinas Rebaron, Mild, Kooliner, Metabase e New Tru Liner

continham partículas com dimensões que variam de 50 a 100  $\mu\text{m}$  e a resina Tokuso Rebase apresentou partículas com tamanhos de 20 a 50  $\mu\text{m}$ .

O limite de deformação elástica dos materiais para base de prótese reembasados com duas resinas fotopolimerizáveis (Triad e Rebaron LC) e com duas resinas autopolimerizáveis ( Tokuso Rebase e Rebaron) foi investigado por Takahashi et al.<sup>91</sup>, em 1997. Nesse estudo, os corpos-de-prova foram confeccionados nas seguintes proporções de espessuras entre o material reembasador e a resina para base de prótese: 0,5:2 mm, 1:1,5 mm, 1,5:1 mm e 2:0,5 mm, além de serem analisados por meio do ensaio mecânico de resistência à flexão. A título de comparação, foram confeccionados corpos-de-prova constituídos apenas com materiais para base de prótese. Anteriormente ao teste de resistência flexural, as amostras foram armazenadas em água destilada por 24 horas a 37°C. Os resultados demonstraram que o reembasamento dos corpos-de-prova das resinas termopolimerizáveis diminuiu significativamente a resistência à deformação elástica de todas as resinas para reembasamento. A resina Triad apresentou o mais alto limite proporcional, enquanto que para as outras três resinas, o valor dessa propriedade foi pelo menos 50% menor que a resina para base de prótese, sendo que o menor valor foi da resina Tokuso Rebase. Com exceção da resina Triad, a resistência à deformação plástica do corpo-de-prova reembasado diminuiu progressivamente com o aumento da espessura do material reembasador. Dessa maneira, para que se possa obter uma boa resistência à flexão, não se deve alterar desnecessariamente o volume da base da prótese durante o procedimento de reembasamento.

Anusavice<sup>2,3</sup>, em 1998, relatou que um aspecto importante a ser considerado para uma prótese é a capacidade da mesma em resistir às forças aplicadas, sem que haja fratura ou deformação permanente. Por isso, o ensaio mecânico de resistência à flexão seria um teste apropriado, pois esse representa a mensuração coletiva das tensões de tração, gerada por uma carga que tende a esticar ou alongar um corpo; compressão, gerada por uma carga que tende a encurtar um corpo e cisalhamento, força que tende a resistir ao deslocamento de uma porção de um corpo sobre outro. Para a dureza, o autor afirmou que o conceito mais aceito para essa propriedade mecânica é o de resistência à endentação, a qual é produzida na superfície de um material a partir de uma carga aplicada. Existem vários tipos de testes para determinar a dureza, entre eles o Vickers que utiliza um diamante na forma de uma pirâmide de base quadrada, sendo que os comprimentos das diagonais da endentação são mensurados e suas médias calculadas, obtendo um número de dureza Vickers (abreviado por VHN). É importante que o cirurgião-dentista tenha conhecimento dos fatores que influenciam as propriedades mecânicas dos polímeros, tais como: o conteúdo de monômero residual, o sistema de polimerização, a presença de impurezas e a composição química. De acordo com o autor, as resinas autopolimerizáveis apresentam maior conteúdo de monômero residual que as resinas termopolimerizáveis. Esse maior conteúdo de monômero age como irritante tecidual e atua como um plastificador, reduzindo a resistência transversa das resinas autopolimerizáveis. Outro fator importante, é a presença de impurezas no monômero, que influenciam negativamente no grau de polimerização das resinas. As impurezas, como exemplo o oxigênio, podem reagir com os radicais livres do monômero, inibindo ou retardando a reação de polimerização. Outro aspecto relevante, é a diferença de composição química apresentada entre as resinas acrílicas. A utilização do agente de ligação cruzada tem sido uma opção para favorecer as propriedades mecânicas das resinas. O efeito do

agente de ligação cruzada sobre as propriedades mecânicas varia de acordo com o tipo e sua concentração. A presença de ligação cruzada proporciona um número suficiente de ligações entre as macromoléculas lineares formando uma rede tridimensional, que altera a resistência, a solubilidade e a sorção de água da resina.

A International Standard Organization<sup>47</sup>, no ano de 1998, publicou a especificação (nº 1567) referente aos polímeros para bases de prótese. De acordo com as normas, o ensaio de resistência à flexão deve ser realizado em corpos-de-prova com dimensões de 64 mm de comprimento,  $10 \pm 0,2$  mm de largura e  $3,3 \text{ mm} \pm 0,2$  mm de altura. Foi recomendado realizar mensurações, tanto em largura como em espessura, no corpo-de-prova em três regiões (extremidades e centro). Porém, essas mensurações devem apresentar um desvio máximo de  $\pm 0,02$  mm entre si. Além disso, os corpos-de-prova da resina para base de prótese devem ser armazenados em água à temperatura de  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  por  $50 \pm 2$  horas, previamente ao teste. O equipamento usado para o teste deve ser calibrado e os corpos-de-prova devem ficar apoiados sobre suportes distantes  $50 \text{ mm} \pm 0,1$  mm entre si, utilizando-se uma velocidade de 5 mm/minuto. Para as resinas termopolimerizáveis (Tipo 1), o valor de resistência à flexão não deve ser menor que 65 MPa e para resinas autopolimerizáveis (Tipo 2), esse valor não deve ser inferior a 60 MPa quando testadas em água a  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ .

Ainda no mesmo ano, Vallittu et al.<sup>95</sup> investigaram o efeito da temperatura e do tempo de polimerização sobre o conteúdo de monômero residual de duas resinas termopolimerizáveis e duas resinas autopolimerizáveis. Os ciclos de polimerização utilizados para as resinas termopolimerizáveis foram os seguintes: 1)  $70^{\circ}\text{C}$  por 90 horas; 2)  $70^{\circ}\text{C}$  por 90 minutos mais o ciclo adicional a  $100^{\circ}\text{C}$ , variando-se o tempo de polimerização (30, 60, 120, 180, 360, 720 ou 1440 minutos) e 3) somente

a 100°C por um período de 15, 20, 30, 40, 60, 90, 120, 180, 360, 720 ou 1440 minutos. As resinas autopolimerizáveis foram polimerizadas sob pressão de 300 kPa e, em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos ao banho em água a temperaturas de 30°C, 40°C, 50°C, 55°C ou 60°C por 15 minutos. Pelas análises cromatográficas, as resinas autopolimerizáveis apresentaram maior conteúdo de monômero residual do que as termopolimerizáveis. Segundo os autores, foi observada redução significativa da porcentagem de monômero residual quando as duas resinas autopolimerizáveis foram polimerizadas em temperaturas de 50°C e 60°C. De acordo com os autores, esses resultados estariam relacionados à baixa temperatura de transição vítrea das resinas autopolimerizáveis, o que permite uma maior mobilidade das moléculas de monômero residual nas cadeias de polímero formadas durante o processo de polimerização em temperatura igual ou acima de 50°C. Quando as resinas termicamente ativadas foram polimerizadas exclusivamente a 100°C, os níveis de monômero residual foram reduzidos com o aumento no tempo de polimerização. O trabalho ainda constatou que uma das resinas apresentava em sua composição uma amina aromática terciária como parte do sistema de ativação, possibilitando a ocorrência de uma reação mais rápida e, conseqüentemente, uma maior elevação da temperatura, resultando em corpos-de-prova com níveis mais baixos de monômero.

A resistência flexural de diferentes resinas para base de prótese foi avaliada por Chai et al.<sup>20</sup>, em 1998. Os pesquisadores utilizaram os seguintes métodos de polimerização: banho de água a 70°C por 90 minutos e a 100°C por 30 minutos (resina Acron); em microondas a 500 W por 3 minutos (resina Acron MC); sob pressão de 4 Kg/cm<sup>2</sup> a 50°C por 20 minutos (resina Palapress) e fotopolimerizada por 10 minutos (resina Triad). Os corpos-de-prova foram confeccionados nas dimensões de 65 mm x 10 mm x 2,5 mm e testados após 31 dias de armazenamento em

água a 37°C. Dez corpos-de-prova de cada material, com dimensões de 65 mm x 10 mm x 1,5 mm, foram confeccionados e reembasados com a resina fotopolimerizável reembasadora, Triad, 30 dias após armazenamento em água. Para o reembasamento, foi aplicado um agente de união na superfície superior de cada amostra e fotopolimerizado por 2 minutos. Após a aplicação do agente de união, a resina foi adaptada dentro do molde, sob pressão de uma placa de vidro, e novamente fotopolimerizada por 10 minutos, obtendo-se 1 mm de espessura do material reembasador. Essas amostras foram testadas 24 horas após o reembasamento. Todos os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à flexão em três pontos, empregando-se velocidade constante de 2 mm/minuto. Pelos resultados, foi observado que o reembasamento com a resina Triad manteve a resistência à flexão dos materiais Acron MC e Palapress e aumentou os valores dessa propriedade mecânica das resinas Triad e Acron. Segundo os autores, a capacidade do material reembasador em resistir às forças e de reforçar a base da prótese depende da sua propriedade adesiva. Frente a um estresse relativamente baixo pode ocorrer uma falha adesiva quando a união entre a resina da base e o material reembasador é deficiente. Dessa forma, é interessante melhorar a união entre a base da prótese e o material reembasador, pois essa união promove aumento da resistência, de modo que os materiais suportem melhor a incidência de forças. Entretanto, os resultados obtidos para a resina Triad não devem ser considerados como parâmetro para os materiais reembasadores fotopolimerizáveis e autopolimerizáveis, já que existe grande variação na resistência de união dos materiais reembasadores.

Baysan et al.<sup>13</sup>, ainda em 1998, realizaram um estudo para determinar a efetividade das microondas na desinfecção de um reembasador resiliente contaminado com *Candida albicans* ou *Staphylococcus aureus*. Os corpos-de-prova (2 cm x 2 cm) foram

confeccionados com uma resina reembasadora resiliente (Molloplast-b) e submetidos à polimerização em microondas por 3 minutos a 650 W. Dez amostras foram confeccionadas para cada grupo experimental e para o grupo controle. A seguir, os corpos-de-prova foram esterilizados em autoclave e então, inoculados com os microrganismos testados. Para o procedimento de desinfecção os corpos-de-prova foram divididos em três grupos experimentais (A, B e C) e testados quanto aos procedimentos de desinfecção, sendo as amostras do grupo A submetidas à desinfecção em microondas por 5 minutos a 650 W (2,5 minutos para cada lado); as amostras do grupo B mantidas a seco em temperatura ambiente durante a noite (5 horas); as amostras do grupo C imersas em solução de hipoclorito de sódio a 2 % durante a noite. Para o grupo controle, as amostras foram enxaguadas e deixadas em solução de PBS por 5 horas em temperatura ambiente. Após os procedimentos realizados para cada grupo, os corpos-de-prova foram individualmente colocados em tubos com 10 mL de PBS e submetidos à agitação por 15 minutos. As colônias foram contadas e o número de cfu/mm<sup>2</sup> foi calculado, depois da incubação das placas durante a noite a 37°C. Os resultados evidenciaram diferença significativa entre os grupos, para os dois microrganismos selecionados. Foi verificada maior efetividade para a solução de hipoclorito de sódio em relação às microondas, que por sua vez, foi mais efetiva que o procedimento a seco durante a noite. A imersão do material em hipoclorito de sódio por 5 horas demonstrou grande efetividade na eliminação de *Candida albicans*. No entanto, as diferenças entre a redução do número de células produzida pelo microondas e pela imersão em hipoclorito foram mínimas. O grupo do procedimento a seco apresentou redução do número de células viáveis significativamente inferior em relação aos demais grupos. Os autores recomendaram a utilização do microondas como um método de desinfecção efetivo e simples, já que o hipoclorito de sódio apresenta algumas desvantagens para a utilização na clínica odontológica,

sobretudo em longos períodos de imersão, como efeitos adversos sobre as resinas acrílicas das próteses e corrosão de componentes metálicos.

A dureza Vickers tem sido muito utilizada para caracterizar propriedades de metais e porcelana, visto que é um método considerado fácil e objetivo para a avaliação de materiais com volume pequeno. Na literatura, há pouca informação sobre a análise de dureza Vickers para polímeros rígidos. Em 1998, Low<sup>61</sup> pesquisou o comportamento viscoelástico de um polímero rígido, em função do tempo e da força aplicada sobre o material. A variação da dureza Vickers, em função da força aplicada, foi avaliada entre 0-300N por 20 segundos de contato. O efeito do tempo de endentação sobre o material foi verificado entre 0-20 horas, aplicando-se uma força de 50 N. Além disso, a recuperação elástica do polímero foi observada por meio das mensurações de dureza imediatamente e 100 horas após a obtenção da impressão. Os resultados demonstraram que o tamanho das impressões aumentou com o aumento da força aplicada. Entretanto, não foram observadas fendas radiais sobre o polímero acrílico, mesmo com a aplicação da força máxima de 300 N. Segundo o autor, a ausência de fendas poderia ser explicada pelo baixo valor de dureza apresentado pelo material bem como pela necessidade da aplicação de uma força muito alta (800 N) para iniciá-las. Nesse estudo, foi observado que a dureza do material testado não depende da força aplicada. Por outro lado, a natureza viscoelástica do acrílico durante a endentação mostrou alterações na dureza em função do tempo de aplicação da carga. Acima de um período de 20 horas, a dureza do material reduziu em 47% e aumentou em 31% quando associada a uma tensão de 50 N. Isso sugere que o tamanho da impressão aumentou com o tempo de aplicação da força como resultado da fluidez viscoelástica e do processo de relaxamento. Ao realizar a análise imediatamente e 100 horas após a impressão, não houve alteração das endentações, indicando ausência de recuperação elástica nas diagonais das marcações. Mas, foi

demonstrado que a recuperação elástica ocorre nas faces e não ao longo das diagonais da impressão. Isso indica que, apenas ao longo das diagonais, o material apresentou uma deformação plástica permanente em virtude da concentração de estresse. De acordo com o autor, a ausência de recuperação elástica ao longo das diagonais justificaria a indicação da leitura de dureza Vickers como um método apropriado para a avaliação da dureza e viscoelasticidade dos polímeros rígidos.

O efeito da sorção de água sobre a resistência à flexão de uma resina termopolimerizável (Acron), reembasada com quatro resinas (fotopolimerizáveis: Triad e Rebaron; autopolimerizáveis: Tokuso Rebase e Rebaron) foi estudado por Takahashi et al.<sup>88</sup>, em 1998. A resina usada para base de prótese foi polimerizada a 70°C por 90 minutos e 100°C por 30 minutos, enquanto que as resinas reembasadoras foram polimerizadas de acordo com as instruções dos fabricantes. Os corpos-de-prova foram confeccionados nas dimensões 65 mm x 10 mm x 2,5 mm e imersos em água, seguindo as condições: (1) após 24 horas de imersão em água destilada, os corpos-de-prova eram reembasados e submetidos ao teste de flexão 24 horas após o reembasamento; (2) após 30 dias de imersão em água destilada, os corpos-de-prova eram reembasados e testados 24 horas após o reembasamento; (3) os corpos-de-prova eram reembasados 30 dias após a imersão em água destilada e testados 30 dias após a realização do reembasamento. Os reembasamentos eram realizados com diferentes espessuras do material reembasador, cujas variações utilizadas nessa pesquisa foram: 0,5:2 mm e 1,5:1 mm de material reembasador e material para base de prótese, respectivamente. Corpos-de-prova de cada material usado no estudo, foram confeccionados sem a realização de reembasamento para serem utilizados como parâmetro de comparação. Os testes nesses corpos-de-prova foram realizados após imersão em água destilada por 24 horas e após 30 dias de armazenamento. Todas as amostras foram submetidas ao teste de resistência à flexão em três

pontos, utilizando-se uma velocidade de 2 mm/minuto. Segundo os autores, a resistência mecânica da resina acrílica após a sorção de água depende da resistência inerente de cada material e da quantidade de água absorvida. Pelos resultados, observou-se diminuição na resistência à flexão dos corpos-de-prova não reembasados confeccionados com as resinas Acron (60,1 MPa para 33,9 MPa) e Triad (58,3 MPa para 38,0 MPa), quando houve aumento de imersão em água de 24 horas para 30 dias, respectivamente. Esse efeito não foi observado para as outras três resinas reembasadoras, que de acordo com os autores, não devem ser afetadas pelo tempo de armazenamento em água. Apesar da resistência à flexão das resinas Acron e Triad ter diminuído após 30 dias de armazenamento em água, esses materiais ainda apresentam resultados superiores quando comparados às resinas reembasadoras. Segundo os autores, a diferença na composição química dos materiais reembasadores resulta em resistência à flexão variada devido ao comportamento inerente de cada material quando imerso em água. A menor resistência à flexão do material para base de prótese após a imersão em água é explicada pelo efeito plastificante devido a grande absorção de moléculas de água. A resina Tokuso Rebase demonstrou menor sorção de água quando comparada à resina termopolimerizável, provavelmente pela presença do agente de ligação cruzada 1,6-hexanediol dimetacrilato. Pode-se observar, também, que no geral, houve diminuição da resistência à flexão dos corpos-de-prova reembasados após a imersão em água, principalmente com o aumento da espessura do material reembasador.

Furukawa et al.<sup>40</sup>, ainda em 1998, avaliaram a efetividade da solução de dióxido de cloro (Alcide LD) na desinfecção de reembasadores resilientes para próteses (Coe Soft e Coe Comfort). Na primeira fase do estudo, a efetividade das técnicas de spray e imersão em dióxido de cloro foi analisada para seis grupos experimentais. Cada grupo apresentou dez amostras para avaliação da efetividade do dióxido de cloro e quatro

amostras para avaliação em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os corpos-de-prova foram inoculados com *E. coli*, *S. aureus* e *C. albicans*, incubados a 37°C por 72 horas, desinfetados por spray ou imersão de dióxido de cloro por 3 minutos. Cada corpo-de-prova foi colocado em tubo de ensaio contendo Tryptic Soy Broth (TSB) e, a seguir, as diluições  $10^{-1}$ ,  $10^{-3}$  e  $10^{-5}$  foram semeadas em meios seletivos: Mannitol Salt Agar para *S. aureus*; MacConkey Agar para *E. coli* e Tryptic soy com 5µg/ml de gentamicina para *C. albicans*. As placas foram incubadas a 37°C por 24 horas e as colônias foram contadas. A segunda fase do trabalho avaliou o tempo de exposição ao spray desinfetante. Foram confeccionados 48 corpos-de-prova, divididos em 4 grupos, sendo 3 corpos-de-prova de cada reembasador submetido ao desinfetante testado por 1, 3 ou 10 minutos. De acordo com os resultados, o dióxido de cloro para as técnicas de spray e a imersão por 3 minutos não foram efetivos para promover desinfecção dos materiais reembasadores avaliados. O aumento no tempo de desinfecção em até 10 minutos não foi efetivo na redução do número de microrganismos viáveis. Considerando, que mesmo após a desinfecção, houve a presença de elevado número de microrganismos viáveis nos materiais reembasadores avaliados, os autores sugeriram a remoção desses materiais das bases das próteses antes de seu envio ao laboratório, para promover um efetivo controle da contaminação cruzada.

Lin et al.<sup>60</sup>, no ano seguinte, avaliaram a efetividade da desinfecção de próteses utilizando uma solução de dióxido de cloro comercialmente preparado. Para aparentar a cavidade bucal, foi utilizada termociclagem com o objetivo de simular mudanças na temperatura em presença de flora microbiana. O material utilizado no estudo foi a resina acrílica termopolimerizável, Lucitone, e 10 padrões de dimensões 6 mm x 6 mm x 75 mm em placa base de cera foram confeccionados Noventa e dois corpos-de-prova foram incluídos em muflas e confeccionados de acordo com as instruções do fabricante. Oitenta e oito amostras foram expostas a

microrganismos (*Escherichia coli*, *Staphilococcus aureus* a *Candida albicans*) e quatro foram utilizadas como controle negativo. A escolha dos microrganismos foi baseada em tamanho, forma e propriedades estruturais semelhantes à flora bucal. Quarenta e quatro corpos-de-prova foram usados como controle positivo e, por isso, não foram desinfetados. Os outros quarenta e quatro foram escovados e desinfetados com Alcide LD. Os resultados demonstraram, que corpos-de-prova esterilizados (controle negativo) não apresentaram crescimento e nos desinfetados houve crescimento de poucos microrganismos, logo após o processo de desinfecção. Foi observado que a *Escherichia coli* é capaz de penetrar no interior da resina acrílica. Os autores também relataram que 3 minutos de desinfecção em solução de Alcide LD foi eficaz para reduzir o número de microrganismos (bacteriostático), mas não conseguiu eliminá-los totalmente (bactericida).

