

**ULISSES ELIEZER SALOMÃO**

**ESTUDO DA SORÇÃO E SOLUBILIDADE EM ÁGUA DE RESINAS  
ACRÍLICAS POLIMERIZADAS PELAS TÉCNICAS DE MICROONDAS,  
CONVENCIONAL, PRESSÃO E CALOR.**

**Belo Horizonte - MG  
Faculdade de Odontologia da UFMG  
2001**

**ULISSES ELIEZER SALOMÃO**

**ESTUDO DA SORÇÃO E SOLUBILIDADE EM ÁGUA DE RESINAS  
ACRÍLICAS POLIMERIZADAS PELAS TÉCNICAS DE MICROONDAS,  
CONVENCIONAL, PRESSÃO E CALOR.**

**Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado da  
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de  
Minas Gerais, como parte dos requisitos para obtenção  
do Título de Mestre em Odontologia.**

**Área de concentração: Materiais Dentários.**

**Orientador:**

**Prof. Dr. João Maurício Lima de Figueiredo Mota  
Faculdade de Odontologia da UFMG**

**Co-orientador:**

**Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen  
Faculdade de Odontologia da UFMG**

**Belo Horizonte - MG  
Faculdade de Odontologia da UFMG  
2001**

## **DEDICATÓRIAS**

Dedico este trabalho, primeiramente, a **Deus**, por estar comigo em todos os momentos.

Aos meus pais João e Clair, que com renúncia, fé, amor, carinho e honestidade, souberam indicar-me o caminho a ser seguido.

A minha esposa Marisa, pelo regozijo de tê-la como companheira, pelo amor, incentivo, compreensão e pela forma abnegada com que conduziu o nosso lar, para que este objetivo fosse alcançado.

Aos meus filhos João Luiz e Paula, pelo amor que lhes tenho e estímulo constante para os meus ideais.

Aos meus irmãos Douglas, Kleber, Wagner, Élcio, Jeferson, Márcio e Magda, pela nossa união e amizade.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador Prof. Dr. João Maurício Lima de Figueiredo Mota, pela confiança em mim depositada, incentivo contínuo, espírito crítico e empenho, os quais tornaram possível a realização deste trabalho.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Wellington Correa Jansen, pelo incentivo, compreensão e apoio na execução desse experimento.

Ao meu “irmão” Humberto Corrêa de Almeida e sua esposa Giuliana, por todo o companheirismo, afeto, espírito alegre e convivência agradável, disponibilizando seu laboratório de prótese particular nos finais de semana, para que esse trabalho fosse agilizado. O meu muito obrigado de coração.

Aos Profs. Heraldo Dias Ribeiro, Fernando de Carvalho Oliveira, Fernando Lapertosa Varela e Weber Viana Novaes, que me deram o exemplo de conduta na profissão de cirurgião-dentista e me incentivaram no caminho do magistério, a minha gratidão.

Ao Prof. Eduardo Lemos de Souza pela amizade, ajuda e apoio na consolidação desse trabalho.

Ao Prof. Arnaldo de Almeida Garrocho, como primeiro professor do curso e sempre incentivador.

Ao meu colega e amigo do mestrado José Flávio Batista Gabrich Giovanini, talento promissor em sua área, meu eterno obrigado pelo carinho, companheirismo e camaradagem.

Aos amigos do mestrado Emílio Akaki, Allisson Discacciati, Maria Antonieta Siqueira e Maria Helena Santos, pela amizade, incentivo e ajuda.

Ao Prof. Dr. Sergio Carvalho Costa, pela amizade, incentivo e contribuição no decorrer desse trabalho.

Aos professores e colegas da Prótese Removível Célio Soares de Oliveira Junior, Euro Eustáquio Sandy, José Mário Netto Soares e Juvenil Diniz Ferreira pela amizade, colaboração e o convívio agradável.

Aos Profs. Marcelo de Paula Machado, Ricardo Santiago Gómez e Vagner Rodrigues dos Santos, pela amizade e contribuição prestada.

Às Profs. Maria Elisa Souza e Silva e Elen Marise Oletto, pelo apoio e contribuição.

Aos Profs. da Escola de Engenharia, Herman Mansur, Marivalda Pereira e Rodrigo Oréfice, obrigado por expandir os meus horizontes com seus valiosos conhecimentos.

Às Profs. Dras. Emilia Sakurai e Ana Maria Amaral, professoras das disciplinas de Estatística e Didática de Ensino Superior, respectivamente, pelo convívio agradável.

Ao Prof. Marco Aurélio Fraga pelo incentivo e ajuda no início do nosso trabalho.

À Prof. Juliana Mambrini pela contribuição na análise estatística dos resultados.

Ao Departamento de Odontologia Restauradora, primeiramente chefiado pelo Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen e posteriormente pelo Prof. Dr. Luiz Thadeu de Abreu Poletto, pela liberação de parte de minha carga horária junto aos alunos de graduação.

Ao Colegiado de Pós-Graduação na pessoa de sua Coordenadora Isabela Almeida Pordeus e funcionárias Vanessa e Silvia, pela competência e atenção dedicada.

Aos amigos de todas as horas Carlos Roberto Caldeira Brant, Hélio Henrique de Araújo Brito, Heloísio de Resende Leite, Mona Abad Santos Leite e Paulo Marcos da Silveira Leite, pelo apoio nos momentos difíceis.

Aos amigos Alfredo José dos Santos, Advar e Lúcio, do Laboratório Globo, pelas sugestões apresentadas; e também Weber Novaes, técnico em Prótese da FOUFGM, pela contribuição prestada.

À Clássico Produtos Odontológicos, na pessoa do Sr. José de Barros e seu representante para o Estado de Minas Gerais, Sr. Narciso, pela acolhida, apoio, sugestões e pela doação de materiais utilizados em nosso trabalho.

A todos a todas as pessoas que colaboraram direta ou indiretamente para a realização desse trabalho.

## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE TABELAS	
RESUMO	
ABSTRACT	
1 INTRODUÇÃO .....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA .....	4
3 PROPOSIÇÃO .....	41
4 MATERIAL E MÉTODOS .....	42
4.1 Material .....	42
4.2 Métodos .....	43
4.2.1 Obtenção dos corpos de prova .....	43
4.2.1.1 Processamento do Grupo I .....	44
4.2.1.2 Processamento do Grupo II .....	48
4.2.1.3 Processamento do Grupo III .....	53
4.2.2 Seqüência de Testes .....	55
4.2.2.1 Obtenção da massa condicionada .....	55
4.2.2.2 Molhamento dos corpos de prova .....	57
4.2.2.3 Recondicionamento dos corpos de prova .....	58
4.2.3 Cálculo e expressão dos resultados .....	58
4.2.3.1 Sorção de água .....	58
4.2.3.2 Solubilidade em água .....	59
5 RESULTADOS .....	60
5.1 Análise Descritiva e Exploratória .....	60
5.2 Comparação dos Tratamentos .....	63
5.2.1 Resultados .....	63
5.2.1.1 Sorção .....	63
5.2.1.2 Solubilidade .....	65
6 DISCUSSÃO .....	66
7 CONCLUSÕES .....	79
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	80
9 ANEXOS .....	90
9.1 Pesagens dos corpos de prova – microondas (em g) .....	90
9.2 Cálculo do volume dos corpos de prova – microondas (em mm <sup>3</sup> ) .....	91
9.3 Microondas – Resultados Finais .....	93
9.4 Pesagens dos corpos de prova – convencional (em g) .....	94
9.5 Cálculo do volume dos corpos de prova – convencional (em mm <sup>3</sup> ) .....	95
9.6 Convencional – Resultados Finais .....	97
9.7 Pesagens dos corpos de prova – pressão e calor (em g) .....	98
9.8 Cálculo do volume dos corpos de prova – pressão e calor (em mm <sup>3</sup> ) .....	99
9.9 Pressão e Calor – Resultados Finais .....	101

## LISTA DE ABREVIATURAS

°C	Grau Celsius
µg	Micrograma
ADA	American Dental Association
cc	Centímetro Cúbico
cm	Centímetro
de	Diâmetro externo
di	Diâmetro interno
e	Espessura
EGDM	Etilenoglicol Dimetacrilato
FDI	Fédération Dentaire Internationale
g	Grama
Hz	Hertz
IBM	Isobutil Metacrilato
ISO	International Standard Organization
kgf	Quilograma-força
m	Massa
MAA	Ácido Metacrílico
mg	Miligrama
MHz	Megahertz
ml	Mililitro
mm	Milímetro
MMA	Metilmetacrilato
nm	Nanômetro
PMMA	Polimetilmetacrilato
PTR	Prótese Total Removível
V	Volume
W	Watt
W <sub>sl</sub>	Valor de Solubilidade
W <sub>sp</sub>	Valor de Sorção

## LISTA DE FIGURAS

<i>Fig. 4.1 Matriz sugerida pela ISO</i> .....	44
<i>Fig. 4.2 Matriz de borracha</i> .....	44
<i>Fig. 4.3 Mufla para microondas</i> .....	45
<i>Fig. 4.4 Muralha de gesso</i> .....	45
<i>Fig. 4.5 Prensa hidráulica</i> .....	46
<i>Fig. 4.6 Matriz incluída</i> .....	46
<i>Fig. 4.7 Resina para microondas</i> .....	47
<i>Fig. 4.8 Preenchimento da mufla com a resina</i> .....	47
<i>Fig. 4.9 Prensa hidráulica com mufla para microondas</i> .....	47
<i>Fig. 4.10 Aparelho de microondas</i> .....	48
<i>Fig. 4.11 Mufla metálica</i> .....	49
<i>Fig. 4.12 Polimerizadora térmica</i> .....	49
<i>Fig. 4.13 Muralha de gesso</i> .....	49
<i>Fig. 4.14 Prensa Manual</i> .....	49
<i>Fig. 4.15 Matriz incluída</i> .....	50
<i>Fig. 4.16 Resina convencional</i> .....	51
<i>Fig. 4.17 Preenchimento da mufla com a resina</i> .....	51
<i>Fig. 4.18 Prensa hidráulica com mufla metálica</i> .....	52
<i>Fig. 4.19 Pneumo-termo polimerizadora hidráulica</i> .....	53
<i>Fig. 4.20 Corpo de prova após prensagem</i> .....	55
<i>Fig. 4.21 Corpo de prova após acabamento</i> .....	55
<i>Fig. 4.22 Dessecador</i> .....	56
<i>Fig. 4.23 Balança analítica</i> .....	56
<i>Fig. 4.24 Marcação das amostras</i> .....	57
<i>Fig. 4.25 Medida do diâmetro externo</i> .....	57
<i>Fig. 4.26 Medida do diâmetro interno</i> .....	57
<i>Fig. 4.27 Medida da espessura</i> .....	57
<i>Fig. 4.28 Molhamento dos corpos de prova</i> .....	58
<i>Fig. 5.1 Gráfico de Comparação dos Grupos - Sorção</i> .....	61
<i>Fig. 5.2 Gráfico de Comparação dos Grupos - Solubilidade</i> .....	62
<i>Fig. 5.3 Gráfico de Comparação de Médias - Sorção</i> .....	64



## LISTA DE TABELAS

<i>Tabela 5.1</i>	<i>Estatísticas descritivas</i> .....	60
<i>Tabela 5.2</i>	<i>Estatísticas descritivas por Grupo – Sorção</i> .....	61
<i>Tabela 5.3</i>	<i>Estatísticas descritivas por Grupo – Solubilidade</i> .....	62
<i>Tabela 5.4</i>	<i>Análise de Variância – Sorção</i> .....	63
<i>Tabela 5.5</i>	<i>Análise de Variância – Solubilidade</i> .....	65

## RESUMO

Estudou-se neste trabalho as vantagens e desvantagens de três técnicas de polimerização de resinas para base de PTR, a saber: energia de microondas (M), banho de água convencional (TC) e banho de água e pressão (TP), analisando as propriedades físicas de sorção e solubilidade em água. Foram confeccionados 30 corpos de prova de  $66,0 \pm 0,1$  mm de diâmetro externo,  $50,0 \pm 0,1$  mm de diâmetro interno e  $5,0 \pm 0,5$  mm de espessura, assim divididos: 10 TC, 10 TP e 10 M. Para a avaliação da sorção de água, os corpos de prova foram colocados em um suporte dentro de um dessecador com sílica gel e introduzidos em uma estufa a  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  e pesados regularmente até se conseguir uma massa constante. Os corpos de prova foram medidos com um paquímetro digital em três vezes o seu diâmetro externo e interno e cinco vezes a sua espessura, e armazenados em água deionizada a  $37^{\circ}\text{C}$  por 7 dias  $\pm$  2 horas. Após este tempo, foram pesados e medidos novamente, concluindo o teste de sorção. Para o teste de solubilidade, os corpos de prova foram colocados novamente no dessecador contendo sílica gel, introduzidos dentro da estufa e recondicionados a massa constante. As resinas utilizadas para os testes foram: Clássico® (TC e TP) e Ondacryl® (específica para microondas - M), ambas produzidas pela Clássico Artigos Odontológicos. Pela análise estatística dos resultados, podemos concluir que os corpos de prova, independentemente das técnicas de polimerização (TC, TP e M) apresentaram níveis de sorção e solubilidade em água compatíveis com um bom desempenho clínico e de acordo com a especificação n° 1567 da ISO, e que a técnica de microondas possui a vantagem da redução de tempo no ciclo de polimerização das resinas para base de PTR.

## **ABSTRACT**

The objective of this work was to evaluate the advantages and disadvantages of three polymerization techniques for denture base resins: microwave energy (M), conventional water bath (TC) and water bath under pressure (TP), in order to analyze the physical properties of sorption and solubility in water. There were made 30 samples of  $66,0 \pm 0,1$  mm external diameter,  $50,0 \pm 0,1$  mm internal diameter and  $5,0 \pm 0,5$  mm thickness, divided in 10 TC, 10 TP and 10 M. In order to evaluate sorption, the samples were placed in the rack inside one desiccator containing freshly dried silica gel and stored in the oven at  $37 \pm 1$  °C. Those samples were weighted regularly until all the masses became constant. With a digital caliper, three measures of the external and internal diameters and five of the thickness were made, and the samples were stored in deionized water at 37°C during 7 days  $\pm$  2 hours. After such time the samples were weighted and measured again, concluding the sorption test. The samples were inserted again into the desiccator with silica gel and stored in the oven to get to the reconditioned mass in order to test the solubility. The resins used for testing were Clássico® (TC and TP) and Ondacryl® (microwave's original - M) both of Clássico Artigos Odontológicos. Through the statistical analyzes of results there may be concluded that independently of the polymerization techniques (TC, TP and M) the samples showed sorption and solubility levels in accordance with the ISO specification nº 1567, and that the microwave technique has the advantage of time sparing in denture construction.

## 1 INTRODUÇÃO

O progresso da Odontologia nos últimos anos tem sido extraordinário quanto ao tratamento do desdentado total ou parcial. As alterações da função mastigatória decorrentes da ausência dos dentes têm feito com que estes indivíduos busquem alternativas que lhes restituam esta função. A reabilitação por intermédio da confecção de próteses odontológicas tem representado uma opção bem sucedida para esta finalidade.

Uma prótese total removível é constituída de dentes artificiais que são montados em uma base (PHILLIPS, 1993). Além do suporte, a base é responsável também pela retenção e distribuição das forças mastigatórias ao rebordo subjacente. Sua adaptação, também, é fundamental para os requisitos de conforto, estética e função, comuns a todos os trabalhos reabilitadores (PHILLIPS, 1993).

Até 1936, o material mais utilizado para a confecção de bases protéticas era um produto originado da vulcanização da borracha, método desenvolvido pela GoodYear, que apesar de boas propriedades físicas, deixava a desejar em relação à estética, sendo sua cor original vermelho escura. Entretanto, de acordo com MUTLU, HARRISON, HUGGETT (1989), estas eram duráveis, leves, de fácil confecção e de baixo custo.

Com o aparecimento das resinas acrílicas em 1937, surgiu uma nova realidade em relação às próteses. Em pouco tempo, por volta de 1940, a maioria das próteses feitas nos EUA era confeccionada com Polimetilmetacrilato (PMMA), segundo PEYTON (1975).

As resinas foram objeto de muitas pesquisas, desde que foram introduzidas no mercado odontológico. Desde então, surgiram novos tipos de resinas e com diferentes particularidades. Características como sorção de água, estabilidade dimensional, grau de solubilidade, resistência transversal, porosidade, temperatura de transição vítrea, grau de adaptabilidade, técnicas de manipulação, resistência ao impacto, teste de deflexão, estabilidade de cor e outras propriedades das resinas têm sido analisadas (SCHOONOVER & SWEENEY, 1938; PEYTON & MANN, 1942; SKINNER, 1949;

CHEVITARESE, CRAIG & PEYTON, 1962; STAFFORD & SMITH, 1968; CARVALHO, 1972; PEYTON, 1975).

Em dezembro de 1940, a American Dental Association (ADA) determinou algumas especificações para as resinas acrílicas quanto à metodologia de manuseio, inspeção e testes, critérios de armazenamento, critérios quanto às suas propriedades e outras generalidades (Council of Dental Materials and Devices, 1975).

A partir da década de 50, estudos significativos das resinas odontológicas foram acrescentados aos já existentes. A normatização de seu uso deu-se na década de 70, quando o “Council of Dental Materials and Devices” definiu uma série de critérios ligados às resinas, que foram fundamentados na especificação nº 12 da American Dental Association.

As resinas hoje apresentam uma série de características desejáveis que as tornam aceitáveis, embora seus requisitos ainda não sejam os ideais. Segundo PHILLIPS (1993) a resina odontológica ideal deve apresentar similaridade aos tecidos bucais que pretende substituir, ser impermeável aos fluídos bucais, possuir estabilidade dimensional durante todas as etapas de utilização, e não sofrer alterações de cor ou aparência após sua polimerização.

Dentre as várias propriedades físicas e características das próteses confeccionadas com resinas, são importantes a sorção de líquidos e a solubilidade. Uma modificação desses requisitos advindos dos processos de polimerização e durante o seu uso poderá trazer conseqüências indesejáveis, como instabilidade de cor, perda de elementos constituintes, alterações dimensionais, odor desagradável (TAYLOR, 1941; PEYTON & MANN, 1942; HARMAN, 1949; PHILLIPS, 1993; RIZZATI-BARBOSA, CURY & PANZERI, 1995; MIETTINEN & VALLITTU, 1997; BRAUN et al., 2000).

Segundo alguns pesquisadores como PEYTON & MANN (1942), SKINNER & CHUNG (1952), GRUNEWALD, PAFFENBARGER & DICKSON (1952), as resinas possuem a propriedade de sorver água, quando imersas em líquidos durante certo período de tempo, por causa da polaridade dos seus polímeros e do fenômeno de difusão. Esta sorção de água acarretaria uma expansão que compensaria a contração da resina ocorrida durante o processo de polimerização. Esta expansão seria em torno de

0,3% linearmente, segundo SWEENEY, PAFFENBARGER & BEALL (1942). CAMPBELL (1956) verificou uma maior adaptação das próteses, decorrido o período de 3 meses de uso após sua confecção.