O estudo de Dixon et al.<sup>34</sup>, em 1999, teve como objetivo avaliar a eficácia da irradiação por microondas sobre a *C albicans* presente em três resinas autopolimerizáveis e uma termopolimerizável bem como o efeito das microondas na dureza dos materiais selecionados. Na fase 1, foram confeccionados quarenta e cinco corpos-de-prova com dimensões de 10 mm x 10 mm x 3 mm e todos foram esterilizados. Cada corpo então foi contaminado com *C albicans* em 10 mL de 250 mmol/L de glicose. A irradiação usada foi de 60 Hz por 5 minutos para 30 corpos. Os outros 15 não foram irradiados. O teste de dureza foi realizado, computado e comparado. Na fase 2, quinze corpos-de-prova de cada material foram submetidos a 10 e 15 minutos de irradiação com subsequente esterilização. Na fase 3, quinze corpos de cada material foram expostos a 5 ciclos de irradiação (enquanto imersos em água). Todos as amostras foram irradiadas na mesma frequência e também submetidas ao teste de dureza. Pelos resultados, apenas os corpos-de-prova irradiados com 5 minutos, imersos em água, foram efetivamente esterilizados. Os autores

concluíram que na fase 1, 5 minutos de irradiação resultou em aumento significativo da dureza para todos os materiais, no entanto, a mudança não foi clinicamente significativa. Na fase 2, a irradiação por 5 minutos, em água, foi eficaz na esterilização. Para a fase 3, 5 ciclos de irradiação por 5 minutos afetaram a dureza apenas de uma das resinas autopolimerizável.

Kedjarune et al.<sup>54</sup>, ainda em 1999, estudaram a liberação de monômero metil metacrilato em três resinas acrílicas autopolimerizáveis (Takilon, Tokuso e Meliodent) e três termopolimerizáveis (Rodex, Trevalon e Meliodent), por meio da cromatografia a gás. A resina autopolimerizável Meliodent apresentou a maior concentração de monômero residual (4,32%). Segundo os autores, esse fato deve estar associado a maior quantidade de líquido utilizada na proporção do material. Por outro lado, a resina Tokuso, também autopolimerizável, demonstrou uma das menores concentrações de monômero residual (1,88%), tendo sido semelhante às concentrações apresentadas por duas resinas termopolimerizáveis (1,16% e 1,93%). Outro fato observado no estudo foi, que uma das três resinas termopolimerizáveis produziu maior concentração de monômero residual (3,51%) do que as demais. Esse fato estaria relacionado ao menor tempo de polimerização (20 minutos a 100°C) recomendado pelo fabricante desse material. Ainda com relação a essa resina foi observado, que a liberação de monômero residual durante as primeiras 24 horas foi significativamente maior do que todos os outros materiais avaliados. Por esse estudo, os autores concluíram que a quantidade de monômero residual nas resinas foi dependente não apenas do tipo de polimerização, mas também da quantidade de monômero na proporção da mistura e especialmente do tempo de polimerização.

Para analisar a concentração de monômero residual de resinas acrílicas após ciclos adicionais de polimerização, Shim e Watts<sup>84</sup>, em 1999, utilizaram a cromatografia líquida. No estudo, foram utilizados dois

ciclos de polimerização: um ciclo curto (73°C por 90 minutos elevando a temperatura a 100°C por 30 minutos) e um ciclo longo (73°C por 9 horas), para corpos-de-prova confeccionados com as resinas Lucitone 199 e Trevalon, que foram considerados como controle. Para simular o efeito do ciclo de polimerização empregado no reembasamento das bases de próteses, os corpos-de-prova foram submetidos a um dos ciclos de polimerização já citados, ainda, foram armazenados, e após 24 horas, expostos à temperatura de 100°C por 2 horas, como indica o fabricante do condicionador de tecido Molloplast. Pelos resultados, houve redução significativa na concentração de monômero residual nas duas resinas após exposição a 100°C por 2 horas. Observou-se também, que a mais elevada concentração de monômero residual foi obtida com o ciclo longo, mas sem a aplicação de um segundo ciclo de polimerização.

Ainda em 1999, Takahashi et al.<sup>89</sup> investigaram o efeito de diferentes períodos de imersão em água sobre a resistência à flexão de quatro resinas para base de prótese (Acron, Acron MC, Palapress e Triad) e de quatro materiais utilizados para reembasamento imediato (Triad, Rebaron LC, Tokuso Rebase e Rebaron). Para cada uma das resinas, foram confeccionados 50 corpos-de-prova por meio de um molde em gesso com dimensões 65 mm x 10 mm x 2,5 mm, seguindo as instruções dos fabricantes. As amostras foram armazenadas em água a 37°C. A resistência à flexão de 10 corpos-de-prova foi avaliada durante os seguintes períodos: 1 dia, 1 mês, 2, 3 e 4 meses. A estabilização da resistência flexural ocorreu durante os primeiros 4 meses de armazenamento, para seis das oito resinas analisadas. Os materiais Acron e Rebaron LC demonstraram estabilização entre 4 e 5 meses de armazenamento. A resistência da resina Acron MC, que é polimerizada por microondas, não demonstrou diferença durante os períodos experimentais. A resistência à flexão dos materiais reembasadores aumentou significativamente durante o primeiro mês de armazenamento.

De acordo com os autores, esse resultados estariam relacionados, em parte, à concentração de moléculas de água, aos plastificantes e ao monômero residual que poderiam atuar na resistência flexural dos materiais, após terem sido imersos em água. Provavelmente, as moléculas residuais do processo de polimerização apresentam maior efeito plastificante do que a água e a sua eliminação por difusão poderia ter ocasionado o aumento na resistência dos materiais. Os autores sugerem, também, que um processo de polimerização continuada poderia ter contribuído para obtenção desses resultados.

Blagojevic e Murphy<sup>15</sup>, também em 1999, estudaram propriedades físicas e mecânicas das seguintes resinas acrílicas: TS1195, resina acrílica sem agente de ligação cruzada; Acron MC, resina específica para microondas com agente de ligação cruzada; Biocryl NR, resina convencional com agente de ligação cruzada e Croform, uma resina autopolimerizável. As resinas TS1195, Acron MC e Biocryl NR foram submetidas a dois ciclos de polimerização: em microondas, com 600 W e 3 minutos, e em banho de água por 14 horas a 70°C e 3 horas na água em ebulição. Já a resina autopolimerizável Croform foi avaliada após ativação química associada ou não à complementação térmica por microondas a 600 W por 3 minutos. Todas as muflas foram resfriadas sobre a bancada por 30 minutos e os corpos-de-prova imersos em água a 37°C durante 28 dias, exceto as muflas contendo corpos-de-prova que seriam submetidos à análise da quantidade de monômero residual. A presença de agentes de ligação cruzada não permite a dissolução do material, sendo assim não foi possível identificar o produto polimerizado das resinas Biocryl NR, Acron MC e Croform. No entanto, observou-se que o método de polimerização em microondas aumentou a resistência ao impacto da resina Acron MC e diminuiu a dureza das resinas TS1195 e Acron MC. Para todas as resinas testadas no método do banho de água, a temperatura de transição vítrea aumentou e o conteúdo de monômero

residual diminuiu. O aumento no módulo de elasticidade foi observado apenas nas resinas TS1195 e Acron MC. A complementação térmica em microondas aumentou a resistência ao impacto bem como a temperatura de transição vítrea e reduziu o conteúdo de monômero residual da resina Croform, em aproximadamente quatro vezes. Para esse material, também foi observada redução no módulo de elasticidade após a irradiação em microondas. As propriedades mecânicas da Biocryl NR polimerizada pelos dois métodos foram similares às outras resinas. No entanto, as propriedades mecânicas da resina TS1195 foram diferentes dos outros materiais devido à ausência do agente de ligação cruzada. De acordo com o autor, o agente de ligação cruzada não necessariamente melhora as propriedades mecânicas do materiais.

A investigação de Takahashi et al.<sup>90</sup>, no ano 2000, teve como objetivo verificar a resistência à flexão de quatro resinas para base de prótese reembasadas com quatro diferentes materiais indicados para reembasamento imediato. Os corpos-de-prova foram confeccionados com uma das resinas para base de prótese e apresentavam as seguintes dimensões: 65 mm x 10 mm x 1,5 mm. Antes de serem reembasadas, as amostras foram armazenadas em água destilada por quatro meses. Após esse período, os corpos-de-prova foram posicionados em um molde de gesso com dimensões de 65 mm x 10 mm x 2,5 mm e reembasados com uma das quatro resinas reembasadoras. Os resultados demonstraram que a resistência final dos corpos-de-prova reembasados está diretamente relacionada com a resistência das resinas para base de prótese, com as resinas para reembasamento e com a união desses materiais. Dessa maneira, foi observado que apesar da resina para base de prótese Triad apresentar resistência à flexão maior que as demais, após o reembasamento, os valores produzidos por essa resina foram menores que aqueles produzidos por duas das quatro resinas avaliadas, também após o reembasamento. A resina Triad, segundo os autores, caracteriza-

se por apresentar alto nível de ligações cruzadas, o que reduz a capacidade de penetração do monômero, ficando restrita a extensão da interpenetração dos polímeros a serem unidos. Mesmo assim, os autores consideraram as diferenças relativamente baixas e de pouco significado prático. A resina Tokuso Rebase obteve os menores valores de resistência à flexão, sendo que esse resultado foi atribuído à presença do monômero -metacriloiloxietil propionato no líquido do material, produzindo cadeias mais flexíveis.

A comparação dos níveis de monômero residual de resinas para base de prótese (Lucitone 199, Acron MC e Accelar) utilizando-se diferentes métodos de polimerização foi investigada em 2000, por Bartoloni et al.<sup>12</sup>. A resina Lucitone 199 foi polimerizada em banho de água a 74°C por 9 horas, para a resina Accelar foi utilizado o ciclo rápido de polimerização a 100°C por 20 minutos, enquanto que a resina de microondas Acron MC foi polimerizada a 500 W por 3 minutos. Os resultados demonstraram altos graus de conversão do monômero para todas as resinas e esses valores obtidos foram semelhantes.

Archadian et al.<sup>5</sup>, ainda em 2000, investigaram o efeito da ciclagem térmica sobre a resistência à flexão de três resinas para base de prótese (Acron, Acron MC e Ivocap) e três resinas autopolimerizáveis (Rebaron, Tokuso Rebase e Lite Rebase). Primeiramente, foram confeccionados 210 corpos-de-prova com as resinas para base de prótese, com espessura de 1,5 mm e, posteriormente, as amostras foram reembasadas com uma das resinas autopolimerizáveis. Como parâmetro de comparação, foram confeccionados corpos-de-prova de cada material testado, os quais foram submetidos às mesmas condições das amostras reembasadas. A metade dos corpos-de-prova foi submetida ao ensaio mecânico de resistência à flexão em três pontos, em máquina universal de ensaio mecânico, utilizando-se velocidade de 0,5 cm/s. Os corpos-de-

prova remanescentes de cada grupo foram submetidos à ciclagem térmica por 20000 ciclos a temperaturas entre 4°C e 60°C e, em seguida, os testes foram realizados. Os resultados demonstraram que os corpos-de-prova reembasados produziram valores de resistência à flexão maiores do que os obtidos apenas com os materiais reembasadores, porém esses valores ainda foram inferiores aos materiais para base de prótese. Apesar disso, a união dos materiais foi considerada aceitável clinicamente. De um modo geral, a termociclagem ocasionou redução da resistência à flexão dos materiais testados, no entanto, esse efeito não foi observado para corpos-de-prova reembasados. Segundo os autores, mesmo com a obtenção de resultados favoráveis, o reembasamento de próteses com resinas autopolimerizáveis ocasiona condições inferiores se comparado com a colocação de uma prótese nova.

Em 2001, Elias e Lopes<sup>37</sup> afirmaram que o ensaio mecânico de dureza Vickers apresenta vantagens, como: a grande precisão de medida, o método simples e a capacidade de mensurar dureza superficial sem produzir deformação pelo diamante. Além disso, é possível obter uma pequena impressão do diamante, em qualquer espessura de material, sem inutilizar o corpo-de-prova analisado.

Banting e Hill<sup>11</sup>, em 2001, realizaram um estudo para comparar a efetividade da energia de microondas como tratamento coadjuvante de candidose bucal. Trinta e quatro pacientes portadores de próteses totais superiores com teste positivo para pseudohifas de *C. albicans* foram selecionados para um dos seguintes tratamentos: irradiação da prótese em microondas ou imersão da prótese em solução clorexidina a 0,2% (controle). Todos os pacientes receberam medicação antifúngica tópica (Nistatina 300000 IU 3 vezes ao dia) por 14 dias. As próteses selecionadas para o tratamento com as microondas foram escovadas com sabão anti-séptico e água e então, irradiadas por um minuto a 850 W em

três dias diferentes (1, 5 e 10 dias). Para o grupo controle, as próteses foram imersas na solução de clorexidina durante a noite por 14 dias, com renovação da solução a cada dois dias. Essas próteses também foram escovadas em 3 dias diferentes (1, 5 e 10 dias) estabelecendo parâmetro para comparação entre os grupos. Os resultados demonstraram, que após 14 dias, 53% das próteses submetidas ao tratamento com microondas apresentaram pseudohifas de *C. albicans* e essa porcentagem aumentou para 84% para as próteses submetidas à imersão em clorexidina. Por outro lado, após esse mesmo período, as camadas citológicas referentes à mucosa palatina dos pacientes cujas próteses foram irradiadas, apresentaram 25% do risco de infecção dos tecidos palatinos em relação aos pacientes que tiveram suas prótese imersas em clorexidina. Três meses após o tratamento, o grupo controle foi considerado cinco vezes mais susceptível a apresentar pseudohifas de *C. albicans* quando em comparação com o grupo que recebeu tratamento com as microondas. Os autores observaram, que a exposição das próteses às microondas foi efetiva para uma adequada desinfecção nas próteses sem ocasionar efeitos deletérios aparentes aos materiais constituintes.

Yutabe et al.<sup>103</sup>, ainda em 2001, avaliaram o efeito de um agente redutor sobre a inibição da camada superficial de oxigênio de uma resina indicada para reembasamento imediato contendo o agente de ligação cruzada 1,6 hexanediol dimetacrilato. Isso porque, a presença de oxigênio em grande quantidade pode inibir ou retardar a polimerização do material, ocasionando, dessa maneira, a formação de uma camada superficial não polimerizada que pode influenciar negativamente as propriedades da resina acrílica. Os corpos-de-prova apresentavam as seguintes dimensões: 65 mm x 10 mm x 2,5 mm e eram submetidos ao teste de resistência à flexão após imersão em água por 24 horas. As amostras foram polimerizadas nas seguintes condições: sem contato com o ar

(controle); polimerização a 37°C por 10 minutos, na presença do ar e polimerização a 37°C por 10 minutos, sendo que essas amostras foram imersas em uma solução contendo o agente redutor sulfito de sódio a 1% por 1 minuto, 5 ou 15 minutos. Os resultados demonstraram um aumento na resistência mecânica e uma redução da camada não polimerizada após adição do agente redutor. A média dos valores de resistência à flexão das amostras imersas na solução contendo agente redutor, durante 15 minutos, foi significativamente maior que as amostras de 1 minuto e 5 minutos. Segundo os autores, esse fato estaria relacionado ao grau de polimerização do material que aumenta com o tempo de aplicação do agente redutor. Foi observado ainda, que as amostras do grupo controle apresentaram valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade significativamente maiores que as amostras polimerizadas ao ar sem a aplicação do agente redutor. Dessa forma, os pesquisadores concluíram que a camada superficial não polimerizada compromete negativamente a propriedade mecânica de resistência à flexão da resina avaliada.

A união adequada entre o material para base de prótese e o material reembasador é fundamental para o bom desempenho mecânico do material reembasado. Em 2001, Leles et al.<sup>59</sup>, avaliaram a resistência de união entre a resina Kooliner e uma resina para base de prótese. Os corpos-de-prova (63) foram confeccionados nas dimensões de 64 mm x 10 mm x 2,5 mm, com a resina termopolimerizável, seguindo as instruções do fabricante. Dos 63 corpos-de-prova, 9 foram selecionados para o grupo controle. As amostras, num total de 54, foram seccionadas no centro, removendo-se 10 mm de material e submetidas a tratamentos superficiais. Após os tratamentos de superfície, cada corpo-de-prova seccionado era levado novamente à mufla, onde foram polimerizados, e a união dessas partes era realizada com a resina Kooliner, manipulada de acordo com as instruções do fabricante. As amostras eram demufladas e permaneciam em água destilada a 37°C durante  $48 \pm 2$  horas antes do

teste de resistência à flexão. Pelos resultados foi observado que grande porcentagem dos corpos-de-prova que foram submetidos ao teste de flexão apresentaram falha do tipo adesiva. De acordo com os autores, esse resultado poderia ser atribuído à diferença na composição química entre a resina reembasadora, Kooliner (polietil metacrilato/isobutil metacrilato) e a resina termopolimerizável Lucitone 550 (polimetil metacrilato/metil metacrilato).

De acordo com Craig et al.<sup>26</sup>, em 2002, as resinas autopolimerizáveis possuem maior conteúdo de monômero residual em relação às termopolimerizáveis. O monômero residual age como plastificador, reduzindo as propriedades mecânicas do material. Dessa maneira, uma modificação na composição química desses materiais tem sido realizada com o intuito de melhorar suas propriedades mecânicas. A modificação é obtida pela adição de um novo monômero à base de metil metacrilato na composição química das resinas acrílicas, resultando em polímeros denominados copolímeros.

O objetivo do estudo de Lee et al.<sup>58</sup>, em 2002, foi verificar o efeito das condições de polimerização sobre a liberação de monômero residual e microdureza de uma resina autopolimerizável. Uma resina termopolimerizável foi incluída no estudo como parâmetro de comparação. A leitura de dureza foi obtida 1 hora após a obtenção dos corpos-de-prova e a análise da liberação de monômero residual foi realizada após os corpos-de-prova serem imersos em água durante 7 dias. Os resultados demonstraram valores de dureza para a resina autopolimerizável significativamente menores do que a resina termopolimerizável, e também maior liberação de monômero residual. Quando a polimerização da resina ocorreu com os corpos-de-prova imersos em água aquecida a 50°C por 15 minutos, houve redução significativa do conteúdo de monômero residual e aumento da dureza em

relação aos corpos-de-prova polimerizados à temperatura ambiente. Ainda foi observado, que a elevação da temperatura acarreta aumento na mobilidade das moléculas de monômero e radicais livres, possibilitando maior grau de conversão de monômero em polímero. No entanto, a redução de monômero residual e o aumento na dureza não foram verificados quando o material foi polimerizado a mesma temperatura, porém em contato direto com o ar. Segundo os autores, isso ocorreu porque 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 observaram, que a imersão em água proporciona condições mais favoráveis para a reação de polimerização, pois a quantidade de oxigênio é reduzida. Além disso, durante o período de polimerização (15 minutos), o ar aquecido ocasionou menor aquecimento dos corpos-de-prova em relação à água, que estaria agindo como condutor térmico.

Seo<sup>82</sup>, no ano de 2003, realizou um estudo com o objetivo de avaliar o efeito de dois tratamentos térmicos sobre as propriedades mecânicas de resistência à flexão e dureza de uma resina termopolimerizável (Lucitone 550- L) e quatro materiais reembasadores imediatos (Kooliner- K, Duraliner II- D, Ufi Gel Hard C- UGH e Tokuso Rebase Fast- TR). Os corpos-de-prova foram confeccionados seguindo as instruções dos respectivos fabricantes, nas dimensões de 64 mm x 10 mm x 3,3 mm. Os tratamentos térmicos utilizados nesse estudo foram: banho de água (L- 55°C por 1 hora, TR- 55°C por 10 minutos, UGH- 55°C por 10 minutos, K- 55°C por 10 minutos e D- 55°C por 10 minutos) e microondas (L- 550 W/3 minutos, TR- 500 W/5 minutos, UGH- 550 W/4 minutos, K- 550 W/5 minutos e D- 650 W/4 minutos). Os testes de resistência à flexão foram realizados utilizando-se a máquina de ensaios MTS-810, com célula de carga de 1 kN, calibrada com velocidade constante de 5 mm/minuto. Já para o teste de dureza foi utilizado o aparelho Microdurômetro modelo

2100 equipado com diamante Vickers em forma de pirâmide de base quadrada. Pelos resultados, foi observado que o material K apresentou aumento significativo nos valores de resistência à flexão após tratamento em banho de água e nos valores de dureza após os dois tipos de tratamento térmico. Os valores de flexão das resinas TR e L aumentaram significativamente após tratamento em microondas. A resina UGH produziu os maiores valores de dureza Vickers enquanto que os menores valores foram das resinas D e K. Segundo a autora, esses resultados podem ser atribuídos à redução no conteúdo do monômero residual, que pode ocorrer por polimerização adicional ou difusão do monômero em água. Outro fato que pode influenciar nos resultados é a composição química do material.