Por outro lado, temos também a solubilidade da resina em água, fenômeno que poderia estar ligado à perda de elementos constituintes através do lixiviamento (BRADEN, 1964 e BRADEN & WRIGTH, 1983).

Desde o surgimento da resina acrílica, várias modificações em sua composição e técnicas de polimerização têm sido desenvolvidas, tentando melhorar suas propriedades físicas, químicas e biológicas, no uso como base para próteses totais removíveis. Assim, surgiram vários tipos de resinas com reações de co-polimerização, ativação por luz ou calor, com diferentes ciclos de polimerização (curto ou longo), técnicas de injeção fluida, sob pressão e outras. Em 1968, NISHII desenvolveu um método de polimerização através da irradiação por microondas. Segundo seu experimento, o tempo da reação foi diminuído, houve um aquecimento por igual da base, encontrou-se pouca porosidade e as propriedades físicas foram semelhantes às do processo comum.

Como uma baixa solubilidade e sorção de água são alguns dos fatores inerentes ao sucesso de uma PTR, já que estas propriedades influenciam na estabilidade dimensional e adaptação da prótese na mucosa, este trabalho tem como objetivo verificar e comparar uma resina acrílica termicamente ativada polimerizada pelos processos de banho de água com e sem pressão, com uma resina desenvolvida para ser polimerizada por energia de microondas usando um forno próprio.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

Existe uma numerosa literatura a respeito da polimerização de resinas acrílicas para base de prótese total removível (PTR). Na seguinte revisão, um número limitado de artigos pertinentes será discutido quanto ao desenvolvimento e uso das resinas acrílicas como material para base de PTR, dando especial atenção às suas propriedades de sorção e solubilidade em água.

SWEENEY & SCHOONOVER (1936) estabeleceram um projeto experimental a fim de desenvolver métodos e testes de análise dos materiais para base de próteses. Investigaram as propriedades físicas e químicas dos seguintes materiais: borracha, resina vinílica, resina de formaldeído e compostos de celulose. Os materiais foram moldados ou polimerizados na forma de lâminas de aproximadamente 250 mm de comprimento, 65 mm de largura e 10 mm de espessura e, o acabamento da superfície foi feito com lixa de papel. O tempo de processamento e a temperatura usada na preparação dos corpos de prova seguiram as especificações do fabricante para cada material. Em seguida, as amostras foram mergulhadas em álcool, depois em éter, para a remoção da água da superfície e de algum filme de óleo que poderia estar presente. Imediatamente após este procedimento, as amostras foram pesadas e imersas em água em um recipiente fechado à temperatura ambiente. As amostras foram removidas para serem pesadas nos períodos de 1, 2, 3, 7, 22 e 27 semanas. O teste consistia em: a) remoção das amostras do recipiente com água; b) imersão em álcool; c) imersão em éter e d) pesagem. Todo o ganho de peso foi atribuído à sorção de água. Verificaram, dentre outras propriedades, que todos os materiais aumentaram de peso durante o armazenamento até o final do teste, e que o aumento para os compostos de celulose foi maior em comparação com o dos outros tipos de materiais.

SCHOONOVER & SWEENEY (1938) descreveram algumas propriedades de resinas termicamente ativadas, demonstrando que diversos fatores inerentes às propriedades das resinas poderiam influenciar seriamente no resultado final da prótese. Neste experimento concluíram que ocorriam polimerizações parciais no armazenamento do material e que este aspecto poderia alterar as propriedades físicas da prótese concluída.

Constataram também que a temperatura de polimerização era muito importante, pois influenciava no resultado final da polimerização e em propriedades como a cor e a dureza da prótese. Verificaram ainda que métodos como cromatografia e solubilidade em acetona poderiam ser utilizados para determinar respectivamente a aparência estética e o grau de polimerização da resina.

SWEENEY (1939) pesquisando sobre resina acrílica, referiu-se ao tempo de armazenamento em água, ao tempo de polimerização, à estabilidade de cor, à alteração dimensional e às propriedades mecânicas, como resistência e dureza, concluindo que as resinas teriam propriedades melhores do que a vulcanite. Para o teste de estabilidade dimensional, as próteses confeccionadas com resina acrílica foram armazenadas por 60 dias a uma umidade relativa constante de 32% para obtenção de uma massa estabilizada. Após este período as próteses foram imersas em água destilada a 37° C por 27 dias. Os resultados dos testes mostraram que as próteses secas expandiam quando imersas em água e as próteses molhadas contraíam em contato com o ar. Foi verificado ainda que, quando as próteses eram sujeitas ao molhamento e à secagem, elas retornavam aproximadamente à sua dimensão original.

Em dezembro de 1940, a American Dental Association (ADA), citada por publicação do COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES, determinou algumas especificações para as resinas acrílicas quanto aos seguintes itens: tipos de materiais já propostos, metodologia de manuseio, inspeção e testes, critérios de armazenamento, critérios relativos às suas propriedades e outras generalidades.

TAYLOR (1941) descreveu algumas propriedades das resinas acrílicas em relação às bases de borracha e resinas de fenolformaldeído. Quanto à resistência à tração, considerou-as iguais às de borracha. Quanto à resistência ao impacto, as de acrílico foram menos resistentes do que as de borracha, mas muito mais resistentes do que as de fenolformaldeído. Quanto ao teste de resistência transversal, a borracha foi superior ao acrílico. Os valores de dureza do acrílico foram levemente maiores que os da borracha. A estabilidade dimensional do acrílico foi pouco melhor que a do fenolformaldeído, mas pior que a das borrachas. Entretanto, segundo o autor, as experiências clínicas daqueles poucos anos de uso da resina acrílica tinham demonstrado que o teste de



embebição de água não era uma medida de característica depreciativa do material nas condições práticas. Este teste seria mais significativo desde que uma alteração dimensional pronunciada ocorresse paralelamente a embebição de água. A prótese de resina acrílica, durante o ciclo de molhamento e secagem, poderia sofrer alteração dimensional de 1%. Clinicamente, os resultados desse efeito poderiam ser minimizados mantendo-se a prótese molhada.