No mesmo ano, Vergani<sup>96</sup> verificou 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 autopolimerizáveis (Kooliner- K, Duraliner II- D, Ufi Gel Hard C- UGH e Tokuso Rebase Fast- T). Os corpos-de-prova foram confeccionados de acordo com as instruções dos fabricantes, nas dimensões de 64 mm x 10 mm x 3,3 mm. As amostras foram submetidas às microondas utilizando-se nove diferentes combinações de potência/tempo de exposição. As potências utilizadas foram: 500W, 550W e 650W, e os tempos: 3 minutos, 4 minutos e 5 minutos. Os testes de resistência à flexão foram realizados na máquina de ensaios MTS-810, com célula de carga de 1 kN, calibrada com 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 que apresentava uma cavidade interna com 50 mm de diâmetro e 0,5 mm de altura. A avaliação da alteração dimensional foi realizada por meio de um projetor de perfil modelo Nikon 6C. Os resultados demonstraram para o material K que a irradiação em microondas por 5

minutos, utilizando-se as potências de 550 W e 650 W, proporcionou aumento significativo da resistência à flexão. Essa mesma propriedade mecânica foi aumentada após irradiação por 3 minutos e potência de 550 W para a resina termopolimerizável L. Segundo o autor, esses resultados de 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 deslocamento das mesmas em direção aos radicais livres presentes. Por outro lado, a resistência flexural de UGH e T não sofreram efeito significativo dos tratamentos em microondas. Provavelmente, o baixo nível de monômero residual seja um dos fatores responsáveis pelos resultados de resistência à flexão da resina T. Além disso, a presença de agente de ligação cruzada, que é incorporado na resina para favorecer suas propriedades, também pode explicar os valores de resistência à flexão tanto de T como de UGH. Foi observado pelos resultados de alteração dimensional que todos os corpos-de-prova, independentemente da condição experimental, apresentaram dimensões inferiores em relação às iniciais, indicando a ocorrência de contração de polimerização.

O estudo de Pavarina et al.<sup>67</sup>, em 2003, avaliou a efetividade de um protocolo para controle de infecção para limpeza e desinfecção de próteses dentais removíveis. Para esse estudo foram selecionados 32 pacientes e um total de 64 próteses (entre totais e parciais) que já tinham sido usadas por pelo menos 6 meses. As culturas foram obtidas no momento da remoção das próteses da boca do paciente e incubadas a  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ , por 24 horas, e o meio de cultura foi observado para determinar a presença de crescimento microbiológico. Previamente à desinfecção, o material orgânico remanescente, presente nas próteses, foi eliminado por escovação com clorexidina 4%, durante 1 minuto e, posteriormente, as próteses foram lavadas durante 1 minuto em água estéril. As prótese foram imersas em 200 mL, durante 10 minutos, em

uma das seguintes soluções: A) gluconato de clorexidina 4%; B) hipoclorito de sódio 1 %; C) Biocide 0, 48% e D) Amosan 3,78%. Pelos resultados, os autores observaram que o uso de escovação com clorexidina combinada com uma das três soluções avaliadas (Amosan, gluconato de clorexidina 4% e hipoclorito de sódio 1%) foi efetivo na redução do crescimento de microrganismo, após 10 minutos. Esse protocolo mostrou ser adequado para prevenir a contaminação cruzada.

Ainda em 2003, Neppelenbroek et al.<sup>65</sup> verificaram a efetividade da irradiação em microondas na esterilização de resinas acrílicas para reembasamento imediato. Para isso, três resinas foram utilizadas (Kooliner, Tokuso Rebase Fast e Ufi Gel Hard C). Oitenta corpos-de-prova de cada resina foram confeccionados nas dimensões de 10 mm x 10 mm x 1 mm e submetidos à esterilização por óxido de etileno. Posteriormente, as amostras foram individualmente inoculadas com Tryptic Soy Broth contendo os microrganismos selecionados para a pesquisa (*C albicans*, *S aureus*, *B subtilis* e *P aeruginosa*). Após a inoculação, 40 corpos-de-prova de cada material foram imersos em 200 mL de água e submetidos à irradiação em microondas por 6 minutos a 650 W. Os outros 40 corpos-de-prova de cada material foram usados como controle positivo. Pela análise dos resultados, todos os corpos-de-prova submetidos por 6 minutos de irradiação a 650 W mostraram-se livres de microrganismos, sem evidência de crescimento após 48 horas e sete dias. As amostras do controle positivo mostraram crescimento de microrganismos após 48 horas de incubação. Portanto, todos os corpos-de-prova imersos em água foram esterilizados pelas microondas a 650 W por 6 minutos.

O estudo de Pavarina et al.\* avaliou o efeito da desinfecção em microondas (650 W/6 minutos) sobre a resistência à flexão de cinco resinas autopolimerizáveis (Kooliner- K, Duraliner II- D, Tokuso Rebase Fast- TR, Ufi Gel Hard C- UGH e New Truliner- NT) e uma resina termopolimerizável (Lucitone 550- L). Para cada resina, foram confeccionados corpos-de-prova nas dimensões de 3,3 mm x 10 mm x 64 mm. O teste de flexão foi realizado após a polimerização (G1), após dois ciclos de desinfecção em microondas (G2), após 7 dias de armazenamento em água a 37°C (G3) e após um ciclo de desinfecção diário durante 7 dias (G4). Para os ensaios de flexão, os corpos-de-prova foram testados em uma máquina MTS-810, com velocidade constante de 5 mm/minuto. Os resultados demonstraram que dois ciclos de desinfecção por microondas promoveram aumento significativo na resistência à flexão das resinas K e L. As resinas K e NT demonstraram um aumento significativo nos valores de resistência à flexão após 7 ciclos de desinfecção. A desinfecção por microondas reduziu a resistência à flexão para os materiais UGH e D. A resistência à flexão da resina TR não foi significativamente alterada pela irradiação por microondas. Segundo os autores, a desinfecção por microondas não promoveu efeito adverso na resistência à flexão das resinas L, K, NT e TR.

---

\*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

## *3 Proposição*

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da irradiação por microondas, nas propriedades mecânicas de resistência à flexão e dureza, de quatro resinas utilizadas para reembasamento imediato e de uma resina termopolimerizável, submetidas a diferentes tempos de exposição.

## *4 Material e método*

### *4.1 Materiais*

4.1.1 Resina acrílica para base de prótese termopolimerizável **Lucitone 550**, fabricada por Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil (lote nº 43780/ 37375);

4.1.2 Resina acrílica autopolimerizável para reembasamento **Kooliner**, fabricada por GC América INC., Alsip, IL, EUA (lote nº 0201092/ 0110191);

4.1.3 Resina acrílica autopolimerizável para reembasamento **Ufi Gel Hard C**, fabricada por Voco, Cuxhaven, Alemanha (lote nº 19612/ 19519);

4.1.4 Resina acrílica autopolimerizável para reembasamento **Tokuso Rebase Fast**, fabricada por Tokuyama Dental Corp., Tóquio, Japão (lote nº 451/ 143);

4.1.5 Resina acrílica autopolimerizável para reembasamento **New Truliner**, fabricada por Harry J. Bosworth Company, Skokie, IL, EUA (lote nº 0207332/ 0304194);

4.1.6 Silicone de condensação, massa densa, marca Zetaplus/ Indurent Gel, fabricado por Zhermack S.p.A, Badia Polesine (Rovigo), Itália (lote nº 4214- Zetaplus/ 1631-Indurent Gel);

4.1.7 Gesso Tipo IV, marca Durone, fabricado por Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil;

4.1.8 Lixa d'água, marca Norton, granulação nº 400;

4.1.9 Isolante à base de alginato, marca Cel-Lac, fabricado por SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil;

4.1.10 Cola em bastão, fabricada por Com. E Imp. SERTIC Ltda., São Paulo, SP, Brasil;

4.1.11 Folha de transparência, fabricada por Sercopel, São Paulo, SP, Brasil;

4.1.12 Vaselina sólida, fabricada por Chemco Ind. E Com. Ltda, Campinas, SP, Brasil;

4.1.13 Papel absorvente, marca Kiss, fabricado por Santher, Bragança Paulista, SP, Brasil;

4.1.14 Papel celofane;

4.1.15 Água destilada.

## ***4.2 Instrumentos***

4.2.1 Matriz metálica vazada de aço inoxidável, apresentando dimensões de 64 x 10 x 3,3 mm;

4.2.2 Butil de Lecron, marca Duflex, fabricada por SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil;

4.2.3 Mufla nº 6, fabricada por Bethil Ind. E Co Ltda., Marília, SP, Brasil;

4.2.4 Lâmina de microscopia, fabricada por Perfecta Ind. E Com. Ltda., São Paulo, SP, Brasil;

4.2.5 Caneta para retroprojektor, fabricada por Faber Castell, São Carlos, SP, Brasil;

4.2.6 Frasco de vidro com tampa para resina acrílica, fabricado por Jon, São Paulo, SP, Brasil;

4.2.7 Paquímetro digital, modelo 500-196 CE, fabricado por Mitutoyo Corporation, Tóquio, Japão;

4.2.8 Pipeta graduada 1/100, fabricada por Satelit, Araraquara, SP, Brasil;

4.2.9 Pipetador, fabricado por Boeco, Hamburg, Alemanha;

4.2.10 Espátula de aço nº 36, marca Duflex, fabricada por SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil;

4.2.11 Régua milimetrada, fabricada por Faber Castell, São Carlos, SP, Brasil;

4.2.12 Placa de vidro para espatulação;

- 4.2.13 Gral e espátula para gesso;
- 4.2.14 Pincel 175, fabricado por Tigre, Brasil;
- 4.2.15 Seringa hipodérmica;
- 4.2.16 Recipiente de vidro do tipo Erlenmeyer;
- 4.2.17 Frascos de vidro âmbar;
- 4.2.18 Termômetro.

### ***4.3 Aparelhos***

- 4.3.1 Balança de precisão modelo BG400, fabricada por Genaha, São Paulo, SP, Brasil;
- 4.3.2 Estufa de cultura modelo 002CB, fabricada por Fanem Ltda., São Paulo, SP, Brasil;
- 4.3.3 Prensa hidráulica, fabricada por Delta Máquinas Especiais, Vinhedo, SP, Brasil;
- 4.3.4 Termopolimerizadora modelo P100, fabricada por Termotron Equipamentos Ltda., São Bernardo do Campo, SP, Brasil;
- 4.3.5 Forno de microondas modelo BMC38A – Sensor Crisp, fabricado por Brastemp, Manaus, AM, Brasil;
- 4.3.6 Microdurômetro modelo 2100, fabricado por Buehler, Lake Bluff, IL, EUA;
- 4.3.7 Politriz modelo Metaserv 2000, fabricada por Buehler UK Ltda., Coventry, Inglaterra;
- 4.3.8 Vibrador de gesso;
- 4.3.9 Máquina de ensaios mecânicos MTS 810, fabricada por Material Test System, Éden Prairie, MN, EUA (Identificação: Máquina de Ensaio Universal MTS, Modelo: 810 Material Test System, Programa: Test Work 4, Programa de controle: Test Star II).

#### 4.4 Método

Para a realização da parte experimental desta pesquisa foram selecionadas as resinas acrílicas descritas no Quadro 1.

Quadro 1– Sigla, fabricante, proporção pó/líquido e tempo de polimerização das resinas acrílicas

Material	Sigla	Fabricante	Proporção Pó/líquido	Tempo de polimerização
Kooliner	<b>K</b>	GC América INC., Alsip, IL, EUA	2,1 g/1,5 mL	10 minutos à temperatura ambiente
Tokuso Rebase Fast	<b>TR</b>	Tokuyama Dental Corp., Tóquio, Japão	2,056 g/1,0 mL	5,5 minutos à temperatura ambiente
New Truliner	<b>NT</b>	Harry J. Bosworth Company, Skokie, IL, EUA	2,68 g/2,0 mL	10 minutos à temperatura ambiente
Ufi Gel Hard C	<b>UGH</b>	Voco, Cuxhaven, Alemanha	2,112 g/1,2 mL	7 minutos à temperatura ambiente
Lucitone 550	<b>L</b>	Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil	2,1 g/ 1,0 mL	90 minutos a 73°C 30 min a 100°C

Os materiais **K**, **TR**, **UGH** e **NT** são resinas acrílicas autopolimerizáveis indicadas para reembasamento do tipo imediato. A

resina **L** é termopolimerizável convencional, utilizada para confecção de base de prótese e também para reembasamento do tipo mediato e está sendo incluída nesta pesquisa como parâmetro de comparação.

#### 4.4.1 Obtenção dos corpos-de-prova das resinas autopolimerizáveis

Para cada material reembasador, foram confeccionados 48 corpos-de-prova, utilizando-se uma matriz metálica vazada com dimensões internas de 64 mm de comprimento, 10 mm de largura e 3,3 mm de espessura<sup>47</sup>. Essa matriz apresenta um sulco de escape que une a cavidade interna à parte externa da matriz, cujo objetivo é permitir o extravasamento de possíveis excessos de material durante a confecção dos corpos-de-prova (Figura 1).



FIGURA 1- Matriz metálica vazada.

A fim de obter corpos-de-prova, os materiais reembasadores foram proporcionados e manipulados de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes (Quadro 1).

Para proporcionar os materiais **K**, **TR**, **UGH** e **NT**, foi utilizado um frasco de vidro âmbar posicionado no centro de uma balança eletrônica com 0,001 g de precisão. A balança então, foi zerada para que o pó pudesse ser corretamente pesado. A proporção do líquido foi obtida com o auxílio de uma pipeta graduada (1/100) acoplada a um pipetador.

A seguir, as paredes internas da matriz metálica foram isoladas com vaselina sólida e posicionada sobre a superfície de uma placa de vidro recoberta com uma lâmina de acetato. A resina foi então, manipulada em um pote de vidro com o auxílio da espátula nº 36. Posteriormente, o material reembasador foi inserido na cavidade interna da matriz metálica (Figura 2).



FIGURA 2- Inserção da resina no interior da matriz metálica.

Em seguida, outra lâmina de acetato e outra placa de vidro foram posicionadas sobre a parte superior da matriz, para que o material pudesse ser prensado entre as duas placas de vidro, utilizando-se uma prensa hidráulica com carga constante de 0,25 tonelada. A polimerização dessas resinas foi realizada à temperatura de ambiente, utilizando-se os tempos recomendados pelos fabricantes (Quadro 1). A seguir, o corpo-de-prova foi removido da matriz.

Cada corpo-de-prova foi submetido ao acabamento manual, usando uma lixa de granulação nº 400 para a remoção de excessos laterais. Após o acabamento, os corpos-de-prova foram mensurados quanto à largura e espessura, com auxílio de um paquímetro digital (Figura 3). As mensurações foram obtidas nas extremidades e na região mediana do corpo-de-prova. Assim, as médias aritméticas desses três valores foram calculadas e tabuladas.



FIGURA 3- Mensuração do corpo-de-prova.

#### 4.4.2 Obtenção dos corpos-de-prova da resina termopolimerizável L

Os corpos-de-prova da resina de base L foram confeccionados a partir de réplicas obtidas em silicone de condensação, utilizando-se a matriz metálica previamente descrita (Figura 4).



FIGURA 4- Réplica em silicone de condensação.

Primeiramente, a matriz metálica foi isolada internamente com vaselina e posicionada sobre uma placa de vidro, também isolada. A seguir, uma porção de silicone de condensação foi proporcionada e manipulada por 30 segundos, de acordo com as instruções do fabricante, e acomodada manualmente na cavidade interna da matriz metálica. Sobre esse conjunto, outra placa de vidro, também isolada, foi posicionada e pressionada manualmente até que se observasse seu contato com a porção superior da matriz metálica, sendo mantida por 4 minutos e 30

segundos até a completa polimerização do material. Após a polimerização, o padrão de silicone foi cuidadosamente removido e a réplica foi fixada no centro de uma lâmina de vidro com cola bastão (Figura 5).



FIGURA 5- Réplica fixada sobre a lâmina de vidro.

Para a inclusão de cada réplica, a parte inferior da mufla foi isolada com vaselina sólida e preenchida sob vibração com gesso Tipo IV, proporcionado (150 g de pó e 28,5 mL de água) e manipulado manualmente por 1 minuto, de acordo com as recomendações do fabricante. Após a presa (1 hora), toda superfície em gesso foi isolada com isolante à base de alginato e uma outra lâmina de vidro foi fixada sobre a réplica de silicona, com cola em bastão (Figura 6).



FIGURA 6- Réplica em silicona incluída em mufla.

A seguir, a contra-mufla, previamente isolada com vaselina sólida, foi acoplada à mufla para que sua superfície interna fosse totalmente preenchida com gesso Tipo IV, sob vibração. Esse material foi proporcionado (300 g de pó e 57 mL de água) e manipulado manualmente, seguindo as instruções do fabricante. A mufla, então, foi fechada e mantida sob pressão de 0,5 tonelada, numa prensa hidráulica, até a presa final do gesso, durante 1 hora.

Após a presa do gesso, a mufla foi aberta e a réplica removida (Figuras 7 e 8). Então, a resina termopolimerizável (L) foi proporcionada e manipulada em um pote de vidro com o auxílio da espátula nº 36 (Quadro 1).



FIGURA 7- Mufla.

Figura 8- Contra-mufla.

Na seqüência, a resina foi acomodada no espaço criado pela réplica. Uma tira de celofane umedecida foi posicionada sobre a resina para submetê-la a uma prensagem de prova em prensa hidráulica, com carga de 0,5 tonelada, durante 5 minutos. Após esse período, a mufla foi aberta, a tira de celofane retirada e os excessos de resina removidos com Buril de Lecron. Depois desse procedimento, a mufla foi novamente fechada e prensada por 30 minutos, com carga constante de 1,25 toneladas (Figura 9).



FIGURA 9- Mufla posicionada durante a prensagem.

Completado o período da prensagem, a mufla foi retirada da prensa e levada à termopolimerizadora para que a resina fosse submetida ao ciclo curto de polimerização proposto pelo fabricante (Quadro 1). Após o término do ciclo de polimerização da resina **L**, a mufla foi resfriada sobre a bancada por 30 minutos, sendo, em seguida, mantida em água corrente por 15 minutos. Após atingir seu resfriamento, a mufla, então, foi aberta e o corpo-de-prova removido. Os excessos de resina contidos no corpo-de-prova foram eliminados pelo acabamento realizado em uma politriz automática, com a utilização de lixa de carvão de silício de granulação 400. Concluído o acabamento, o corpo-de-prova da resina **L** era mensurado por meio de um paquímetro digital da mesma maneira descrita para os materiais reembasadores (Figura 3).

#### 4.4.3 Irradiação em microondas

A irradiação dos corpos-de-prova foi realizada em um forno de microondas, com dupla emissão de ondas. Para cada corpo-de-prova do grupo experimental, foram realizados dois ciclos de irradiação para simular o envio da prótese para o laboratório e o retorno dela ao consultório odontológico. Todos os materiais foram submetidos às microondas, imersos em 200 mL de água, a uma potência constante de 650 W e variando-se os tempos de exposição (Tabela 1).

Tabela 1 – Irradiação em microondas

Grupos	Irradiação	
	Potência (W)	Tempo (minuto)
T <sub>0</sub> (controle)	Submetidos aos ensaios sem tratamento	
T <sub>1</sub>	650	1
T <sub>2</sub>	650	2
T <sub>3</sub>	650	3
T <sub>4</sub>	650	4
T <sub>5</sub>	650	5

O corpo-de-prova foi colocado no interior de um frasco de vidro Erlenmeyer, no centro do aparelho, sendo submetido a um primeiro ciclo de irradiação (Figura 10). Em seguida, o mesmo corpo-de-prova foi deixado sobre a bancada até atingir a temperatura ambiente. O forno de microondas também foi submetido ao resfriamento, para então, irradiar o corpo-de-prova pelas microondas, em um segundo ciclo de irradiação. É importante ressaltar que o procedimento de irradiação foi realizado de maneira idêntica para todos os grupos experimentais.



FIGURA 10- Irradiação em microondas.

Todos os corpos-de-prova foram identificados antes dos ensaios mecânicos serem realizados. Os materiais reembasadores foram irradiados pelas microondas 30 minutos após sua confecção, enquanto que a irradiação dos corpos-de-prova da resina de base foi realizada somente após o período de armazenagem em água destilada por  $50 \pm 2$  horas a  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . Concluídos os tratamentos em microondas, os corpos-de-prova foram submetidos aos ensaios mecânicos. Da mesma maneira, os corpos-de-prova pertencentes aos grupos controle, das resinas **K**, **TR**, **UGH** e **NT**, foram submetidos aos ensaios mecânicos 30 minutos após sua obtenção. Para o grupo controle da resina **L**, os corpos-de-prova foram submetidos aos testes mecânicos após o armazenagem em água destilada por  $50 \pm 2$  horas a  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ , seguindo-se as especificações para resinas acrílicas<sup>1,47</sup>.

#### **4.4.4 Ensaio de resistência à flexão**

A resistência à ruptura dos corpos-de-prova foi verificada por meio de testes de flexão em três pontos, à temperatura ambiente, utilizando-se a máquina de ensaios MTS-810 equipada com o programa Test Work 4, com célula de carga de 1kN, calibrada com uma velocidade constante de 5 mm/minuto.

Para a realização dos testes, cada corpo-de-prova foi colocado sobre um suporte metálico, apoiado em dois pontos, um em cada extremidade, a uma distância de 50 mm. Um terceiro ponto fixo, acoplado na parte superior da máquina, foi posicionado no centro do corpo-de-prova. Assim, uma força contrária aos apoios foi aplicada e gradativamente aumentada até ocorrer a fratura do corpo-de-prova (Figura 11). Posteriormente, os valores de resistência à flexão foram calculados em MPa com base na fórmula:

$$FS = \frac{3TL}{2bd^2}$$

onde FS= resistência flexural; T=limite proporcional de carga; L=distância entre os suportes (50 mm); b=largura do corpo-de-prova e d=espessura do corpo-de-prova.

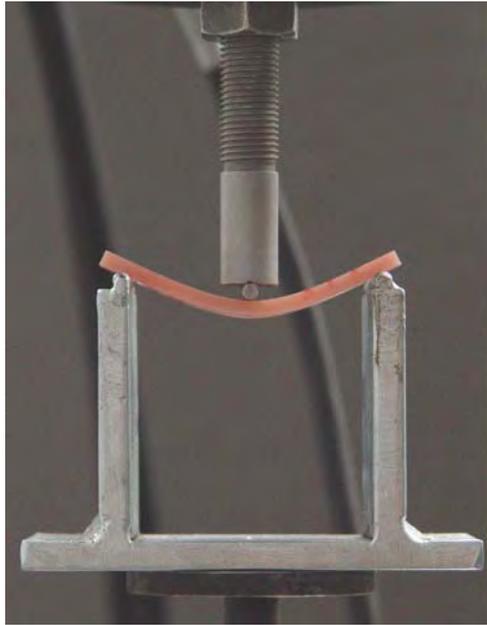


FIGURA 11- Ensaio mecânico de resistência à flexão.

#### 4.4.4 Ensaio de dureza

Após a realização dos testes de flexão, o maior fragmento do corpo-de-prova foi selecionado para a realização dos ensaios de dureza, no microdurômetro, equipado com diamante Vickers em forma de pirâmide de base quadrada, com um ângulo de 136° entre as faces opostas.

O fragmento foi dividido em uma área de 10 mm<sup>2</sup>, a uma distância de 10 mm da linha de fratura, utilizando-se uma régua milimetrada. Posteriormente, essa área foi dividida em quadrantes com uma caneta de retroprojctor (Figura 12).

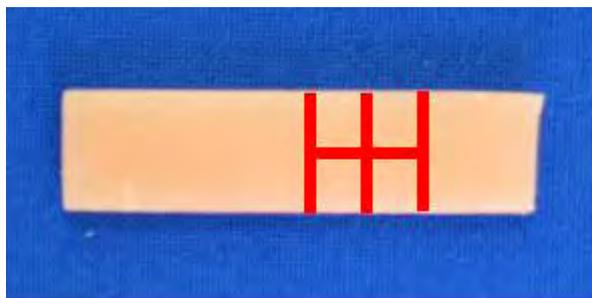


FIGURA 12- Fragmento do corpo-de-prova.

Para cada quadrante, foi selecionada uma região de superfície sem defeito aparente, utilizando-se a objetiva do equipamento. Dessa forma, o dispositivo contendo o diamante Vickers foi posicionado acima da região previamente selecionada e o aparelho acionado (Figura 13A e 13B). Uma impressão foi obtida por um período de 30 segundos, empregando-se uma carga de 25 gf.

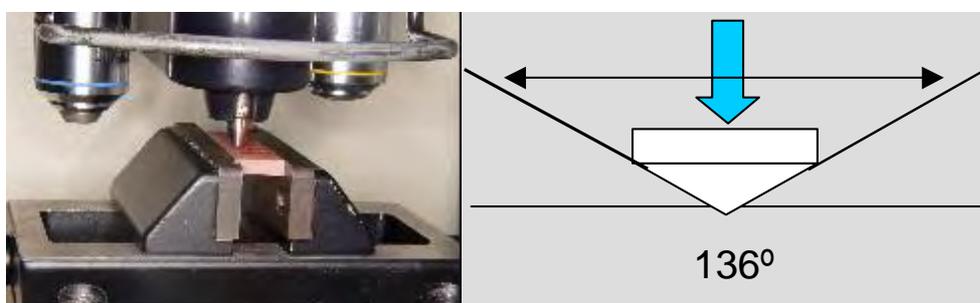


FIGURA 13A- Dispositivo com o diamante posicionado acima do corpo-de-prova.

FIGURA 13B- Desenho esquemático do diamante durante a impressão.

Os valores de dureza para cada material, foram obtidos pela leitura das distâncias entre as diagonais estabelecidas após a impressão do diamante sobre a superfície do material. Foram mensuradas 3 mossa em cada quadrante, mantendo uma distância de 1 mm entre si e das linhas

de demarcação, obtendo-se, assim, um total de 12 mossas para cada corpo-de-prova (Figura 14).

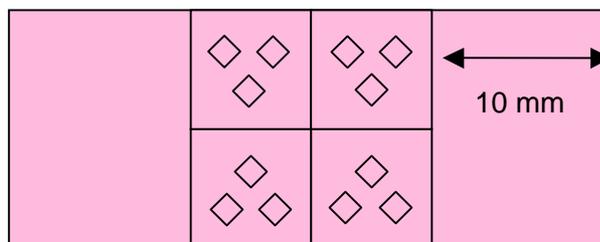


FIGURA 14- Representação das mossas no fragmento do corpo-de-prova.

Neste estudo, foram confeccionados oito corpos-de-prova independentes para cada condição experimental.

## *Planejamento Experimental*

O número de corpos-de-prova necessário para a realização deste estudo foi calculado com base nos resultados obtidos em estudo piloto.

Neste trabalho, foram analisadas duas variáveis, resistência à flexão e dureza, ficando assim estabelecidos dois fatores de variação: Material, em cinco níveis (resinas **K**, **T**, **NT**, **UGH** e **L**) e a Irradiação em microondas em seis níveis (  $T_0$ - controle,  $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$ ,  $T_4$ , e  $T_5$ ). Definiu-se, então, que oito repetições de cada condição experimental seriam suficientes para os testes de resistência à flexão e de dureza, utilizando-se um total de 240 corpos-de-prova para a análise.

Análises de variância foram empregadas para testar a significância dos efeitos dos dois fatores e da interação entre eles, ao nível de 5% de significância sobre a resistência à flexão e sobre a dureza. Essas análises

foram complementadas pelo Teste de Tukey, também ao nível de 5% de significância, para a comparação múltipla de médias, duas a duas.

Um intervalo de 95% de confiança para as médias correspondentes a cada grupo experimental foi obtido, tanto em relação às medidas de resistência à flexão como em relação às medidas de dureza. No cálculo da amplitude dos intervalos de confiança, empregou-se o desvio padrão determinado pela raiz quadrada da média quadrática do resíduo da análise de variância.

A análise de variância é adequada se forem satisfeitas algumas pressuposições, tais como: a independência dos dados experimentais, a qual foi obtida pela maneira com que este trabalho foi realizado; a homogeneidade de variâncias, julgada pelo teste de Levene, e a normalidade dos resíduos, avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk. O resíduo é uma estimativa do erro experimental e é calculado pela diferença entre o valor obtido da resistência à flexão ou de dureza e a média do grupo ao qual o valor pertence. Considerando que as pressuposições de homogeneidade de variância e de normalidade dos resíduos podem ser válidas apenas aproximadamente, adotou-se o nível de 1% de significância para rejeitar essas hipóteses.

# 5 Resultado

## 5.1 Resistência à flexão

Os valores originais obtidos pelo ensaio mecânico de resistência à flexão, para os corpos-de-prova da resina termopolimerizável **L**, e das resinas autopolimerizáveis **K**, **TR**, **UGH** e **NT**, estão apresentados nas Tabelas A1, A2, A3, A4 e A5 do Apêndice A. Nessas Tabelas, estão contidas as medidas de resistência à flexão, em MPa, de acordo com o material e o tempo de exposição às microondas, em minutos, totalizando 30 grupos experimentais independentes. As médias e os desvios padrão desses grupos estão demonstrados na Tabela 5.

Inicialmente, os dados foram submetidos a testes para avaliação da homogeneidade de variância e da normalidade dos resíduos, cujos resultados indicaram que os dados amostrais das condições experimentais ajustaram-se à distribuição normal de probabilidades. Como as condições de aplicabilidade do modelo de análise de variância foram satisfeitas, a aplicação do teste originou a Tabela 2.

Tabela 2- Sumário da análise de variância relativa à resistência à flexão (MPa)

	<b>Graus de liberdade</b>	<b>Média Quadrática</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
<b>Material</b>	4	6535,18	257,32*	<0,0001
<b>Tempo</b>	5	141,8	5,58*	<0,0001
<b>Material/Tempo</b>	20	107,2	4,22*	<0,0001
<b>Resíduo</b>	210	25,4		

\*Diferença estatisticamente significativa –  $P < 0,05$

Homogeneidade de variâncias:  $P = 0,0147$  (Levene)

Normalidade dos resíduos:  $P = 0,6259$  (Shapiro-Wilk)

A Tabela 2 evidencia que os valores de  $F$ , correspondentes aos fatores de variação Material e Tempo, bem como a interação desses fatores, mostraram-se significantes ( $P < 0,05$ ), proporcionando, assim, evidência amostral para rejeitar a hipótese de que os fatores estudados tenham induzido efeitos iguais sobre a resistência à flexão dos materiais avaliados. Como o efeito de interação foi significativo, empregou-se o teste de Tukey, ao nível de 5% de significância, para a comparação das médias de resistência à flexão dos grupos experimentais, duas a duas. Os valores de probabilidade  $P$  resultantes dessas comparações estão apresentados nas Tabelas 3 e 4.

Tabela 3- Valores de probabilidade *P* do teste de Tukey para comparação de médias de resistência à flexão (MPa) entre os tempos em cada resina

K	Tempo de exposição					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		0,9990	0,0536	0,0516	0,2658	0,0010
1	0,9990		0,9641	0,9617	0,9997	0,3328
2	0,0536	0,9641		1,0000	1,0000	1,0000
3	0,0516	0,9617	1,0000		1,0000	1,0000
4	0,2658	0,9997	1,0000	1,0000		0,9997
5	0,0010	0,3328	1,0000	1,0000	0,9997	
TR	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		1,0000	0,9812	1,0000	1,0000	0,9995
1	1,0000		0,9726	1,0000	1,0000	0,9991
2	0,9812	0,9726		0,9369	0,9644	1,0000
3	1,0000	1,0000	0,9369		1,0000	0,9960
4	1,0000	1,0000	0,9644	1,0000		0,9985
5	0,9995	0,9991	1,0000	0,9960	0,9985	
UGH	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		1,0000	1,0000	1,0000	0,9954	1,0000
1	1,0000		1,0000	1,0000	1,0000	0,9981
2	1,0000	1,0000		1,0000	1,0000	0,9810
3	1,0000	1,0000	1,0000		1,0000	0,9983
4	0,9954	1,0000	1,0000	1,0000		0,7758
5	1,0000	0,9981	0,9810	0,9983	0,7758	
NT	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		1,0000	1,0000	1,0000	0,9985	0,7906
1	1,0000		1,0000	1,0000	0,9983	0,7824
2	1,0000	1,0000		1,0000	0,9978	0,7616
3	1,0000	1,0000	1,0000		1,0000	0,9991
4	0,9985	0,9983	0,9978	1,0000		1,0000
5	0,7906	0,7824	0,7616	0,9991	1,0000	
L	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		1,0000	0,1038	0,1603	1,0000	0,9992
1	1,0000		0,0884	0,1845	1,0000	0,9995
2	0,1038	0,0884		<0,0001	0,5755	0,0001
3	0,1603	0,1845	<0,0001		0,0123	0,9971
4	1,0000	1,0000	0,5755	0,0123		0,8558
5	0,9992	0,9995	0,0001	0,9971	0,8558	

Tabela 4- Valores de probabilidade  $P$  do teste de Tukey para comparação de médias de resistência à flexão (MPa) entre as resinas em cada tempo de exposição às microondas

$T_0$	K	TR	UGH	NT	L
K		<0,0001	1,0000	0,2397	<0,0001
TR	<0,0001		<0,0001	<0,0001	1,0000
UGH	1,0000	<0,0001		0,0773	<0,0001
NT	0,2397	<0,0001	0,0773		<0,0001
L	<0,0001	1,0000	<0,0001	<0,0001	
$T_1$	K	TR	UGH	NT	L
K		<0,0001	1,0000	0,0005	<0,0001
TR	<0,0001		<0,0001	<0,0001	1,0000
UGH	1,0000	<0,0001		0,0015	<0,0001
NT	0,0005	<0,0001	0,0015		<0,0001
L	<0,0001	1,0000	<0,0001	<0,0001	
$T_2$	K	TR	UGH	NT	L
K		<0,0001	0,9715	<0,0001	1,0000
TR	<0,0001		<0,0001	<0,0001	0,0002
UGH	0,9715	<0,0001		0,0003	0,4210
NT	<0,0001	<0,0001	0,0003		<0,0001
L	1,0000	0,0002	0,4210	<0,0001	
$T_3$	K	TR	UGH	NT	L
K		0,0515	0,8712	<0,0001	<0,0001
TR	0,0515		<0,0001	<0,0001	0,0170
UGH	0,8712	<0,0001		0,0508	<0,0001
NT	<0,0001	<0,0001	0,0508		<0,0001
L	<0,0001	0,0170	<0,0001	<0,0001	
$T_4$	K	TR	UGH	NT	L
K		0,0037	1,0000	0,0010	0,0083
TR	0,0037		<0,0001	<0,0001	1,0000
UGH	1,0000	<0,0001		0,0517	0,0001
NT	0,0010	<0,0001	0,0517		<0,0001
L	0,0083	1,0000	0,0001	<0,0001	
$T_5$	K	TR	UGH	NT	L
K		0,0020	0,0002	<0,0001	0,0002
TR	0,0020		<0,0001	<0,0001	1,0000
UGH	0,0002	<0,0001		1,0000	<0,0001
NT	<0,0001	<0,0001	1,0000		<0,0001
L	0,0002	1,0000	<0,0001	<0,0001	

Os resultados das comparações de médias estão resumidos na Tabela 5 da seguinte maneira: no sentido vertical, médias acompanhadas de letras maiúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5% pelo teste de Tukey, enquanto que, no sentido horizontal, médias acompanhadas de letras minúsculas iguais não apresentam diferença significativa ao nível de 5%, também de acordo com o mesmo teste.

Tabela 5- Médias e desvios padrão (DP) de resistência à flexão, em MPa, de acordo com o material e o tempo de exposição às microondas

Material	Tempo de exposição (minuto)						
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>	
<b>K</b>	Média	32,72 <sup>A<sub>a</sub></sup>	36,86 <sup>B<sub>ab</sub></sup>	42,12 <sup>B<sub>ab</sub></sup>	42,14 <sup>BC<sub>ab</sub></sup>	40,71 <sup>B<sub>ab</sub></sup>	44,59 <sup>B<sub>b</sub></sup>
	DP	3,00	3,47	4,08	6,45	2,79	4,19
<b>TR</b>	Média	52,09 <sup>B<sub>a</sub></sup>	51,94 <sup>C<sub>a</sub></sup>	57,09 <sup>C<sub>a</sub></sup>	51,57 <sup>C<sub>a</sub></sup>	51,83 <sup>C<sub>a</sub></sup>	56,06 <sup>C<sub>a</sub></sup>
	DP	2,53	6,43	4,78	2,88	7,18	5,69
<b>UGH</b>	Média	33,74 <sup>A<sub>a</sub></sup>	36,24 <sup>B<sub>a</sub></sup>	36,96 <sup>B<sub>a</sub></sup>	36,22 <sup>AB<sub>a</sub></sup>	38,27 <sup>AB<sub>a</sub></sup>	31,95 <sup>A<sub>a</sub></sup>
	DP	5,06	3,55	3,07	4,91	6,60	4,88
<b>NT</b>	Média	24,62 <sup>A<sub>a</sub></sup>	24,59 <sup>A<sub>a</sub></sup>	24,52 <sup>A<sub>a</sub></sup>	26,79 <sup>A<sub>a</sub></sup>	28,85 <sup>A<sub>a</sub></sup>	30,89 <sup>A<sub>a</sub></sup>
	DP	3,39	3,33	3,89	3,15	3,12	6,04
<b>L</b>	Média	53,27 <sup>B<sub>ac</sub></sup>	53,40 <sup>C<sub>ac</sub></sup>	44,39 <sup>B<sub>a</sub></sup>	61,76 <sup>D<sub>c</sub></sup>	51,36 <sup>C<sub>ab</sub></sup>	57,35 <sup>C<sub>bc</sub></sup>
	DP	7,13	7,13	5,03	4,90	7,66	7,20

No sentido vertical, médias com letras maiúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%

No sentido horizontal, médias com letras minúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%

Na interpretação da Tabela 5, observa-se que para a resina **K**, a resistência à flexão tende a aumentar conforme o tempo de exposição às microondas seja elevado, no entanto, há apenas uma evidência de aumento significativo do valor inicial (controle) em relação ao valor obtido com 5 minutos de exposição. Para a resina termopolimerizável **L**, não houve evidência de diferença significativa em relação ao grupo controle, no entanto, a média de resistência à flexão no tempo de 2 minutos foi significativamente menor do que aos 3 e 5 minutos, enquanto que a média de resistência aos 3 minutos mostrou-se significativamente maior do que nos tempos de 2 e 4 minutos de exposição. Entre as resinas reembasadoras **TR**, **UGH** e **NT** não foi observada diferença significativa em qualquer tempo de exposição.

Considerando os materiais em cada tempo de exposição às microondas, observa-se que no grupo controle, **TR** e **L** apresentaram as maiores médias de resistência à flexão, não diferindo significativamente entre si, mas mantendo-se estatisticamente diferentes das outras resinas. As resinas **K**, **UGH**, e **NT** tiveram médias menores que não foram significativamente diferentes. No tempo de 1 minuto, as maiores médias foram das resinas **TR** e **L**, e a menor média foi da **NT**. Com 2 minutos de exposição, a **TR** apresentou a maior média e a **NT** a menor. No tempo de 3 minutos, a resina de base **L** apresentou a maior média de resistência à flexão, seguida pelas resinas reembasadoras **K** e **TR**, enquanto que os menores valores das médias foram da **UGH** e **NT**. Aos 4 e 5 minutos de exposição às microondas houve equivalência entre os resultados. As maiores médias foram da **TR** e **L**, e as menores da **UGH** e **NT**.

A avaliação das comparações de médias pode ser acompanhada pela observação das Figuras 15 e 16. Nessas Figuras, estão representados graficamente as médias e os intervalos de 95% de confiança para as médias dos materiais avaliados. Porém, prevalecem as indicações do teste de Tukey sobre a evidência de diferença significativa entre médias, mesmo que os intervalos permitam quantificar as

diferenças. De qualquer forma, quanto maior a sobreposição dos intervalos, menor é a evidência de diferença entre as médias.

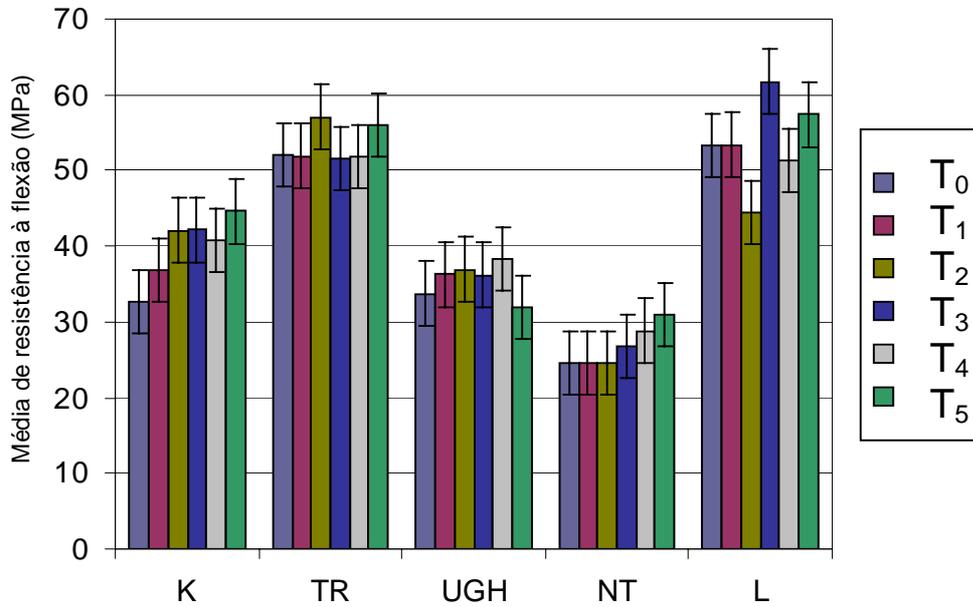


FIGURA 15- Médias de resistência à flexão, em MPa, de acordo com o material e o tempo de exposição às microondas em minutos (a barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para as médias).