SWEENEY, PAFFENBARGER & BEALL (1942) analisaram, através de mensurações em pontos pré-estabelecidos, as alterações dimensionais e lineares de próteses confeccionadas com compostos de celulose, borracha e diferentes resinas de metacrilato (contendo copolímeros de estireno e copolímeros vinílicos). Estas medidas foram realizadas na borda posterior das próteses polimerizadas nas seguintes situações: a) logo após sua remoção da mufla; b) depois de sofrerem o processo de dessecação e c) durante diferentes períodos de imersão em água a 37°C. Os materiais que apresentaram maiores distorções foram os de resina de metilmetacrilato e os menores valores foram observados para a borracha. O grau de distorção diminuiu nas amostras armazenadas em água. Os copolímeros de resina acrílica com resinas vinílicas foram mais difíceis de processar do que a resina de metilmetacrilato.

Neste mesmo ano, PEYTON & MANN analisaram algumas propriedades físicas das resinas acrílicas e estireno-acrílicas, dentre elas, as alterações lineares durante e depois do processamento, contração volumétrica e sorção de água. Concluíram que o processamento em banho de água aquecida no intervalo de 60 a 90 minutos foi o mais adequado. Pouca diferença foi encontrada entre as resinas quanto às propriedades físicas. Quanto à vida média, a resina de metilmetacrilato demonstrou maior estabilidade. Para o teste de sorção de água, as amostras foram confeccionadas em forma de disco com 19,05 mm de diâmetro e 6,35 mm de espessura. As amostras, depois de processadas, foram polidas e deixadas na estufa a 50°C por 24 horas, segundo a especificação nº 12 da American Dental Association (o que, segundo os autores, não permitiria o tempo suficiente para o desenvolvimento de uma massa constante). Em seguida, as amostras foram pesadas e imediatamente imersas em água destilada por 7 dias à temperatura ambiente ( $25 \pm 2^\circ\text{C}$ ). No final deste processo, as amostras foram removidas da água, secadas com uma toalha limpa e pesadas uma segunda vez. Com as

diferenças de pesagens obtidas, o percentual de sorção de água foi calculado. Para as resinas acrílicas, a mudança linear total foi de +0,41% e para as de estireno-acrílicas foi de +0,45%. Os autores também procederam ao teste de solubilidade em água, que consistia em deixar as amostras, depois do teste de sorção de água, numa estufa a 50°C por 24 horas, após o que elas foram pesadas novamente. A diferença entre a massa final e a massa da amostra antes do teste de sorção de água representaria a quantidade de ingredientes solúveis em água que foram lixiviados durante o processo. Os autores concluíram que o aumento do tamanho das amostras de resina durante o teste de sorção foi idêntico ao valor da contração de polimerização. Eles acreditavam que as propriedades das resinas poderiam ser satisfatórias na medida em que fossem utilizadas com discernimento, e estando diretamente relacionadas à experiência de quem iria processá-las bem como com as suas propriedades físicas.

SKINNER & COOPER (1943) estudaram a contração de polimerização das bases de próteses e a subsequente expansão que ocorria após a imersão das mesmas em água. Os corpos de prova foram confeccionados usando uma matriz que diagramaticamente representava a secção posterior do arco superior da boca de um paciente desdentado. Foram usadas as técnicas de injeção do molde e de compressão do molde para a polimerização das resinas, utilizando a variação de um tempo curto, com a mufla sob pressão por 30 minutos e 20°C de calor e, utilizando um tempo de 4 horas, com a água a 100°C. A contração de polimerização foi determinada como a porcentagem da diferença linear entre as marcas feitas em um modelo original e em sua impressão depois da amostra completamente polimerizada. Os valores da contração obtidos foram a média de três ou mais medidas; para a técnica de compressão do molde os valores foram de 0,50% para o método curto e 0,36% para o outro método; para a técnica de injeção do molde os valores foram de 0,51% para o método curto e 0,31% para o outro método. O desvio médio foi de  $\pm 0,03\%$ . Todas as amostras foram imersas em água a 37°C durante 3 semanas. Os autores mostraram por experiências anteriores que a imersão em água por mais de 3 semanas era desnecessária, visto que nenhuma alteração significativa de interesse prático acontecia. As diferenças entre as distâncias das marcas antes e depois da imersão em água foram comparadas com as distâncias entre as marcas do modelo original. Os autores concluíram que todas as amostras de resina aumentaram de volume

independente da técnica de polimerização e não havia dúvida de que a prótese de resina acrílica era menor do que o modelo original, pela sua contração durante a polimerização, mas que esta expandia quando imersa em água ou saliva, e que parte da contração era geralmente compensada por suas correspondentes alterações dimensionais.

HARMAN (1949) verificou o efeito do tempo e da temperatura sobre a polimerização de uma resina de metilmetacrilato. Com esta finalidade, submeteu corpos de prova a 3 ciclos de polimerização diferentes e determinou a contração linear dos mesmos, segundo o método de armazenagem: em água destilada a 37°C ou em um dessecador a temperatura ambiente por um período de 19 meses. Observou que as mudanças dimensionais ocorridas nas amostras armazenadas em água diminuíram em função do tempo, e que houve aumento de peso, ao contrário das armazenadas à seco, cujas alterações dimensionais aumentaram com o passar do tempo acompanhadas da perda de peso, tendo ambas alcançado a estabilidade após 2 semanas. O autor concluiu que a técnica de polimerização não alterava o comportamento dimensional da resina, desde que uma polimerização substancial tivesse ocorrido, o que poderia ser demonstrado indiretamente pelas propriedades físicas satisfatórias do material, e que o grau de polimerização conseguido foi em função do tempo e da temperatura dentro da resina, observando também que um ciclo efetivo de polimerização deveria levar em consideração o tamanho e a forma da amostra. Assim, o autor sugeriu que a especificação para este material deveria definir as dimensões dos corpos de prova, para obtenção de resultados uniformes quando o mesmo fosse submetido aos testes.

SKINNER (1949) em uma revisão das características físico-químicas das resinas, descreveu suas vantagens e tipos de processamento e afirmou ainda que as resinas sorvem água e expandem o seu volume após o processamento, quando armazenadas no interior de líquidos.

PEYTON (1950) revisou outros métodos de polimerização que não o banho de água. Estes incluíam: uso de calor seco, por meio de duas prensas eletricamente aquecidas aplicadas a mufla sobre compressão, forno de ar seco, lâmpadas de luz infravermelha como fonte de calor e aquecimento induzido por gerador eletrônico. Ele concluiu que,

considerando todos os fatores, era duvidoso que algum destes métodos tivesse qualquer vantagem real sobre o método do banho de água, e que o controle cuidadoso da temperatura durante o processo permanecia um fator importante a ser considerado.