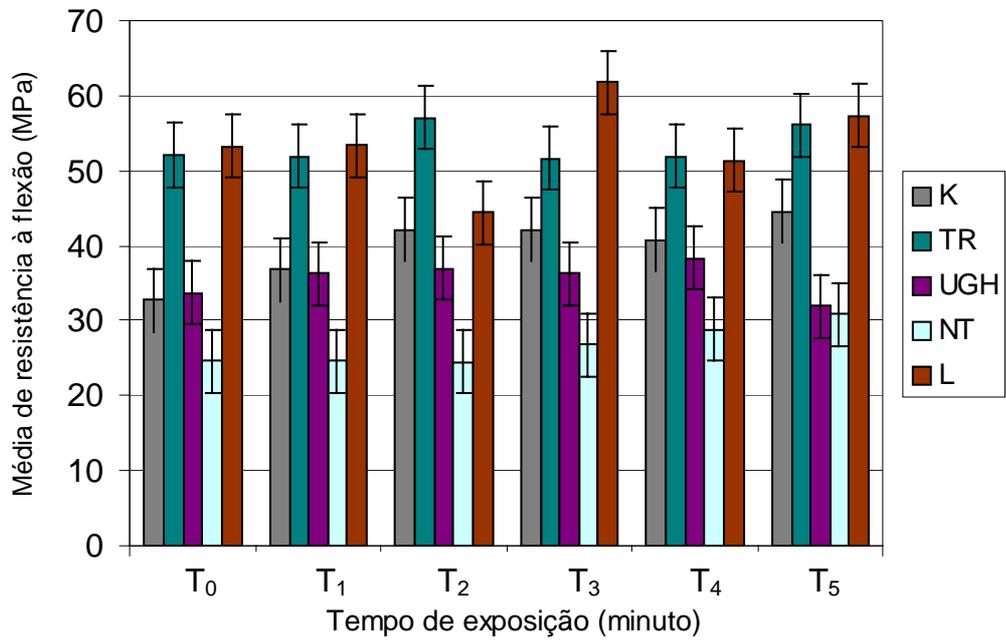


FIGURA 16- Médias de resistência à flexão, em MPa, de acordo com o tempo de exposição às microondas para cada material (a barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para as médias).

### 5.2 Dureza Vickers

Os valores originais obtidos pelo ensaio mecânico de dureza para os corpos-de-prova da resina termopolimerizável **L** e das resinas autopolimerizáveis **K**, **TR**, **UGH** e **NT** estão apresentados nas Tabelas B1, B2, B3, B4 e B5 do Apêndice B. Nessas Tabelas, estão contidas as medidas de dureza (VHN), de acordo com a resina e o tempo de exposição às microondas, em minutos, totalizando 30 grupos experimentais independentes. As médias e desvios padrão desses grupos estão demonstrados na Tabela 9.

Inicialmente, os valores originais de dureza de todos os materiais, foram submetidos ao teste de aderência à curva normal, e os resultados indicaram que os dados amostrais das condições experimentais ajustaram-se à distribuição normal de probabilidades. Assim, tendo em vista que as condições de aplicabilidade do modelo de análise de variância foram satisfeitas, a aplicação do teste originou a Tabela 6.

Tabela 6- Sumário da análise de variância relativa à dureza Vickers

	Graus de liberdade	Média quadrática	F	P
<b>Material</b>	4	1407,98	1439,13*	<0,0001
<b>Tempo</b>	5	26,51	27,10*	<0,0001
<b>Material/Tempo</b>	20	6,82	6,79*	<0,0001
<b>Resíduo</b>	210	0,98		

\*Diferença estatisticamente significativa –  $P < 0,05$

Homogeneidade de variâncias:  $P = 0,0497$  (Levene)

Normalidade dos resíduos:  $P = 0,1794$  (Shapiro-Wilk)

A análise da Tabela 6 revela que os valores de F, correspondentes aos fatores de variação Material e Tempo, mostraram-se significantes, bem como a interação entre esses fatores ( $P < 0,05$ ). Dessa forma, houve evidência amostral para rejeitar a hipótese de que os fatores de variação e a interação dos mesmos induziram efeitos iguais sobre a dureza dos

corpos-de-prova avaliados. Esses resultados podem ser evidenciados pela comparação entre as médias da interação Material/Tempo, obtida por meio do teste de Tukey, ao nível de significância de 5%. A opção pela comparação somente dos valores de média da interação Material e Tempo foi feita para a comparação das médias de dureza dos grupos experimentais, duas a duas. Os valores de probabilidade  $P$  resultantes dessas comparações estão apresentados nas Tabelas 7 e 8.

Tabela 7- Valores de probabilidade  $P$  do teste de Tukey para comparação de médias de dureza Vickers entre os tempos em cada resina

K	Tempo de exposição					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		1,0000	0,2152	<0,0001	<0,0001	<0,0001
1	1,0000		0,9457	0,0033	<0,0001	<0,0001
2	0,2152	0,9457		0,9017	0,1198	0,0006
3	<0,0001	0,0033	0,9017		1,0000	0,7602
4	<0,0001	<0,0001	0,1198	1,0000		1,0000
5	<0,0001	<0,0001	0,0006	0,7602	1,0000	
TR	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		1,0000	1,0000	0,9998	0,9933	0,9981
1	1,0000		1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
2	1,0000	1,0000		1,0000	1,0000	1,0000
3	0,9998	1,0000	1,0000		1,0000	1,0000
4	0,9933	1,0000	1,0000	1,0000		1,0000
5	0,9981	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	
UGH	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		1,0000	0,9962	0,1853	<0,0001	<0,0001
1	1,0000		1,0000	0,7400	0,0002	<0,0001
2	0,9962	1,0000		0,9997	0,0199	0,0026
3	0,1853	0,7400	0,9997		0,8048	0,4193
4	<0,0001	0,0002	0,0199	0,8048		1,0000
5	<0,0001	<0,0001	0,0026	0,4193	1,0000	
NT	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		1,0000	0,8160	0,6599	0,0634	<0,0001
1	1,0000		0,1181	0,0603	0,0010	<0,0001
2	0,8160	0,1181		1,0000	1,0000	0,1207
3	0,6599	0,0603	1,0000		1,0000	0,2165
4	0,0634	0,0010	1,0000	1,0000		0,9200
5	<0,0001	<0,0001	0,1207	0,2165	0,9200	
L	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
0		1,0000	0,8845	0,9374	0,6619	0,8128
1	1,0000		0,9902	0,6940	0,9237	0,9758
2	0,8845	0,9902		0,0024	1,0000	1,0000
3	0,9374	0,6940	0,0024		0,0005	0,0014
4	0,6619	0,9237	1,0000	0,0005		1,0000
5	0,8128	0,9758	1,0000	0,0014	1,0000	

Tabela 8- Valores de probabilidade  $P$  do teste de Tukey para comparação de médias de dureza Vickers entre as resinas em cada tempo de exposição às microondas

$T_0$	K	TR	UGH	NT	L
K		<0,0001	<0,0001	0,9805	<0,0001
TR	<0,0001		1,0000	<0,0001	<0,0001
UGH	<0,0001	1,0000		<0,0001	<0,0001
NT	0,9805	<0,0001	<0,0001		<0,0001
L	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	
$T_1$	K	TR	UGH	NT	L
Kr		<0,0001	<0,0001	1,0000	<0,0001
TR	<0,0001		1,0000	<0,0001	<0,0001
UGH	<0,0001	1,0000		<0,0001	<0,0001
NT	1,0000	<0,0001	<0,0001		<0,0001
L	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	
$T_2$	K	TR	UGH	NT	L
K		<0,0001	<0,0001	1,0000	<0,0001
TR	<0,0001		0,9975	<0,0001	<0,0001
UGH	<0,0001	0,9975		<0,0001	<0,0001
NT	1,0000	<0,0001	<0,0001		<0,0001
L	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	
$T_3$	K	TR	UGH	NT	L
K		0,0001	<0,0001	1,0000	<0,0001
TR	0,0001		0,7708	<0,0001	<0,0001
UGH	<0,0001	0,7708		<0,0001	<0,0001
NT	1,0000	<0,0001	<0,0001		<0,0001
L	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	
$T_4$	K	TR	UGH	NT	L
K		0,0070	<0,0001	1,0000	<0,0001
TR	0,0070		0,0013	<0,0001	<0,0001
UGH	<0,0001	0,0013		<0,0001	<0,0001
NT	1,0000	<0,0001	<0,0001		<0,0001
L	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	
$T_5$	K	TR	UGH	NT	L
K		0,5599	<0,0001	1,0000	<0,0001
TR	0,5599		<0,0001	0,4233	<0,0001
UGH	<0,0001	<0,0001		<0,0001	<0,0001
NT	1,0000	0,4233	<0,0001		<0,0001
L	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	

Os resultados das comparações de médias estão resumidos na Tabela 9. No sentido vertical, médias acompanhadas de letras maiúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5% pelo teste de Tukey, enquanto que, no sentido horizontal, médias acompanhadas de letras minúsculas iguais não apresentam diferença significativa ao nível de 5%, também de acordo com o mesmo teste.

Tabela 9- Médias e desvios padrão de dureza Vickers de acordo com o material e o tempo de exposição às microondas

Material	Tempo de exposição (minuto)						
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>	
<b>K</b>	Média	3,03 <sup>A<sub>a</sub></sup>	3,58 <sup>A<sub>a</sub></sup>	4,64 <sup>A<sub>ab</sub></sup>	5,77 <sup>A<sub>bc</sub></sup>	6,36 <sup>A<sub>bc</sub></sup>	7,03 <sup>A<sub>c</sub></sup>
	DP	1,10	0,92	0,84	1,22	0,80	0,72
<b>TR</b>	Média	7,56 <sup>B<sub>a</sub></sup>	7,98 <sup>B<sub>a</sub></sup>	7,93 <sup>B<sub>a</sub></sup>	8,31 <sup>B<sub>a</sub></sup>	8,47 <sup>B<sub>a</sub></sup>	8,40 <sup>A<sub>a</sub></sup>
	DP	1,13	1,18	0,88	0,36	1,00	0,78
<b>UGH</b>	Média	7,91 <sup>B<sub>a</sub></sup>	8,29 <sup>B<sub>a</sub></sup>	8,79 <sup>B<sub>a</sub></sup>	9,55 <sup>B<sub>ab</sub></sup>	10,77 <sup>C<sub>b</sub></sup>	11,01 <sup>B<sub>b</sub></sup>
	DP	0,91	0,89	0,75	0,80	1,06	0,38
<b>NT</b>	Média	4,02 <sup>A<sub>ab</sub></sup>	3,51 <sup>A<sub>a</sub></sup>	5,23 <sup>A<sub>ac</sub></sup>	5,33 <sup>A<sub>ac</sub></sup>	5,84 <sup>A<sub>bc</sub></sup>	6,94 <sup>A<sub>c</sub></sup>
	DP	0,72	1,07	1,35	1,33	1,41	1,25
<b>L</b>	Média	18,76 <sup>C<sub>ab</sub></sup>	18,54 <sup>C<sub>ab</sub></sup>	17,61 <sup>C<sub>a</sub></sup>	19,84 <sup>C<sub>b</sub></sup>	17,44 <sup>D<sub>a</sub></sup>	17,54 <sup>C<sub>a</sub></sup>
	DP	0,76	1,39	1,15	0,81	0,79	0,87

No sentido vertical, médias com letras maiúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%

No sentido horizontal, médias com letras minúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%

Pela interpretação da Tabela 9, verifica-se que para a resina **K**, ocorreu um aumento significativo da dureza aos 3, 4 e 5 minutos em relação ao controle. Para o reembasador **UGH** ocorreu aumento significativo nos valores de média de dureza aos 4 e 5 minutos, também

em relação ao controle, enquanto que para a resina **NT** essa diferença foi evidente somente no tempo de 5 minutos. No caso da resina termopolimerizável **L**, não houve evidência de diferença significativa em relação ao grupo controle, entretanto, foi observado aumento na dureza aos 3 minutos de exposição, sendo estatisticamente diferente dos 2, 4 e 5 minutos. Para o material **TR**, não ficou demonstrada qualquer alteração significativa com a variação no tempo de exposição às microondas.

Considerando os materiais em cada tempo de exposição às microondas, observa-se que, seja qual for esse tempo, a resina termopolimerizável **L** apresentou sempre a maior média de dureza, e que se mostrou estatisticamente diferente das médias das resinas autopolimerizáveis. Além disso, de maneira geral, **K** e **NT** demonstraram as menores médias, enquanto que, valores intermediários de dureza foram observados para as resinas **TR** e **UGH**.

As comparações de médias obtidas podem ser visualizadas nas Figuras 17 e 18. Nessas Figuras, podem ser observados graficamente as médias e os intervalos de 95% de confiança para as médias obtidas. No entanto, prevalecem as indicações do teste de Tukey sobre a evidência de diferença significativa entre médias, mesmo que os intervalos permitam quantificar as diferenças. De qualquer forma, quanto maior a sobreposição dos intervalos, menor é a evidência de diferença significativa entre as médias.

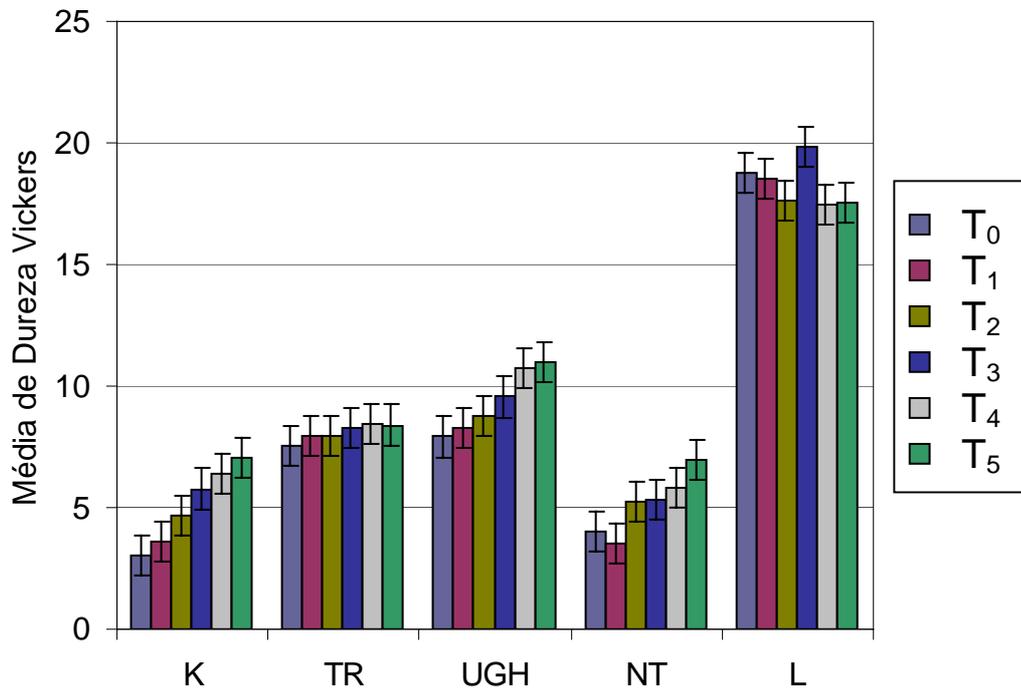


FIGURA 17- Médias de dureza Vickers de acordo com o material e o tempo de exposição às microondas em minutos (a barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para as médias).

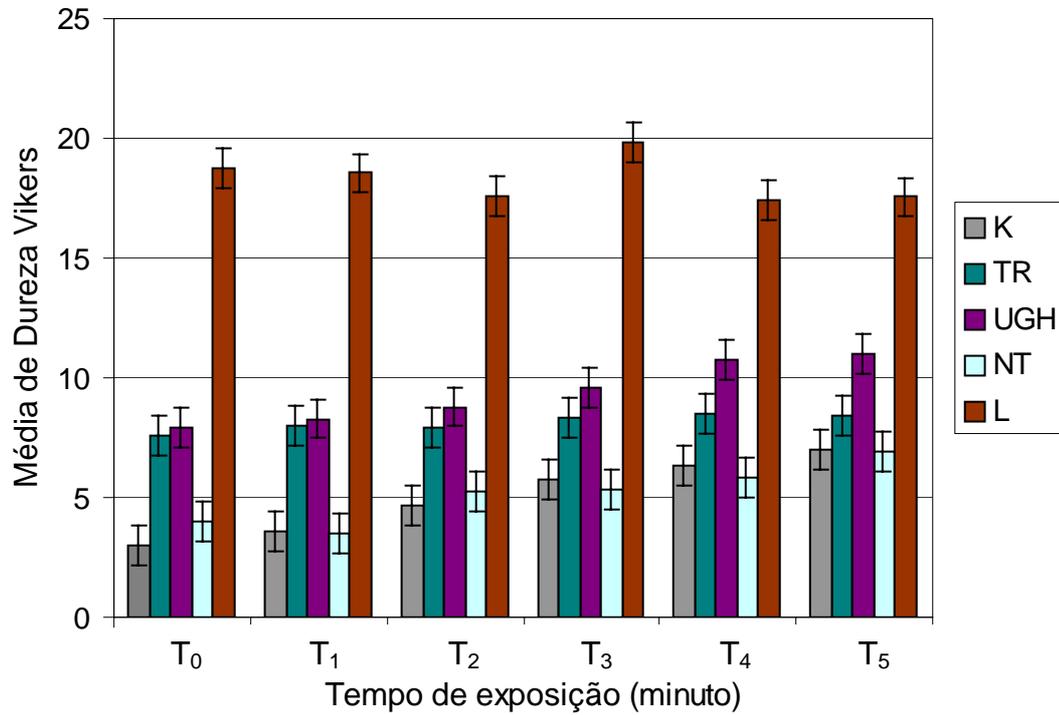


FIGURA 18- Médias de dureza Vickers de acordo com o tempo de exposição às microondas para cada material (a barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para as médias).

## 6 Discussão

O aumento da prevalência de algumas doenças infecciosas, como a Hepatite B e a AIDS, tem alertado a opinião pública quanto ao controle da infecção cruzada durante os trabalhos protéticos<sup>24,70,71</sup>. As soluções químicas e a energia de microondas têm sido sugeridas para a desinfecção das próteses com o intuito de evitar a propagação de microrganismos patogênicos e para o tratamento da Candidose<sup>11,13,34,40,60,65,67</sup>. Dessa forma, este estudo avaliou o efeito da irradiação por microondas sobre a resistência à flexão e dureza de quatro resinas acrílicas reembasadoras (**K**, **TR**, **UGH** e **NT**) e uma resina termopolimerizável (**L**) para base de prótese.

As resinas autopolimerizáveis bem como as termopolimerizáveis devem apresentar propriedades mecânicas que sejam capazes de suportar as forças geradas durante a função, sem ocasionar fraturas<sup>2</sup>. Dessa maneira, o teste de resistência flexural seria o mais adequado para comparar o comportamento de diferentes polímeros, simulando a capacidade desses materiais em resistirem às forças geradas pela mastigação<sup>22</sup>. Durante esse teste, pode-se observar a ocorrência de três propriedades: resistência à tração, compressão e cisalhamento. Quando o corpo-de-prova sofre flexão, ocorre deformação por tração devido ao aumento de comprimento na superfície inferior. Além disso, a deformação compressiva é representada pela diminuição do comprimento da superfície superior, enquanto que uma tensão de cisalhamento é produzida próximo às extremidades apoiadas do corpo-de-prova, no entanto, este último tipo de tensão não se constitui em fator principal para a fratura<sup>2</sup>. Sendo assim, o teste descrito tem sido recomendado em especificações para resinas acrílicas<sup>47</sup> e utilizado por vários pesquisadores ao estudarem as propriedades mecânicas desses materiais<sup>5,7,14,20,73,77,89,90,91</sup>. Nesses estudos, a espessura dos corpos-de-prova utilizados nos testes de flexão era de aproximadamente 2,5 mm.

Porém, seria indicada a redução na proporção entre os apoios (50 mm) e a espessura dos corpos-de-prova, já que a expressão da resistência à flexão é válida em deflexões relativamente baixas. Assim, o aumento na espessura dos corpos-de-prova é indicado para diminuir a porcentagem de erro nas mensurações, contribuindo para a precisão dos resultados obtidos em testes de resistência à flexão<sup>22</sup>. Da mesma maneira, a especificação da ISO nº 1567<sup>47</sup>, recentemente revisada, sugere a confecção de corpos-de-prova com espessura de 3,3 mm  $\pm$  0,2 mm, sendo essa dimensão utilizada neste estudo.

Nesta pesquisa, foi observado que os dois ciclos de irradiação realizados em microondas ocasionaram alteração na resistência à flexão do material **K** ( $T_0= 32,72\text{MPa}$ ;  $T_1= 36,86\text{MPa}$ ;  $T_2= 42,12\text{MPa}$ ;  $T_3= 42,14\text{MPa}$ ;  $T_4= 40,71\text{MPa}$  e  $T_5= 44,59\text{MPa}$ ). Para essa resina, a irradiação em microondas, com potência constante de 650 W, possibilitou aumento no valor da média de resistência à flexão conforme o tempo de exposição era elevado. Porém, esse aumento foi significativo apenas aos 5 minutos, quando comparado ao controle. A resistência flexural da resina termopolimerizável **L** não demonstrou alteração significativa quando comparada ao grupo controle, no entanto, a média de resistência à flexão no tempo de 2 minutos ( $T_2= 44,39\text{MPa}$ ) foi significativamente menor do que aos 3 minutos ( $T_3= 61,76\text{MPa}$ ) e 5 minutos ( $T_5= 57,35\text{MPa}$ ), enquanto que a média de resistência aos 3 minutos ( $T_3= 61,76\text{MPa}$ ) foi significativamente maior do que nos tempos de 2 ( $T_2= 44,39\text{MPa}$ ) e 4 minutos ( $T_4= 51,36\text{MPa}$ ) de exposição às microondas. Por outro lado, os materiais **TR**, **UGH** e **NT** não apresentaram alteração significativa nos valores de resistência à flexão em nenhum dos tempos testados.

É possível observar que pequenas variações de 1 minuto no tempo de irradiação em microondas podem produzir comportamentos diferentes nos materiais. Considerando que as condições experimentais foram padronizadas durante todo desenvolvimento deste estudo, os resultados demonstram a importância de estabelecer o tempo mais adequado de

irradiação em microondas, com a potência constante de 650 W, específico para cada material. Assim, será possível alcançar condições favoráveis para a obtenção da desinfecção sem causar efeitos adversos nas propriedades mecânicas dos materiais estudados.

Para esclarecer os resultados obtidos é necessário considerar fatores importantes que interferem nas propriedades das resinas, tais como: os métodos de polimerização (térmico e químico), a composição química dos materiais, bem como estudos prévios que utilizaram as microondas com o objetivo de favorecer as propriedades mecânicas das resinas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis.

Com relação aos métodos de polimerização, a ativação dessas resinas pode ocorrer tanto por meio do calor como quimicamente. Nas resinas termopolimerizáveis, a ativação do agente iniciador, peróxido de benzoíla, é realizada pelo calor, sendo que ocorre a formação de radicais livres, dando início à reação de polimerização, por adição do monômero<sup>48</sup>. A ativação do peróxido de benzoíla também pode ser química, possibilitando que a polimerização ocorra à temperatura ambiente. Pequena quantidade de amina terciária (dimetil-p-toluidina), adicionada ao monômero, reage com o peróxido de benzoíla formando os radicais livres, iniciando a reação de polimerização. A polimerização ocorre quando os radicais iniciadores reagem com as moléculas do monômero de maneira idêntica àquela em que o peróxido de benzoíla é decomposto pelo calor. Quanto mais a temperatura se eleva, mais rápido as moléculas se movimentam e mais completa é a reação de polimerização<sup>26</sup>. Na medida em que se diminui a quantidade de monômero, devido à polimerização, o calor disponível se estabiliza, tornando mais difícil a aproximação entre as moléculas de monômero remanescentes e os radicais livres. Assim, após a reação de polimerização, o monômero residual da camada superficial pode ser rapidamente liberado durante a imersão da resina em água, porém uma parte desse monômero permanece retida no interior da massa polimérica<sup>85</sup>, mesmo após vários

anos de utilização das próteses<sup>78</sup>. A presença do monômero residual tem sido apontada como um dos fatores mais críticos e comprometedores das propriedades de resinas acrílicas<sup>46,48,51,85,87</sup>. Tem sido demonstrado também, que as resinas autopolimerizáveis contêm maior quantidade de monômero residual do que as termopolimerizáveis<sup>26,36,38,46,58,76,85,87,94,95</sup>. De acordo com Jagger<sup>48</sup>, o monômero residual causa efeito plastificante na resina devido à redução das forças intermoleculares, permitindo maior deformação quando são aplicadas forças sob esse polímero. A presença do monômero também está diretamente relacionada com a reação de polimerização e composição química dos materiais<sup>12,36,56,58,64,94,95</sup>.

Dessa forma, vários métodos de polimerização têm sido propostos e avaliados com o objetivo de reduzir a quantidade de monômero residual e favorecer as propriedades das resinas acrílicas. Alguns estudos têm demonstrado o efeito do aumento da temperatura de polimerização sobre a redução do conteúdo de monômero residual de resinas autopolimerizáveis. Segundo Lee et al.<sup>58</sup>, quando a polimerização de uma resina quimicamente ativada foi efetuada com os corpos-de-prova imersos em água aquecida a 50°C por 15 minutos, houve redução significativa no conteúdo de monômero residual e aumento na dureza, em comparação com a polimerização à temperatura ambiente. Os autores relataram que a elevação da temperatura promove aumento na mobilidade das moléculas de monômero e radicais livres, propiciando maior grau de conversão do monômero em polímero. Da mesma maneira, Lamb et al.<sup>55</sup> demonstraram que a polimerização de uma resina autopolimerizável à temperatura de 22°C produziu maiores níveis de monômero residual e radicais livres em comparação com a polimerização a 55°C. Segundo os autores, o aumento da temperatura durante a polimerização possibilita condições mais favoráveis para difusão de moléculas de monômero em direção aos radicais livres presentes, resultando em polimerização complementar. As análises cromatográficas realizadas por Vallittu et al.<sup>95</sup> também demonstraram redução significativa da porcentagem de monômero

residual de resinas autopolimerizáveis, quando houve aumento da temperatura de polimerização de 50°C para 60°C.

Além dos estudos relacionados à polimerização de resinas em temperaturas mais elevadas, outras pesquisas têm proposto métodos de tratamento térmico de resinas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis, após a polimerização dos materiais, também com o objetivo de reduzir o conteúdo de monômero residual e favorecer as propriedades desses polímeros. Ao avaliar as propriedades mecânicas de uma resina autopolimerizável, Beech<sup>14</sup> observou aumento da resistência flexural de uma resina autopolimerizável quando submetida ao tratamento térmico a 100°C por 2 horas. Esse mesmo tratamento reduziu significativamente o conteúdo de monômero residual de duas resinas termopolimerizáveis, segundo os resultados de Shim e Watts<sup>84</sup>. Inoue et al.<sup>46</sup> avaliaram o efeito do conteúdo de monômero residual sobre as propriedades viscoelásticas de resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis. Os autores observaram que a porcentagem de monômero residual foi reduzida pelo aquecimento das resinas a 100°C por 1 hora, favorecendo, então, suas propriedades viscoelásticas. Robinson et al.<sup>73</sup> analisaram corpos-de-prova de duas resinas termopolimerizáveis e uma resina autopolimerizável que foram imersos em água nas temperaturas de 21°C e 95°C. Os resultados demonstraram que tanto a resina autopolimerizável, como uma das resinas termopolimerizável, apresentaram aumento significativo de resistência à flexão após terem sido imersas em água a 95°C o que, segundo os autores, acarretou maior grau de polimerização desses materiais. De acordo com os resultados de Tsuchiya et al.<sup>93</sup>, a imersão de resinas para base de prótese em água aquecida a 50°C por 1 hora também reduziu os níveis de monômero residual de todos os materiais testados, tendo essa redução resultado em menores efeitos citotóxicos das resinas avaliadas. Seó<sup>82</sup> ao submeter corpos-de-prova da resina Kooliner a tratamento em banho de água a 55°C durante 10 minutos observou aumento na resistência à flexão desse material. McCrorie e

Anderson<sup>63</sup> verificaram um ligeiro, porém não significativo, aumento na resistência à flexão de corpos-de-prova confeccionados com uma resina termopolimerizável reparada com uma resina autopolimerizável, após tratamento térmico em banho de água a 60°C – 65°C por 10 minutos.

Nos tratamentos térmicos descritos anteriormente, as resinas avaliadas foram imersas em água aquecida, e por isso pôde-se constatar a atuação de dois mecanismos na redução do monômero residual: a polimerização complementar e a difusão. O aquecimento das resinas a temperaturas próximas da sua temperatura de transição vítrea proporcionaria maior mobilidade das moléculas de monômero residual em direção aos radicais livres presentes, induzindo reação complementar de polimerização<sup>56,95</sup> e, portanto, maior grau de conversão do monômero em polímero<sup>58</sup>. Além disso, a liberação de monômero residual em meio aquoso é outro fenômeno que pode contribuir para a redução dos níveis de monômero residual em resinas acrílicas<sup>54,85,93,94</sup>.

De acordo com Davy e Braden<sup>31</sup>, a liberação de monômero residual ocorre por meio do processo de difusão e está diretamente relacionada à sua concentração. Dessa forma, uma maior concentração de monômero residual está presente nos períodos iniciais após a polimerização das resinas<sup>56,94</sup> e, conseqüentemente, maiores são os níveis de liberação observados<sup>93,94</sup>. No presente estudo, os corpos-de-prova foram submetidos à irradiação imersos em água e, por isso, provavelmente tenha ocorrido a liberação de monômero residual pelo processo de difusão. Durante as irradiações, a água tornava-se aquecida, sendo possível considerar também a ocorrência do processo de polimerização adicional. Dessa maneira, com base nas considerações anteriores, é provável que o aumento de resistência à flexão do material **K** esteja relacionado tanto ao fenômeno de liberação do monômero residual por difusão, quanto à maior conversão do monômero em polímero proporcionada pela irradiação que resultou em polimerização adicional, uma vez que os corpos-de-prova permaneceram imersos em

água durante os procedimentos de irradiação por microondas. Esses resultados estão de acordo com o estudo de Pavarina et al.<sup>\*</sup>, que demonstrou aumento na resistência à flexão dos corpos-de-prova da resina **K**, quando submetidos a dois e sete ciclos de irradiação em microondas (650 W durante 6 minutos), imersos em água.

Os resultados deste estudo estão de acordo com outras pesquisas, em que a irradiação por microondas tem sido considerada uma fonte de energia viável no tratamento térmico de resinas autopolimerizáveis, o que favorece suas propriedades. Blagojevic e Murphy<sup>15</sup> demonstraram diminuição do conteúdo de monômero residual de aproximadamente quatro vezes em uma resina autopolimerizável submetida à complementação térmica de polimerização em microondas, tendo esse efeito ocasionado aumento da resistência ao impacto e da temperatura de transição vítrea do material. Da mesma forma, Yunus et al.<sup>102</sup> verificaram redução dos níveis de monômero residual quando uma resina autopolimerizável para reparo e reembasamento foi submetida à irradiação com microondas, após ter sido polimerizada por 20 minutos à temperatura ambiente. O menor conteúdo de monômero obtido pela irradiação com microondas indica, segundo os autores, que a resina, quando submetida a esse tipo de energia, atingiu maior grau de conversão. Assim, resultados superiores de resistência à flexão foram encontrados em reparos submetidos ao tratamento em microondas.

De Clerck<sup>32</sup> descreveu as microondas como sendo ondas eletromagnéticas produzidas por um gerador denominado de magnetron. A aplicação das microondas permite a movimentação das moléculas de monômero pelo aquecimento interno produzido por um campo eletromagnético de alta frequência. As moléculas possuem em cada extremidade cargas ligeiramente positivas e negativas, que ao serem submetidas a um campo eletromagnético, vibram com frequência de cinco

---

<sup>\*</sup>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

bilhões de vezes por segundo, convertendo energia eletromagnética em calor, como resultado de fricção molecular. Dessa forma, o aumento da temperatura ocorre no interior do material, independentemente da sua condutividade térmica. Nesse método de polimerização, as microondas atuam somente nas moléculas de monômero e, na medida em que ocorre a progressão da reação de polimerização, a mesma energia é absorvida por um número cada vez maior de moléculas que se tornam progressivamente mais ativas. Assim, é possível supor que, após a resina **K** ter sido polimerizada, seguindo as instruções do fabricante, as moléculas de monômero residual retidas no interior do polímero absorveram energia suficiente para permitir o seu deslocamento em direção aos radicais livres presentes. Provavelmente, maior grau de conversão foi obtido, resultando no aumento da resistência à flexão observado para esse material.

Outro aspecto relevante relacionado à resina **K** é sua composição química. O estudo desenvolvido por Arima et al.<sup>6</sup> verificou que a resina Kooliner, que é composta por polietil metacrilato/isobutilmetacrilato, apresentou maior solubilidade entre os reembasadores. Sendo assim, esse material deve apresentar maior liberação de resíduos da reação de polimerização e de monômero residual, diminuindo, portanto, o efeito plastificante sobre a resina. Além disso, é importante ressaltar que a resina **K** não apresenta agente de ligação cruzada na sua composição. Os agentes de ligação cruzada são incorporados nas resinas com o objetivo de melhorar a rigidez<sup>87</sup> e reduzir a propagação de trincas quando da atuação de forças de impacto<sup>72,87</sup>. Segundo Anusavice<sup>3</sup>, o agente de ligação cruzada possibilita um número suficiente de ligações entre macromoléculas lineares, formando uma rede tridimensional que altera a solubilidade da resina. Com base na informação de que a resina **K** não possui agente de ligação cruzada, pode-se supor que o conteúdo de monômero residual e de resíduos de polimerização sejam liberados mais facilmente, possibilitando o aumento nos valores da propriedade de

resistência à flexão. A pesquisa realizada por Caycik e Jagger<sup>19</sup> reforça o resultado deste estudo. Os autores verificaram que o agente de ligação cruzada etilenoglicol dimetacrilato exerce pouco efeito sobre as propriedades mecânicas do polímero. Foi observada ainda, uma redução gradual na resistência ao impacto quando a concentração do agente de ligação cruzada foi aumentada.

Especificamente com relação ao comportamento da resina **L**, é importante observar que a resistência à flexão desse material não sofreu efeito da irradiação, isto é, todos os tempos testados foram estatisticamente semelhantes ao grupo controle. Entretanto, apesar da resina **L** ser termicamente polimerizável e, provavelmente, apresentar níveis de monômero residual significativamente inferiores em relação às resinas autopolimerizáveis, a irradiação por microondas a 650 W por 3 minutos ocasionou aumento significativo na resistência à flexão desse material quando comparado aos 2 e 4 minutos de irradiação. Com relação à polimerização de resinas termopolimerizáveis, vários estudos têm demonstrado a importância de um ciclo terminal de polimerização a 100°C por pelo menos 1 hora, a fim de que as resinas para base de prótese apresentem níveis satisfatórios de monômero residual, bem como propriedades mecânicas mais adequadas<sup>14,48,50,51,85,87,95</sup>. Dessa forma, podemos supor que o ciclo de polimerização indicado pelo fabricante da resina **L**, que inclui o aquecimento terminal a 100°C, mas por apenas 30 minutos, resultou na presença de monômero residual e radicais livres em concentrações suficientes para possibilitar a polimerização complementar em microondas e o fenômeno da difusão de maneira mais pronunciada para 3 minutos de irradiação. Ainda com relação à resina **L**, foi demonstrado que a resistência à flexão aos 2 minutos foi significativamente menor que aos 3 e 5 minutos. Essa redução da resistência à flexão poderia ser atribuída ao efeito plastificante das moléculas de água absorvidas durante a irradiação<sup>14,36,88,89</sup>. Esse efeito,

provavelmente, foi mais pronunciado que a quantidade de monômero residual difundida dos corpos-de-prova para a água.

O material **TR** não apresentou alteração significativa na resistência à flexão após a irradiação por microondas. Pavarina et al.<sup>\*</sup> ao submeterem corpos-de-prova da resina Tokuso Rebase às microondas (650 W durante 6 minutos), também não observaram alteração significativa na resistência à flexão desse material. Esse resultado poderia ser atribuído à presença de alta concentração de cadeias poliméricas cruzadas, resultantes da utilização do componente 1,6-hexanediol dimetacrilato como agente de ligação cruzada da resina **TR**<sup>6</sup>. Essa conformação de cadeia polimérica poderia ter impedido ou dificultado a absorção das moléculas de água durante os dois ciclos de irradiação. Além disso, esse material apresentou resistência à flexão significativamente maior que as resinas **K**, **UGH** e **NT** e similar à resina termopolimerizável **L**, praticamente em todas as condições experimentais. Esse resultado sugere que o sistema de ativação química da resina **TR**, provavelmente, possibilitou condições favoráveis para a obtenção de corpos-de-prova com baixo nível de monômero residual. Os resultados de Kedjarune et al.<sup>54</sup> comprovam essa hipótese, pois, segundo suas análises, a resina Tokuso Rebase demonstrou, imediatamente após sua polimerização, os menores níveis de monômero residual em comparação com outras duas resinas autopolimerizáveis, tendo sido semelhantes aos níveis observados em duas resinas termopolimerizáveis. Provavelmente, o baixo nível de monômero residual da resina **TR** foi um dos fatores responsáveis por esse material ter apresentado resistência à flexão semelhante à da resina termopolimerizável **L**. Além disso, a presença de agente de ligação cruzada na resina **TR** pode ter favorecido os resultados de resistência à flexão desse material. Stafford et al.<sup>87</sup> relataram ainda, que a inclusão de agentes de ligação cruzada nas resinas autopolimerizáveis seria benéfica,

---

<sup>\*</sup>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

particularmente pelo fato desses materiais apresentarem maior quantidade de monômero residual que, segundo os autores, promove efeito plastificante na resina.

Apesar de apresentarem composição semelhante, a resina **NT** demonstrou valores de resistência à flexão inferiores aos obtidos pela resina **K**. Esse resultado pode estar relacionado à presença de plastificador (phthalato de di-n-butil) no líquido do material **NT**<sup>6,7</sup> bem como à alta proporção pó/líquido recomendado pelo fabricante. Para a resina **NT** essa proporção é superior à dos outros materiais, podendo sugerir uma quantidade de monômero residual mais elevada nessa resina<sup>36,54</sup>. Esse aspecto é relevante, uma vez que a utilização de materiais rembasadores com baixa resistência à flexão pode promover redução na resistência de uma base de prótese frente à deformação plástica<sup>91</sup>.

Segundo informações do fabricante, o material **UGH** apresenta agente de ligação cruzada 1,6 hexanediol dimetacrilato em concentração semelhante àquela do material **TR**. Porém, não foi possível considerar que os mesmos fatores discutidos para o material **TR** estariam atuando no material **UGH**, já que esta resina produziu valores de resistência à flexão inferiores ao material **TR**. Nos estudos de Seo<sup>82</sup> e Vergani<sup>96</sup>, a proporção utilizada para a resina **UGH** foi obtida por meio de um sistema de automistura que, segundo os autores, deve promover uma maior uniformidade no material, o que resultou valores de resistência à flexão semelhantes aos materiais **TR** e **L**. Diferentemente do que ocorreu no presente estudo, em que os corpos-de-prova da resina **UGH** foram obtidos pela pesagem do pó numa balança de precisão e pela mensuração do líquido por meio de uma pipeta graduada. Esse fato pode ter contribuído para a obtenção de baixos valores de resistência flexural, uma vez que na manipulação do material, provavelmente, ocorreu a incorporação de maior quantidade de bolhas, deixando o material mais friável. Além disso, os espaços produzidos pelas bolhas podem ter sido

preenchidos por água durante a irradiação, possibilitando a ocorrência do efeito plastificante e, assim, a redução dos valores de resistência à flexão. Na literatura disponível, não foram encontrados outros estudos que avaliaram a composição e as propriedades mecânicas desse material. Dessa forma, ainda são necessárias pesquisas adicionais para explicar os resultados obtidos com essa resina.

Um importante aspecto a ser considerado durante a seleção dos reembasadores é o fato de que esses materiais estarão associados às resinas para bases de prótese e, dependendo de suas propriedades mecânicas, poderão comprometer a resistência da prótese. Assim, poderia ser considerado que o reembasamento com o material **TR** promoveria menor efeito na redução da resistência de uma base de prótese. No entanto, o comportamento dos materiais reembasadores e da resina para base de prótese testados neste estudo, pode apenas avaliar parcialmente o desempenho clínico das bases de próteses reembasadas. O desempenho clínico de uma prótese reembasada está associado à união do material reembasador à resina da base de prótese. A importância da resistência de união entre materiais reembasadores diretos e resinas para base de prótese, tem sido ressaltada por Chai et al.<sup>20</sup> ao relatarem que a capacidade do material reembasador em resistir às forças oclusais e de reforçar a base da prótese depende de sua propriedade adesiva. Quando há uma união deficiente entre a base de prótese e o material reembasador, pode ocorrer uma falha adesiva nessa interface, mesmo frente a um estresse relativamente baixo. Leles et al.<sup>59</sup> observaram uma união deficiente entre a resina Kooliner e o material para base de prótese. Segundo os autores, esse resultado poderia ser atribuído à diferença de composição química entre a resina para reembasamento (polietil metacrilato) e a resina termopolimerizável (polimetil metacrilato) analisada. Da mesma maneira, Bunch et al.<sup>18</sup> verificaram que a resina Kooliner apresentou os menores valores de resistência de união quando comparada a outras resinas

autopolimerizáveis. Essa resina apresentou 100% de falha adesiva quando unida a diferentes resinas para base de prótese. A melhoria na propriedade de união entre a base de prótese e o material de reembasamento garante, portanto, aumento da resistência, de modo que os materiais possam suportar melhor o estresse aplicado. Dessa forma, as resinas **K**, **UGH** e **NT** que apresentaram baixos valores de resistência à flexão, poderiam ser mais corretamente indicadas como materiais reembasadores temporários, o que já foi sugerido por Murphy et al.<sup>64</sup>, com base em suas avaliações das características da resina Kooliner.