MCCRACKEN (1952) fez uma avaliação das propriedades das resinas acrílicas quimicamente ativadas e comparou-as com as das resinas termicamente ativadas. Quanto à resistência transversal, as resinas quimicamente ativadas armazenadas em ambiente seco exibiram menor valor quando comparadas às ativadas termicamente armazenadas nas mesmas condições. As resinas quimicamente ativadas, imersas em água a 37°C por 1, 2, 4 e 8 dias, apresentaram maior resistência transversal do que aquelas mantidas a seco.

Também em 1952, SKINNER & CHUNG descreveram os efeitos da sorção de água no grau de retenção de próteses maxilares construídas sob vários modelos. Estas próteses, após a imersão em água por 16, 31 e 56 dias, mostraram um aumento gradual de retenção até aproximadamente 30 dias de imersão, após o que permaneceram constantes. Afirmaram que a contração de polimerização não seria sempre compensada pelo aumento dimensional das próteses após sua imersão em água, e que a alteração da estabilidade dimensional poderia ser apontada como uma desvantagem da resina acrílica.

Neste mesmo ano, GRUNEWALD, PAFFENBARGER & DICKSON estudaram o efeito do processo de prensagem sobre as propriedades das resinas acrílicas para base de PTR. Foram comparadas as técnicas de injeção e compressão do molde, usando uma resina vinílica e outra de metilmetacrilato. Os autores usaram um molde de metal com pontos previamente marcados. As medidas entre as distâncias dos pontos do modelo original foram comparadas com as dos pontos transferidos na reprodução em resina acrílica. Para o teste de sorção de água, os autores pesaram as amostras antes do armazenamento em água à temperatura de 21°C e depois nos intervalos de 21 e 25 dias. O processo de pesagem consistia em remover as amostras da água, enxugá-las com uma toalha por 1 minuto (30 segundos do lado do palato e 30 segundos do lado dos dentes), depois proceder à pesagem. A alteração dimensional acompanhada pela sorção de água durante as três semanas após a polimerização reduziu em 0,40% a contração de

polimerização e aumentou o peso em 1,0%. Analisando estatisticamente os resultados obtidos, os autores concluíram que a precisão dimensional e a estabilidade das próteses concluídas não diferiam significativamente segundo os métodos de prensagem a que foram submetidas. A dureza, a resistência transversal e a sorção de água das resinas empregadas foram praticamente as mesmas, independentemente da técnica, e ambas as técnicas produziram próteses igualmente satisfatórias.

CAMPBELL (1956) reportou os efeitos da sorção de água na retenção das bases de prótese. A partir de um modelo desdentado superior em alumínio, foram confeccionadas 9 bases de prótese bem justapostas, sendo 6 delas confeccionadas por compressão dos moldes e 3 por injeção nos moldes, em resina acrílica termicamente ativada. As bases feitas por compressão dos moldes foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 5 e 15 dias, e testes foram realizados nestes períodos. Foi observado que, da fase inicial (antes da imersão) para os testes seguintes, houve um acréscimo de retentividade das bases. As bases feitas por injeção nos moldes foram testadas após 2 e 3 dias de imersão em água à temperatura ambiente. Também nestas foi observado discreto aumento de retenção. Testes clínicos também comprovaram que a sorção de água pode incrementar a retenção das bases de prótese.

SWEENEY (1958) num trabalho de revisão sobre resinas acrílicas, descreveu suas propriedades físicas e químicas e técnicas de processamento (polimerização por banho de água quente, auto-ativação e processamento por injeção). Citou ainda os fatores que afetavam a adaptação das próteses totais, destacando que a resina acrílica tinha uma alteração dimensional no uso clínico devido à quantidade de água que ela absorvia depois do término da polimerização. O autor citou que as pesquisas realizadas na época mostraram que a sorção de água pela resina de polimetilmetacrilato é independente do peso molecular, quando polimerizada a temperaturas abaixo de 70°C.

WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY (1961) estudando próteses confeccionadas com oito marcas comerciais diferentes de resinas acrílicas, uma de poliuretano, uma de copolímero de vinil acrílico, uma resina epóxi e a vulcanite, com relação à sorção de água, constataram que todas as próteses expandiram durante 18 meses de uso clínico e também quando armazenadas em água pelo mesmo período,

exceto a de copolímero de vinil acrílico e a de vulcanite. A expansão causada pela sorção de água não compensou a contração de polimerização, exceto na resina epóxi que expandiu muito mais. A comparação da estabilidade dimensional entre as próteses armazenadas em água e as próteses em uso, confeccionadas com o mesmo material, mostrou pequena diferença sem significado clínico.

CHEVITARESE, CRAIG & PEYTON (1962) estudaram as propriedades de vários materiais plásticos para base de PTR, onde a resina acrílica foi comparada a outros três grupos: resinas epoxi, resinas vinílicas e o estireno. Os testes de sorção e solubilidade em água foram realizados de acordo com a especificação nº 12 da American Dental Association. Eles observaram que todos os grupos de materiais absorviam diferentes quantidades de água, sendo que a resina acrílica absorveu a maior quantidade ( $0,69 \text{ mg/cm}^2$ ), porém menos do que o limite especificado pela ADA ( $0,7 \text{ mg/cm}^2$ ). No teste de solubilidade, os autores citaram que o valor encontrado de solubilidade para a resina acrílica ( $0,02 \text{ mg/cm}^2$ ) ficou abaixo do máximo permitido pela especificação ( $0,04 \text{ mg/cm}^2$ ). A solubilidade em água de vários plásticos foi baixa, indicando que o grau de solubilidade tem um efeito pequeno na mudança de dimensões.

Neste mesmo ano, ANTHONY & PEYTON testaram vários materiais disponíveis para confecção de PTRs em relação à precisão dimensional dos mesmos. Com esse objetivo, confeccionaram próteses totais removíveis e avaliaram sua adaptação, registrando os contornos e comparando-os com aqueles do modelo de impressão. Para determinar as mudanças que poderiam ocorrer durante um período de 8 meses armazenadas na água, as próteses de cada grupo de materiais foram medidas em regiões previamente estabelecidas, utilizando um comparador modificado, um dispositivo pantográfico que mediu a diferença entre os novos contornos e os contornos originais. Eles concluíram que as PTRs que apresentaram melhor precisão de adaptação foram as confeccionadas com resinas quimicamente ativadas, devido a menor tensão induzida durante o processo de polimerização à baixa temperatura. As resinas termicamente ativadas não foram tão perfeitas. As resinas polimerizadas com injeção do molde apresentaram maior contração quando comparadas com as dos outros grupos. Foi verificado que as próteses, quando armazenadas em água por 8 meses, apresentaram uma melhora de sua adaptação sobre o modelo-mestre.

WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY (1963) trabalharam com propriedades físicas de 12 tipos de materiais orgânicos para base de PTR. Os testes de sorção de água e solubilidade foram realizados seguindo a especificação nº 12 para resinas para base de PTR da American Dental Association. Nos testes de absorção de água, as amostras de resinas acrílicas atingiram o equilíbrio com a água em 24 horas, tiveram o menor índice de sorção ( $0,2 \text{ mg/cm}^2$ ) e mostraram a menor alteração dimensional (0,3%) quando armazenadas em água ou em uso. A quantidade de sorção de água não pôde ser correlacionada com a deformação das próteses na boca, no entanto, a quantidade de absorção de água afetou a resistência a endentação, estresse, resiliência, dureza e alterações dimensionais. Geralmente, quanto maior a absorção de água, maior a redução nas propriedades citadas acima. As pequenas diferenças de solubilidade entre as resinas ( $0,00$  e  $0,01 \text{ mg/cm}^2$ ) não se refletiram clinicamente nas próteses ou no estado dos tecidos moles abaixo delas examinados visualmente.

BRADEN (1964) constatou que a sorção e a perda de água pela resina acrílica obedece às leis matemáticas de difusão, significando a existência de dois parâmetros físicos necessários para definir estes processos, chamados coeficiente de difusão e equilíbrio de concentração. O coeficiente de difusão controla somente o tempo necessário para saturar ou secar um material, sendo claramente uma propriedade física de grande importância, porque acarreta uma alteração dimensional. O teste utilizou amostras retangulares de resina acrílica convencional de cor rosa, com dimensões de 7,5 cm por 2,54 cm e em seis espessuras diferentes. As amostras foram imersas em um tubo de ensaio contendo água destilada a  $37 \pm 2^\circ\text{C}$  controlada termostaticamente, e foram pesadas nos intervalos de 1 dia, 1 semana, 1 mês e 1 ano. O autor citou que o tempo de 48 horas de imersão em água das próteses, antes de sua incorporação, era inadequado, especialmente se a água usada estivesse fria, o que não permitiria uma saturação conveniente. O autor concluiu que a temperatura tem um efeito evidente no coeficiente de difusão, mas não altera o equilíbrio de concentração, portanto, o tempo requerido para saturar ou secar um material dependia diretamente da temperatura.

STAFFORD & SMITH (1968) descreveram testes de tração e resistência transversal em quatro polímeros para base de PTR. As amostras foram confeccionadas em dois tamanhos: 65 mm x 62 mm x 5 mm e 50 mm x 50 mm x 8 mm. As amostras foram

acabadas e polidas com lixa d'água. Em seguida, 45 amostras de cada material foram condicionadas a 20°C por um mês em dessecador contendo pentóxido fosfórico, para se conseguir a perda de todo o conteúdo de água, e as amostras restantes foram similarmemente armazenadas em água a 20°C em dessecador para representar o estado de completa saturação. As amostras foram então testadas em equipamento próprio para se medir a tração. Os resultados dos testes mostraram que todos os materiais apresentaram baixa resistência após a sorção de água, mas ainda estavam dentro dos limites da especificação da *Fédération Dentaire Internationale* (FDI).

A primeira referência ao uso da energia de microondas para polimerização de materiais para base de PTR foi feita por NISHII em 1968. Ele percebeu que havia um problema na reflexão da energia de microondas por frascos metálicos. Para compensar isso ele usou frascos que continham orifícios em várias posições. Na maior parte dos casos ocorreu, ou uma polimerização incompleta, por falta da penetração de microondas, ou uma severa porosidade, devido ao rápido aquecimento das resinas. Contudo, o método era capaz de produzir amostras de resinas acrílicas com propriedades físicas e mecânicas similares às amostras polimerizadas por banho de água, pelo uso de um frasco com orifícios para a prótese e pela colocação de um recipiente contendo 76 ml de água dentro do forno ao mesmo tempo. O objetivo da água era absorver uma grande quantidade de energia da microonda, reduzindo desta maneira a potência. As amostras irradiadas por 10 minutos mostraram melhor adaptação. De um modo geral, as amostras armazenadas em água a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  por 24 dias apresentaram melhor adaptabilidade do que as amostras secas.

Ainda em 1968, BEVAN & EARNSHAW estudaram a influência do isolante em relação à solubilidade e à sorção de água apresentada por três tipos de resinas termicamente ativadas. Usaram para o teste folha de estanho, solução à base de alginato e uma placa de vidro como meio separador. Foram utilizados dois ciclos de polimerização para cada resina: a) 70°C por 1 hora seguido por 1 hora a 100°C e b) 70°C por 14 horas. Após o resfriamento lento das muflas à temperatura ambiente, uma parte das amostras sofreu acabamento e polimento e as restantes permaneceram com a superfície original. As amostras foram armazenadas em água destilada a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  por um mês e após este tempo observadas em relação à presença ou ausência de frinchas



quando submetidas ao teste de 3 ciclos de imersão em metilmetacrilato por 5 segundos alternada com secagem ao ar por 30 segundos. Em seguida cada amostra foi examinada em um microscópio de luz transmitida com aumento de 40X. Verificaram que as resinas com ligações cruzadas apresentaram menor sorção de água, e que o acréscimo de sorção de água encontrava-se relacionado com o seu gradiente de concentração no interior da resina e não com o tipo de isolante utilizado.

BEVAN & EARNSHAW (1969) avaliaram a influência da sorção de água nas rachaduras de próteses totais confeccionadas em resina acrílica. Utilizaram 2 resinas: uma composta por polímero linear e outra com ligações cruzadas. Para ambas utilizaram, como meio separador na inclusão, o alginato e folha de estanho de 0,0254 mm. Dez próteses de cada resina foram confeccionadas com tamanho e espessura padronizados, com dentes de porcelana e método convencional de polimerização (70°C / 14 horas). Após seu polimento, foram imersas em água a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ , por quatro semanas, após o que foram secas com toalhas. Uma prótese de cada grupo foi submetida ao teste de fratura, enquanto que as demais eram expostas ao meio ambiente, a  $20 \pm 1^\circ\text{C}$  e  $50 \pm 5\%$  de umidade relativa. Observaram que as próteses confeccionadas com polímeros com ligações cruzadas demonstraram menor número de frinchas do que as do outro grupo, quando examinadas macroscopicamente. Quando as próteses encontravam-se parcialmente secas, sua resistência às rachaduras pôde ser restaurada através da sua imersão em água à temperatura ambiente por 12 horas.