Para complementar este estudo, foi utilizado o ensaio mecânico de dureza. Segundo Anusavice<sup>2</sup>, a dureza de um material é resultado da interação de algumas propriedades, tais como: ductilidade, maleabilidade e resistência ao corte; e por isso, testes de dureza podem ser utilizados como um indicador dessas outras propriedades. Além disso, a dureza das resinas acrílicas pode ser relacionada com a resistência à abrasão do material, e quanto menor o valor de dureza, mais facilmente a resina é desgastada, o que pode torná-la rugosa. No entanto, poucos estudos fornecem informações sobre a utilização da dureza Vickers para polímeros. O estudo realizado por Low<sup>61</sup> demonstrou que a dureza Vickers de polímeros acrílicos independe da quantidade de carga aplicada sobre o material. O autor observou ainda, que a recuperação elástica das impressões Vickers ocorre ao longo das faces da figura geométrica (losango) e não sobre as diagonais das impressões. Com base nessas informações, conclui-se que a dureza Vickers pode ser indicada para avaliação da dureza e viscoelasticidade dos polímeros. No presente estudo, a dureza Vickers foi utilizada por ser um método fácil e objetivo para a análise de pequenos volumes de materiais<sup>61</sup>. Além disso, o teste permite a obtenção de valores de dureza em corpos-de-prova com diferentes espessuras, produzindo impressões extremamente pequenas que não inutilizam as amostras<sup>37</sup>.

Os resultados deste estudo demonstram que os valores de dureza das resinas **K** ( $T_0= 3,03\text{VHN}$ ;  $T_1= 3,58\text{VHN}$ ;  $T_2= 4,64\text{VHN}$ ;  $T_3= 5,77\text{VHN}$ ;  $T_4= 6,36\text{VHN}$  e  $T_5= 7,03\text{VHN}$ ), **UGH** ( $T_0= 7,9\text{VHN}$ ;  $T_1= 8,29\text{VHN}$ ;  $T_2= 8,79\text{VHN}$ ;  $T_3= 9,55\text{VHN}$ ;  $T_4= 10,77\text{VHN}$  e  $T_5= 11,01\text{VHN}$ ) e **NT** ( $T_0= 4,02\text{VHN}$ ;  $T_1= 3,51\text{VHN}$ ;  $T_2= 5,23\text{VHN}$ ;  $T_3= 5,33\text{VHN}$ ;  $T_4= 5,84\text{VHN}$  e  $T_5= 6,94\text{VHN}$ ) apresentaram aumento conforme o tempo de irradiação era elevado. Sendo assim, para a resina **K** foi observada diferença significativa entre os valores da média de dureza nos tempos 3, 4 e 5 quando comparados ao grupo controle. Para o material **UGH**, a diferença em relação ao grupo controle foi observada aos 4 e 5 minutos. Já para a **NT**, apenas o tempo de 5 minutos foi estatisticamente diferente do grupo controle. Segundo Jerolimov et al.<sup>51</sup>, uma maior concentração de monômero residual está presente na região superficial dos corpos-de-prova das resinas autopolimerizáveis devido ao maior aquecimento interno proporcionado pela reação exotérmica de polimerização. Assim, pode-se supor que, durante a irradiação com corpos-de-prova imersos em água, o monômero residual superficial poderia ter sido eliminado pelos processos de difusão e indução complementar de polimerização, promovendo aumento na dureza das resinas **K**, **UGH** e **NT**. Lamb et al.<sup>55</sup> e Vallittu et al.<sup>94</sup> observaram que o processo de difusão depende diretamente da temperatura. Portanto, o aumento na temperatura da água durante e após a polimerização das resinas facilitaria o processo de difusão e proporcionaria maior grau de conversão do polímero durante a polimerização. A pesquisa realizada por Dogan et al.<sup>35</sup> demonstrou uma diminuição no conteúdo de monômero residual quando as resinas autopolimerizáveis foram polimerizadas a 30°C por 30 minutos em banho de água. Essa diminuição também foi verificada por Lamb et al.<sup>55</sup> quando corpos-de-prova de resinas autopolimerizáveis foram armazenados em água a 37°C. Pelos resultados, foi observado que a quantidade de monômero residual liberado pela resina autopolimerizável foi significativamente maior que para a resina termopolimerizável. Os autores

atribuem esse resultado ao maior conteúdo de monômero residual apresentado pela resina autopolimerizável e à presença de maior porosidade na estrutura da resina autopolimerizável, o que facilitaria a difusão. Em estudo complementar, Lamb et al.<sup>56</sup> verificaram maior quantidade de monômero residual quando as resinas foram polimerizadas à temperatura de 22°C do que quando polimerizadas a 55°C. Esse fato deve ser atribuído à decomposição do peróxido de benzoíla que aumenta proporcionalmente com a elevação da temperatura. Segundo os autores, quando as amostras foram armazenadas em temperatura mais elevada, as moléculas de monômero difundiram-se mais rapidamente para o lado ativo e houve uma diminuição no conteúdo de monômero residual. Com base no mecanismo acima descrito, pode-se supor que, conforme o tempo de irradiação pelas microondas aumentava, a temperatura da água era elevada, possibilitando a ocorrência de polimerização adicional e difusão do monômero residual, sugerindo que esses processos tenham promovido aumento nos valores de dureza das resinas **K**, **UGH** e **NT**. Esse resultado está de acordo com o estudo de Arab et al.<sup>4</sup> que demonstrou o aumento nos valores de dureza Vickers após imersão dos corpos-de-prova em água aquecida a 100°C. Seo<sup>82</sup> também observou aumento na dureza Vickers para a resina Kooliner, quando a mesma foi submetida a tratamento térmico em banho de água a 55°C durante 10 minutos.

Os resultados deste estudo demonstraram que a irradiação em microondas não produziu efeito significativo sobre a dureza Vickers da resina **TR**. Resultados semelhantes foram verificados por Blagojevic e Murphy<sup>15</sup> que não constataram diferenças significativas nos valores de dureza de uma resina autopolimerizável, após o tratamento térmico complementar em microondas a 600 W por 3 minutos, apesar do aumento na resistência ao impacto ter sido observada com esse tratamento. Os valores de dureza da resina **TR** não foram alterados após a irradiação em microondas, provavelmente, pelo menor conteúdo de monômero residual

apresentado por essa resina. Kedjarune et al.<sup>54</sup> comprovam essa hipótese, pois, segundo suas análises, a resina Tokuso Rebase demonstrou, imediatamente após sua polimerização, os menores níveis de monômero residual em comparação com outras duas resinas autopolimerizáveis, tendo sido semelhantes aos níveis observados em duas resinas termopolimerizáveis. Embora a resina **TR** apresente composição química semelhante à da **UGH**, a **TR** possui em sua composição 39,8% de metacrilóiloxietil propionato, que segundo Arima et al.<sup>6</sup>, é um monômero funcional unido por dois ésteres, formando uma cadeia polimérica bastante flexível que poderia alterar o módulo de elasticidade do material. Por essas informações, pode-se supor que a maior flexibilidade das cadeias apresentada pela resina **TR** poderia afetar também a dureza dessa resina, explicando assim, os menores valores de dureza Vickers obtidos pelo material quando comparada com a **UGH**, aos 4 e 5 minutos de irradiação. Outro aspecto relevante em relação às resinas **TR** e **UGH** é a presença do agente de ligação cruzada que, segundo Stafford e Hugget<sup>86</sup>, poderia melhorar a dureza superficial do material. Como descrito anteriormente, essas resinas apresentam na composição o agente de ligação cruzada 1,6 hexanediol dimetacrilato, que pode ser responsável pela maior dureza desses materiais em relação às resinas **K** e **NT**. Esses resultados estão de acordo com aqueles obtidos por Seó<sup>82</sup>, em que corpos-de-prova dos materiais Tokuso Rebase e Ufi Gel Hard C foram submetidos à irradiação em microondas com potência de 500 W por 5 minutos e 550 W por 4 minutos, respectivamente. Os valores de dureza Vickers obtidos por **TR** e **UGH** foram maiores quando comparados com outras duas resinas reembasadoras.

Devido à natureza de sua reação de polimerização, que é térmica, a resina **L** pode reter o monômero residual na camada mais interna da massa polimérica, tendo em vista a presença do calor externo. O acúmulo de monômero nas camadas mais internas da massa polimérica pode

influenciar negativamente um ensaio mecânico mais complexo, como o de resistência à flexão. Entretanto, a influência do monômero residual acumulado nas camadas mais internas do material não seria evidenciada pelo teste de dureza, visto que tal teste é mais superficial. Por isso, foi possível observar que a resina **L** ( $T_0= 18,76\text{VHN}$ ;  $T_1= 18,54\text{VHN}$ ;  $T_2= 17,61\text{VHN}$ ;  $T_3= 19,84\text{VHN}$ ;  $T_4= 17,44\text{VHN}$  e  $T_5= 17,54\text{VHN}$ ) produziu, em todos os tempos avaliados, valores de dureza maiores em relação a todos os outros materiais. A irradiação pelas microondas promoveu aumento significativo na dureza da resina para base de prótese aos 3 minutos ( $T_3= 19,84\text{VHN}$ ) em comparação com os valores em 2 ( $T_2= 17,61\text{VHN}$ ), 4 ( $T_4= 17,44\text{VHN}$ ) e 5 minutos ( $T_5= 17,54\text{VHN}$ ) de irradiação, os quais se apresentaram estatisticamente semelhantes entre si. Esse fato pode ser explicado pelo processo de difusão do monômero residual em água que, provavelmente, foi mais pronunciado aos 3 minutos de exposição às microondas.

Outra observação relevante foi descrita por Yatabe et al.<sup>103</sup>, Anusavice<sup>3</sup> e Lee et al.<sup>58</sup>. De acordo com esses autores, a presença de oxigênio em grande quantidade pode inibir ou retardar a polimerização do material e, desse modo, uma camada superficial não polimerizada poderia influenciar negativamente nas propriedades das resinas. Durante a irradiação em microondas, os corpos-de-prova foram submetidos às irradiações imersos em água. Segundo Lee et al.<sup>58</sup>, a imersão em água das resinas autopolimerizáveis durante a polimerização é indicada para diminuir o efeito do oxigênio. Assim, é possível sugerir que a imersão das resinas em água, mesmo após a polimerização, diminuiu o efeito do oxigênio e permitiu o aumento dos valores da dureza das resinas **K**, **UGH** e **NT**.

A resistência à flexão e a dureza dos materiais avaliados no presente estudo não foram negativamente alteradas pela irradiação em microondas. Porém, a interpretação dos resultados deste trabalho científico deve ser realizada cuidadosamente, sendo ainda necessário, o

desenvolvimento de pesquisas que avaliem outras propriedades mecânicas e físicas das resinas acrílicas testadas neste estudo. Além disso, é fundamental a realização de uma pesquisa que investigue a resistência à flexão e a dureza dos materiais para bases de próteses após o reembasamento com as resinas reembasadoras avaliadas, ao submetê-las à potência constante de 650 W, imersas em água, e utilizando os tempos de irradiação propostos neste estudo.

## *7 Conclusão*

Com base nas condições experimentais deste estudo e de acordo com a metodologia empregada, pôde-se concluir que:

- a irradiação em microondas da resina **K** promoveu aumento nos valores de resistência à flexão, porém, esse aumento só foi significativo aos 5 minutos, em comparação ao grupo controle;
- os valores de resistência à flexão das resinas **TR**, **UGH**, **NT** e **L** não apresentaram diferença significativa em relação ao grupo controle;
- praticamente em todas as condições experimentais, os valores de resistência à flexão das resinas **TR** e **L** foram superiores aos das outras resinas estudadas;
- os valores de dureza Vickers das resinas **K**, **UGH** e **NT** aumentaram significativamente quando o tempo de irradiação foi elevado;
- os tempos de irradiação em microondas não alteraram os valores de dureza da resina **TR**;
- a resina para base de prótese **L** demonstrou valores de dureza superiores e estatisticamente diferentes daqueles obtidos pelas resinas reembasadoras.

## 8 Referências\*

1. AMERICAN NATIONAL STANDARD INSTITUTE. American Dental Association. **Revised American National Standard/American Dental Association specification nº 12 denture base polymers**. Chicago, 1975. 21p.
2. ANUSAVICE, K.J. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: \_\_\_\_\_. **Materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 4, p. 28-43.
3. ANUSAVICE, K.J. Química das resinas sintéticas. In: \_\_\_\_\_. **Materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 10, p. 125-139.
4. ARAB, J.; NEWTON, J.P.; LLOYD, C.H. The effect of an elevated level of residual monomer on the whitening of denture base and its physical properties . **J. Dent.**, Guildford, v.17, n.4, p.189-194, Aug. 1989.
5. ARCHADIAN, N. et al. Flexural strength of rebased denture polymers. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.27, n.8, p.690-696, Aug. 2000.
6. ARIMA, T.; MURATA, H.; HAMADA, T. Properties of highly cross-linked autopolimerizing reline acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.73, n.1, p.55-59, Jan. 1995.
7. ARIMA, T.; MURATA, H.; HAMADA, T. Analysis of composition and structure of hard autopolymerizing reline resins. **J. Oral. Rehabil.**, Oxford, v.23, n.5, p.346-352, May 1996.
8. ASAD, T.; WATKINSON, A.C.; HUGGETT, R. The effect of disinfection procedures on flexural properties of denture base acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.68, n.1, p.191-195, July 1992.
9. ATWOOD, D.A. Reduction of residual ridges; a major oral disease entity. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.26, n.3, p.266-279, Sept. 1971.

---

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

10. AZEVEDO, A. et al. The development of surface hardness in hard chairside relined resins. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.79, n.5, p.1160, 2000. Abstract B-352.
11. 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, 2001.
12. BARTOLONI, J.A. et al. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.27, n.6, p.488-493, June 2000.
13. BAYSAN, A. et al. Use of microwave energy 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.
14. BEECH, D.R. Molecular weight distribution of denture base acrylic. **J. Dent.**, Guildford, v.3, n.1, p.19-24, Jan. 1975.
15. BLAGOJEVIC, V.; MURPHY, V.M. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.26, n.10, p.804-808, Oct. 1999.
16. BORDER, B.G.; RICE-SPEARMAN, L.R. Microwaves in the laboratory: effective decontamination. **Clin. Lab. Sci.**, Washington, v.12, n.3, p.156-160, May/June 1999.
17. BRACE, M.L.; PLUMMER, K.D. Practical denture disinfection. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.70, n.6, p.538-540, Dec. 1993.
18. BUNCH, J.; JOHNSON, G.H.; BRUDVIK, J.S. Evaluation of hard direct relined resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.57, n.4, p.512-519, Apr. 1987.
19. 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.

20. 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.
21. CHAU, V.B. et al. In depth-disinfection of acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n.3, p.309-313, Sept. 1995.
22. CHITCHUMNONG, P.; BROOKS, S.C.; STAFFORD, G.D. Comparison of three and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.5, n.1, p.2-5, Jan. 1989.
23. CLIFFORD, T.J.; BURNETT, C.A. The practice of consultants in restorative dentistry (UK) in routine infection control for impressions and laboratory work. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, Larkfield, v.3, n.4, p.175-177, June 1995.
24. CONNOR, C. Cross-contamination control in prosthodontic practice. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.4, n.4, p.337-344, July/Aug. 1991.
25. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT. Denture cleansers. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.106, n.1, p.77-79, Jan. 1983.
26. CRAIG, R.G.; POWERS, J.M.; WATAHA, J.C. Plásticos em prótese. In: \_\_\_\_\_. **Materiais dentários. Propriedades e manipulação.** 7.ed. São Paulo: Ed. Santos, 2002. cap.13, p.257-281.
27. CUCCI, A.L.M. et al. Unrestricted linear dimensional changes of two chairside relining resins and one heat-curing acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.76, n.4, p.414-417, Oct. 1996.
28. CUCCI, A.L.M. et al. Resinas para reembasamento imediato: resistência à tração e alongamento. **Rev. Odontol. UNESP**, São Paulo, v.27, n.1, p.299-309, jan./jun. 1998.
29. CUCCI, A.L.M. et al. Tensile bond strength of hard chairside relining resins as influenced by water storage. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.26, n.8, p.631-634, Aug. 1999.

30. CULKIN, K.A.; FUNG, D.Y.C. Destruction of *Escherichia coli* and *Salmonella typhimurium* in microwave-cooked soups. **J. Milk Food Technol.**, Ames, v.38, p.8-15, 1975.
31. DAVY, K.W.M.; BRADEN, M. Residual monomer in acrylic polymers. **Biomaterials**, Guildford, v.12, n.6, p.540-544, Aug. 1991.
32. DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prothesis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.57, n.5, p.650-658, May 1987.
33. DePAOLA, L.G.; MINAH, G.E. Isolation of pathogenic microorganisms from dentures and denture-soaking containers of myelosuppressed cancer patients. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.49, n.1, p.20-24, Jan. 1983.
34. DIXON, D.L. et al. 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. Mater. Sci.**, Norwell, v.13, p.2600-2604, 1978.
37. ELIAS, C.N.; LOPES, H.P. Ensaio mecânico. In: ESTRELA, C. **Metodologia científica. Ensino e pesquisa em odontologia**. São Paulo: Ed. Artes Médicas, 2001. cap.13, p.249-273.
38. FLETCHER, A.M. et al. The level of residual monomer in self-curing denture-base materials. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.62, n.2, p.118-120, Feb. 1983.
39. FRIEDRICH, E.G.; PHILLIPS, L.E. Microwave sterilization of *Candida* on underwear fabric. A preliminary report. **J. Reprod. Med.**, Chicago, v.33, n.5, p.421-422, May 1988.

40. FURUKAWA, K.K. et al. Effectiveness of chlorine dioxide in disinfection of two soft denture liners. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.80, n.6, p.723-729, Dec. 1998.
41. 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.517-521, Oct. 1987.
42. HITI, K. et al. Microwave treatment of contact lens cases contaminated with Acanthamoeba. **Cornea**, New York, v.20, n.5, p.467-470, July 2001.
43. HOFFMAN, P.N.; HANLEY, M.J. Assessment of a microwave-based clinical waste decontamination unit. **J. Appl. Bacteriol.**, Oxford, v.77, n.6, p.607-612, Dec. 1994.
44. HUME, W.R.; MAKINSON, O.F. Sterilizing dental instruments: evaluation of lubricating oils and microwave radiation. **Oper. Dent.**, Seattle, v.3, n.3, p.93-102, Summer 1978.
45. IKAWA, J.Y.; ROSSEN, J.S. Reducing bacteria in household sponges. **J. Environ. Health**, Denver, v.62, p.1-5, 1999.
46. INOUE, K. et al. Effect of residual monomer on viscoelastic properties of pour denture base resins. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.2, n.2, p.192-197, Dec. 1983.
47. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Specification 1567**: denture base polymers. 2<sup>nd</sup> ed. Switzerland: ISO, 1998.
48. 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.
49. JASNOW, S.B. Microwave sanitization of color additives used cosmetics: feasibility study. **Appl. Microbiol.**, Washington, v.30, n.2, p.205-211, Aug. 1975.

50. JEROLIMOV, V.; JAGGER, R.G.; MILWARD, P.J. Effect of the curing cycle on acrylic denture base glass transition temperatures. **J. Dent.**, Guildford, v.19, n.4, p.245-248, Aug. 1991.
51. JEROLIMOV, V. et al. Rapid curing of acrylic denture-base materials. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.5, n.1, p.18-22, Jan. 1989.
52. KAHN, R.C. et al. The microbiologic cross-contamination of dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.47, n.5, p.556-559, May 1982.
53. KASTNER, C. et al. Effects of chemical denture cleaners on the flexibility of cast clasps. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.50, n.4, p.473-479, Oct. 1983.
54. 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.
55. LAMB, D.J.; ELLIS, B.; PRIESTLEY, D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. **Biomaterials**, Guildford, v.3, n.3, p.155-159, July 1982.
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.**, Guildford, v.11, n.1, p.80-88, Mar. 1983.
57. LATIMER, J.M. Microwave oven irradiation as a method for bacterial decontamination in a clinical microbiology laboratory. **J. Clin. Microbiol.**, Washington, v.6, n.4, p.340-342, Oct. 1977.
58. LEE, S.; LAI, Y.; HSU, T. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolimerized 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 reline 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. LIN, J.J. et al. Disinfection of denture base acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.2, p.202-206, Feb. 1999.
61. LOW, I.M. Effects of load and time on the hardness of a viscoelastic polymer. **Mater. Res. Bull.**, New York, v.33, n.12, p.1753-1758, Apr. 1998.
62. MACHADO CUCCI, A.L. et al. Water sorption, solubility and bond strength of two acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.80, n.4, p.434-438, Oct. 1998.
63. 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.
64. MURPHY, W.M. et al. Rigid cold curing resins for direct use in the oral cavity. **Br. Dent. J.**, London, v.160, n.11, p.391-394, June 1986.
65. NEPELENBROEK, 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./Dez. 2003.
66. PAVARINA, A.C. **Efeito das soluções desinfetantes sobre dureza, resistência à flexão e características superficiais de resinas acrílicas termicamente ativadas.** 2000. 125 f. Dissertação (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2000.
67. 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.
68. PEREZ, L.E.C. et al. Desinfecção de resinas para reembasamento. Efeito sobre dureza e rugosidade superficial. In: CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DA UNESP, XIV, 2002, Presidente Prudente. **Anais...** Presidente Prudente: UNESP, 2002. 1 CD-Rom.
69. PEREZ, L.E.C. et al. Estabilidade dimensional de resinas para reembasamento imediato após desinfecção em microondas. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.16, Supl., p.76, 2002. Resumo Ib124.

70. 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.
71. 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.
72. PRICE, C. A. The effect of cross-linking agents on the impact resistance of linear poly(methyl methacrylate) denture-base polymer. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.65, n.7, p.987-992, July 1986.
73. 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.159-165, Aug. 1987.
74. ROHRER, M.D.; BULARD, R.A. Microwave sterilization. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.110, n.2, p.194-198, Feb. 1985.
75. ROHRER, M.D. et al. Microwave sterilization of hydrophilic contact lenses. **Am. J. Ophthalmol.**, Chicago, v.101, n.1, p.49-57, Jan. 1986.
76. RUYTER, I.E.; ØYSAED, H. Conversion in denture polymer. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.16, n.5, p.741-754, Sept. 1982.
77. 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.
78. SADAMORI, S.; KOTANI, H.; HAMADA, T. The usage period of dentures and their residual monomer contents. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.68, n.2, p.374-376, Aug. 1992.
79. SAGRIPANTI, J.L.; BONIFACINO, A. Cytotoxicity of liquid disinfectants. **Surg. Infect.**, Larchmont, v.1, n.1, p.3-14, 2000.
80. SEÓ, R.S. et al. In vitro toothbrushing abrasion of denture base and relined resins. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.80, n.4, p.1097, Apr. 2001. Abstract 782.

81. SEÓ, R.S. et al. Effect of microwave irradiation on the flexure strength of one hard chairside reline resin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.81, n.4, p.A-170, Mar. 2002. Abstract 1216.
82. SEÓ, R.S. **Efeito da complementação térmica de polimerização sobre a resistência flexural e dureza de resinas acrílicas para reembasamento**. 2003. 177 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.
83. SHEN, C.; JAVID, N.S.; COLAIZZI, F.A. The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.61, n.5, p.583-589, May 1989.
84. 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.
85. SMITH, D.C.; BAINS, M.E.D. The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.35, n.1, p.16-25, Feb. 1956.
86. STAFFORD, G.D.; HUGGETT, R. Creep and hardness testing of some denture base polymers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.39, n.6, p.682-687, June 1978.
87. STAFFORD, G. D. et al. A review of the properties of some denture polymers. **J. Dent.**, Guildford, v.8, n.4, p.292-306, Dec. 1980.
88. 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, Nov. 1998.
89. 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.

90. TAKAHASHI, Y.; CHAI, J.; KAWAGUCHI, M. Strength of relined denture base polymers subjected to long term water immersion. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.13, n.3, p.205-258, May/June 2000.
91. TAKAHASHI, Y.; KAWAGUCHI, M.; CHAI, J. Flexural strength at the proportional limit of a denture base material relined with four different denture reline material. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.10, n.6, p.508-512, Nov./Dec. 1997.
92. TARANTINO, L. et al. L'impiego di un apparecchio a microonde nella sterilizzazione di strumentario odontoiatrico: possibilità e limiti. **Minerva Stomatol.**, Torino, v.46, p.561-566, 1997.
93. TSUCHIYA, H. et al. Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl metacrylate from acrylic resin denture base materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.71, n.6, p.618-624, June 1994.
94. 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.
95. 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.
96. 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.
97. VERRAN, J.; KOSSAR, S.; McCORD, J.F. Microbiological study of selected risk areas in dental technology laboratories. **J. Dent.**, Guildford, v.24, n.1-2, p.77-80, Jan./Mar. 1996.
98. WAKEFIELD, C.W. Laboratory contamination of dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.44, n.2, p.143-146, Aug. 1980.

99. WEBB, B.C. et al. Effectiveness of two methods of denture sterilization. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.25, n.6, p.416-423, June 1998.
100. 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.725-730, Nov. 1985.
101. WOELFEL, J.B. et al. Some physical properties of organic denture base materials. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.67, p.489-504, Oct. 1963.
102. 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.
103. YUTABE, M. et al. Effect of the reducing agent on the oxygen-inhibited layer of the cross-linked reline material. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.2, p.180-185, Feb. 2001.

# 9 Apêndice

## 9.1 Apêndice A

### Resultados de resistência à flexão

Tabela A1- Valores de resistência à flexão, em MPa, da resina **K** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	33,80	38,47	45,33	40,70	45,23	47,08
<b>CP2</b>	31,73	39,65	40,09	52,27	39,41	51,16
<b>CP3</b>	29,96	39,49	44,47	50,55	44,94	48,32
<b>CP4</b>	39,12	32,82	44,90	42,58	38,16	42,18
<b>CP5</b>	29,54	41,10	48,11	32,45	40,25	38,37
<b>CP6</b>	33,08	35,16	39,13	39,17	38,99	45,10
<b>CP7</b>	33,19	31,39	37,03	40,47	38,64	40,80
<b>CP8</b>	31,36	36,79	37,86	38,96	40,08	43,74

Tabela A2- Valores de resistência à flexão, em MPa, da resina **TR** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	51,38	44,95	62,33	45,16	52,82	57,38
<b>CP2</b>	48,44	41,64	55,69	38,28	54,95	59,16
<b>CP3</b>	50,92	58,45	60,81	50,68	56,28	57,02
<b>CP4</b>	52,68	54,30	63,19	55,78	40,26	49,39
<b>CP5</b>	56,20	58,93	51,49	46,61	62,97	55,47
<b>CP6</b>	51,88	56,75	58,50	44,94	48,69	58,55
<b>CP7</b>	50,17	48,19	53,12	48,65	54,33	46,74
<b>CP8</b>	55,04	52,32	51,56	49,36	44,34	64,79

Tabela A3- Valores de resistência à flexão, em MPa, da resina **UGH** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	32,55	37,89	38,34	30,72	35,06	34,19
<b>CP2</b>	27,56	39,24	33,91	32,99	46,22	31,21
<b>CP3</b>	30,71	31,84	32,64	36,44	49,48	28,81
<b>CP4</b>	41,80	40,31	39,88	39,45	38,90	36,93
<b>CP5</b>	38,64	36,30	33,91	32,58	34,66	35,57
<b>CP6</b>	30,67	38,24	39,30	40,34	29,18	25,25
<b>CP7</b>	37,99	35,87	37,16	44,78	35,34	25,97
<b>CP8</b>	29,98	30,23	40,50	32,49	37,33	37,69

Tabela A4- Valores de resistência à flexão, em MPa, da resina **NT** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	23,96	23,55	20,68	23,82	25,50	21,61
<b>CP2</b>	25,46	25,46	24,97	24,22	28,21	28,91
<b>CP3</b>	24,91	21,00	22,20	22,29	24,19	26,33
<b>CP4</b>	26,54	24,43	22,58	26,27	28,61	26,94
<b>CP5</b>	23,11	26,16	26,40	28,51	28,40	31,59
<b>CP6</b>	19,49	19,55	21,34	29,43	31,43	39,39
<b>CP7</b>	22,39	26,35	25,25	28,42	30,62	35,73
<b>CP8</b>	31,11	30,24	32,73	31,36	33,85	36,60

Tabela A5- Valores de resistência à flexão, em MPa, da resina **L** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	44,29	53,70	37,80	54,14	48,60	54,39
<b>CP2</b>	54,86	53,07	39,40	61,39	47,89	56,28
<b>CP3</b>	57,61	64,77	40,30	64,04	54,67	62,17
<b>CP4</b>	62,22	49,25	46,36	65,48	41,46	59,57
<b>CP5</b>	61,53	41,94	44,85	67,01	60,67	59,30
<b>CP6</b>	47,23	47,90	46,51	54,47	43,77	47,33
<b>CP7</b>	53,46	58,03	53,23	62,77	50,73	70,09
<b>CP8</b>	44,95	58,53	46,71	64,78	63,08	49,69

## 9.2 Apêndice B

### Resultados de dureza Vickers

Tabela B1- Valores de dureza Vickers da resina **K** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	3,40	2,20	4,20	5,66	7,33	6,98
<b>CP2</b>	1,45	3,74	4,07	6,68	7,34	6,52
<b>CP3</b>	2,90	4,12	4,90	6,88	6,65	7,15
<b>CP4</b>	2,61	2,87	3,45	3,69	5,15	5,72
<b>CP5</b>	1,65	3,24	4,54	6,09	6,35	7,71
<b>CP6</b>	4,45	3,54	4,55	4,19	5,52	7,97
<b>CP7</b>	4,23	5,35	5,20	6,87	6,70	7,45
<b>CP8</b>	3,57	3,54	6,24	6,13	5,85	6,70

Tabela B2- Valores de dureza Vickers da resina **TR** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	8,92	7,76	7,73	9,82	9,82	6,95
<b>CP2</b>	8,08	6,85	6,04	9,49	9,53	9,24
<b>CP3</b>	6,19	6,25	9,15	7,60	9,25	9,37
<b>CP4</b>	7,16	7,90	8,15	7,67	7,28	8,31
<b>CP5</b>	5,93	8,94	8,11	7,59	7,43	8,88
<b>CP6</b>	7,15	8,10	8,36	8,04	7,96	8,17
<b>CP7</b>	8,36	7,94	8,12	8,91	7,72	8,34
<b>CP8</b>	8,68	10,11	7,81	7,37	8,78	7,95

Tabela B3- Valores de dureza Vickers da resina **UGH** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	8,20	7,32	7,94	9,73	9,86	11,21
<b>CP2</b>	7,11	7,26	7,59	8,80	11,50	11,31
<b>CP3</b>	6,74	7,53	9,10	9,41	8,85	10,49
<b>CP4</b>	7,14	7,99	9,46	10,90	10,61	11,10
<b>CP5</b>	7,95	8,58	8,74	9,97	10,78	10,45
<b>CP6</b>	8,39	9,51	9,16	10,05	11,30	11,26
<b>CP7</b>	8,20	9,34	9,80	8,30	12,37	11,47
<b>CP8</b>	9,57	8,77	8,54	9,26	10,90	10,82

Tabela B4- Valores de dureza Vickers da resina **NT** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	5,04	2,12	4,44	5,93	6,23	7,39
<b>CP2</b>	3,56	4,49	4,30	4,39	5,49	6,82
<b>CP3</b>	4,17	4,18	3,61	3,29	4,43	4,61
<b>CP4</b>	3,14	3,47	4,26	5,42	4,17	7,71
<b>CP5</b>	3,75	2,61	4,95	3,92	4,39	5,72
<b>CP6</b>	3,61	4,53	7,37	6,84	7,66	6,92
<b>CP7</b>	3,73	2,16	6,31	6,80	7,00	8,49
<b>CP8</b>	5,13	4,49	6,57	6,07	7,31	7,88

Tabela B5- Valores de dureza Vikers da resina **L** em função do tempo de exposição às microondas (minuto)

Corpo-de-prova	Tempo					
	T <sub>0</sub>	T <sub>1</sub>	T <sub>2</sub>	T <sub>3</sub>	T <sub>4</sub>	T <sub>5</sub>
<b>CP1</b>	19,92	20,04	17,49	15,51	18,18	16,41
<b>CP2</b>	18,57	19,66	18,52	17,53	18,80	18,85
<b>CP3</b>	18,94	17,39	19,00	17,19	17,65	16,37
<b>CP4</b>	18,13	17,80	17,41	16,59	16,48	18,48
<b>CP5</b>	19,34	17,00	16,06	17,40	16,90	17,44
<b>CP6</b>	17,66	20,71	16,02	16,93	17,04	17,57
<b>CP7</b>	19,31	18,11	18,83	16,32	17,73	17,61
<b>CP8</b>	18,17	17,63	17,52	17,43	16,74	17,61

RIBEIRO, D.G. Efeito da irradiação por microondas sobre a resistência à flexão e dureza de resinas acrílicas para reembasamento imediato. Araraquara, 2004. 159 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral – Área de Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

## *Resumo*

O uso do microondas tem sido indicado como um método efetivo na desinfecção de resinas acrílicas. Entretanto, há pouca informação sobre o efeito da irradiação do microondas nas propriedades mecânicas desses materiais. Considerando esses aspectos, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da irradiação por microondas sobre as propriedades mecânicas de resistência à flexão e dureza de resinas acrílicas. Os corpos-de-prova para a realização dos testes mecânicos foram confeccionados com os seguintes materiais: Kooliner (**K**), Tokuso Rebase Fast (**TR**), Ufi Gel Hard C (**UGH**) e New Truliner (**NT**), todas resinas indicadas para reembasamento imediato, e Lucitone 550 (**L**), que é uma resina para base de prótese. Para cada material foram confeccionados 48 corpos-de-prova que foram divididos igualmente em seis grupos. As resinas autopolimerizáveis (**K**, **TR**, **UGH** e **NT**) foram submetidas à irradiação logo após a confecção, enquanto que os corpos-de-prova da resina termopolimerizável (**L**) permaneciam  $50 \pm 2$  horas em água a  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  antes da irradiação. Para o procedimento de irradiação, cada corpo-de-prova foi individualmente imerso em 200 mL de água destilada e submetido a dois ciclos de irradiação pelas microondas, para simular o envio da prótese ao laboratório e o retorno dela ao consultório odontológico. Cada corpo-de-prova foi irradiado a uma potência constante de 650 W, variando-se o tempo de exposição: 1 minuto ( $T_1$ ), 2 minutos ( $T_2$ ), 3 minutos ( $T_3$ ), 4 minutos ( $T_4$ ) ou 5 minutos ( $T_5$ ). O grupo controle ( $T_0$ ) foi submetido aos testes mecânicos sem ser irradiado pelas

microondas. Os ensaios de resistência à flexão para todos os corpos-de-prova foram realizados em máquina MTS-810 Material Test System sob velocidade de 5 mm/minuto, utilizando o teste em três pontos a uma distância de 50 mm entre os apoios. Em seguida, um dos fragmentos do corpo-de-prova foi submetido ao teste de dureza Vickers, no Microdurômetro modelo 2100. Os valores de dureza foram determinados utilizando-se uma carga de 25 gf, por um período de 30 segundos. Doze mensurações foram realizadas em cada corpo-de-prova e a média foi, então, calculada. A análise de variância e o teste de Tukey foram utilizados para determinar a significância estatística ( $P=0,05$ ). Os resultados demonstraram que para a resina **K** ( $T_0= 32,72$  MPa;  $T_1= 36,86$  MPa;  $T_2= 42,12$  MPa;  $T_3= 42,14$  MPa;  $T_4= 40,71$  MPa;  $T_5= 44,59$  MPa) a elevação no tempo de exposição às microondas promoveu aumento na resistência à flexão em todos os tempos avaliados, porém esse aumento foi significativo ( $P<0,05$ ) apenas em  $T_5$ , em comparação ao  $T_0$ . Para a resina termopolimerizável **L** não houve diferença significativa ( $P>0,05$ ) em relação ao  $T_0$ , no entanto, a média de resistência à flexão de  $T_2$  (44,39 MPa) foi significativamente menor que  $T_3$  (61,76 MPa) e  $T_5$  (57,35 MPa), enquanto que a média de resistência de  $T_3$  (61,76 MPa) mostrou-se significativamente maior do que  $T_2$  (44,39 MPa) e  $T_4$  (51,36 MPa). A resistência à flexão dos materiais **TR**, **UGH** e **NT** não foi alterada pelos tempos de irradiação testados. Este estudo ainda demonstrou que a dureza Vickers da resina **K** aumentou significativamente em  $T_3$  (5,77 VHN),  $T_4$  (6,36 VHN) e  $T_5$  (7,03 VHN), em relação ao  $T_0$  (3,03 VHN). Para a resina **UGH**, o aumento significativo em relação ao  $T_0$  (7,91 VHN) ocorreu em  $T_4$  (10,77 VHN) e  $T_5$  (11,01 VHN). Já para **NT**, apenas a média de dureza de  $T_5$  (6,94 VHN) foi significativamente maior que  $T_0$  (4,02 VHN). Os valores de dureza da resina para base de prótese **L** não foram significativamente ( $P>0,05$ ) alterados pelos tempos de irradiação avaliados, quando comparados ao  $T_0$ . Entretanto, esse material apresentou aumento na dureza em  $T_3$  (19,84 VHN), que foi significativo

em relação aos grupos T<sub>2</sub> (17,61 VHN), T<sub>4</sub> (17,44 VHN) e T<sub>5</sub> (17,54 VHN). A irradiação em microondas não ocasionou efeitos deletérios na resistência à flexão e dureza dos materiais avaliados neste estudo, independente do tempo de exposição utilizado.

Palavras-chave: Resinas acrílicas; microondas; desinfecção; dureza; resistência à flexão.

RIBEIRO, D.G. Effect of microwave disinfection on the flexural strength and hardness of hard chairside relined resins. Araraquara, 2004. 159 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral – Área de Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

## *Abstract*

Microwave irradiation was previously suggested as an effective method for the disinfection of acrylic resins. However, little information is available concerning the effect of microwave irradiation on the mechanical properties of acrylic resins. The purpose of this study was to evaluate the effect of two cycles of a microwave disinfection procedure on the flexural strength and Vickers hardness of acrylic resins. Four autopolymerized resins (Kooliner- **K**, Tokuso Rebase Fast- **TR**, Ufi Gel Hard- **UGH** and New Truliner- **NT**) and one heat-cured resin (Lucitone 550- **L**) were used for preparing specimens. For each material, 48 specimens were made and equally divided into six groups. The relined specimens were submitted to disinfection procedures after polymerization and the denture base polymer specimens were stored in water for  $50 \pm 2$  hours at  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  prior to disinfection. The specimens were individually immersed in 200 mL of distilled water and microwaved twice, simulating when dentures come from the patient and before being returned to the patient. Each cycle of microwave disinfection was performed at 650 W for one of the following irradiation times: 1 minute ( $T_1$ ), 2 minutes ( $T_2$ ), 3 minutes ( $T_3$ ), 4 minutes ( $T_4$ ) or 5 minutes ( $T_5$ ). Control group ( $T_0$ ) specimens were subjected to mechanical tests without being disinfected. The flexural strength values of the materials were determined using a testing machine MTS-810 at a crosshead speed of 5 mm/minute using a three-point bending fixture with a span of 50 mm. Thereafter, one fragment of specimen was submitted to Vickers microhardness test. The values were determined by using a 25 gf

load, after 30 seconds contact. Twelve hardness measurements were taken on each specimen and the average was then calculated. The flexural and hardness values were submitted to ANOVA and Tukey's test ( $P=0.05$ ). The results demonstrated that microwave disinfection produced an increase in flexural strength mean values for material **K** ( $T_0= 32.72$  MPa;  $T_1= 36.86$  MPa;  $T_2= 42.12$  MPa;  $T_3= 42.14$  MPa;  $T_4= 40.71$  MPa;  $T_5= 44.59$  MPa). However, a statistically significant ( $P<0.05$ ) increase in the flexural strength was found between  $T_5$  and  $T_0$ . For material **L**, there was no significant ( $P>0.05$ ) difference regarding to  $T_0$ . However,  $T_2$  (44.39 MPa) flexural strength mean value was significantly lower than those of  $T_3$  (61.76 MPa) and  $T_5$  (57.35 MPa), while  $T_3$  (61.76 MPa) mean value was significantly higher than those of  $T_2$  (44.39 MPa) and  $T_4$  (51.36 MPa). The flexural strength mean values of materials **TR**, **UGH** and **NT** were not significantly ( $P>0.05$ ) affected by microwave disinfection. For material **K**, the hardness values of  $T_3$  (5.77 VHN),  $T_4$  (6.36 VHN) and  $T_5$  (7.03 VHN) were significantly higher than that of  $T_0$  (3.03 VHN). The resin **UGH** had a significant increase in hardness mean values of  $T_4$  (10.77 VHN) and  $T_5$  (11.01 VHN) compared with that of  $T_0$  (7.91 VHN). For material **NT**, only the hardness of  $T_5$  (6.94 VHN) was significantly higher than  $T_0$  (4.02 VHN). The material **L** hardness mean values were not significantly ( $P>0.05$ ) affected by irradiation times when compared to that of  $T_0$ . Nevertheless, this resin showed a significant increase in hardness mean value of  $T_3$  (19.84 VHN) compared to those of  $T_2$  (17.61 VHN),  $T_4$  (17.44 VHN) and  $T_5$  (17.54 VHN). Regardless of irradiation time used, the flexural strength and hardness of the materials evaluated were no detrimentally affected by microwave disinfection.

Keywords: Acrylic resins; microwave; disinfection; hardness; flexural strength.