GOTUSSO, BRASSESCO & BEIGELIS (1969) verificaram a sorção de água em resinas acrílicas polimerizadas por banho de água, com e sem tratamento superficial, tratamento este que consistia na imersão das amostras em monômero aquecido a  $100^\circ\text{C}$  por 1 minuto e secagem ao ar fresco por 10 minutos. As amostras de resina termicamente ativadas foram preparadas segundo a especificação nº 3 da FDI. Quando a massa constante foi obtida, as amostras foram pesadas. Eles concluíram que, após a imersão em água destilada por 24 horas a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ , as amostras sem o tratamento de polimento atingiram o mais alto valor de sorção de água da especificação ( $0,7 \text{ mg/cm}^2$ ), e as amostras que foram submetidas ao polimento químico mostraram valores mais baixos (aproximadamente  $0,1 \text{ mg/cm}^2$ ).

GOODKING & SCHULTE (1970) estudaram a precisão dimensional de resinas quimicamente ativadas e termicamente ativadas utilizadas na confecção das bases de próteses. Usaram um modelo mestre Invar®, a partir do qual confeccionaram 30 amostras de prótese total, 15 para cada resina, sobre as quais nove diferentes mensurações tridimensionais foram realizadas. Todas as amostras foram ainda armazenadas em água por 6 meses. Concluíram que as amostras de ambas as resinas sofreram distorções. A quimicamente ativada apresentou maior distorção comparativamente. Não observaram diferenças estatisticamente significativas entre as distorções sofridas após a polimerização e após a armazenagem em água. Consideraram que para ambas as resinas estas alterações não são significativas quando avaliadas clinicamente.

WALTER & GLAYSHER (1972) estudaram as propriedades de 7 marcas comerciais de resinas acrílicas quimicamente ativadas para reparos de próteses totais. Para os testes de sorção de água e solubilidade, as amostras foram confeccionadas em uma matriz de aço com 50 mm de diâmetro e 0,5 mm de espessura e condicionadas a uma massa constante num dessecador. Em seguida, foram imersas em água destilada a 37°C por 24 horas e repesadas após a remoção da umidade superficial. O resultado do teste de sorção de água mostrou que todas as resinas estavam em conformidade com a especificação da British Standards Institution (0,7 mg/cm<sup>2</sup>), e que sorveram menor quantidade de água em relação às resinas termicamente ativadas. As amostras de resina usadas no teste de sorção retornaram ao dessecador até ser obtida uma massa constante. O valor da massa recondicionada foi comparado com o da massa condicionada da mesma amostra antes da imersão em água. A diferença entre as duas pesagens representou a solubilidade do material. Somente uma das resinas acrílicas (Kallodent) conseguiu obter um valor menor de solubilidade (0,007 mg/cm<sup>2</sup>) que o da especificação (0,04 mg/cm<sup>2</sup>).

Em 1972, CARVALHO estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica para bases de aparelhos protéticos totais, indicando uma seqüência de procedimentos ideal para que as alterações fossem as menores possíveis. Relacionou em seu estudo os seguintes fatores: contração térmica de polimerização, porosidade, sorção e perda de água e distorção. O autor verificou que a capacidade de sorção variava de acordo com o tempo de imersão em água, sendo que a estabilidade era alcançada após

um período de 30 a 40 dias. A especificação nº 12 da ADA estabelecia que o aumento de peso não deveria ser maior do que  $0,7 \text{ mg/cm}^2$ , depois da imersão em água por 24 horas a  $25^\circ\text{C}$ . Os maiores aumentos, contudo, ocorreram na primeira semana, em água a  $37^\circ\text{C}$ . Segundo o autor, o método mais indicado para medir a sorção consistia em verificar o aumento de peso por unidade de superfície da resina embebida em água (embebição  $\text{mg/cm}^2 = (\text{peso molhado} - \text{peso inicial em mg}) / \text{superfície em cm}^2$ ). Suas principais conclusões, visando diminuir ao máximo as alterações dimensionais foram, dentre outras, que a prótese, após ter sido retirada da mufla, deveria ser mantida constantemente em água.

STAFFORD & HANDLEY (1973) avaliaram os resultados dos testes de resistência transversal de 15 materiais diversos, entre os quais se incluíam: polímeros para base de PTR, polimetilmetacrilato industrial e nylon. As amostras dos materiais foram processadas seguindo as especificações do fabricante, polidas e armazenadas em água por 1 mês a  $37^\circ\text{C}$ . O teste de resistência foi aplicado seguindo a especificação nº 1567 da International Standard Organization (ISO) para resinas para base de PTR. Eles concluíram que, dentre os materiais testados, somente dois polímeros polimerizados por banho de água e uma resina quimicamente ativada estavam dentro do limite da especificação, e que amostras armazenadas em água por longos períodos têm menor valor de fratura que amostras similares armazenadas por um período menor de tempo.

WOELFEL (1977) estudando próteses feitas com resina acrílica com relação à sorção de água, constatou que uma pequena expansão ocorria na boca quando estas são expostas à saliva, compensando a contração de polimerização. Concluiu que a melhor estabilidade das resinas quimicamente ativadas em relação às termicamente ativadas estaria ligada à temperatura de polimerização, porque as resinas termicamente ativadas eram aquecidas durante o seu processamento. A esta temperatura de polimerização ainda eram acrescidos a reação química e o diferente coeficiente de contração linear do gesso, resultando em um nível de estresse capaz de aumentar o grau de instabilidade dimensional das resinas termicamente ativadas.

BARSBY & BRADEN (1979) compararam uma resina para base de prótese com características hidrofílicas com uma resina convencional, para avaliação de suas

propriedades físico-químicas, dentre elas, a determinação da sorção de água e o coeficiente de difusão. As amostras das duas resinas, depois de processadas, foram imersas em água com tempo suficiente para a saturação. Este tempo foi calculado do coeficiente de difusão obtido no experimento de sorção de água. Os resultados mostraram que o coeficiente de difusão apresentado pela resina hidrofílica tinha valor mais baixo do que o da resina convencional, contrariando os resultados obtidos por outros pesquisadores. Os autores acharam que estes resultados refletiam, provavelmente, coeficientes de difusão dependentes da concentração. A solubilidade mostrou-se alta (1,13%) e os autores concluíram que poderia ser da água inicialmente contida no monômero ou da sorvida durante a polimerização.

Ainda em 1979, GEE, HARKEL & DAVIDSON descreveram alguns procedimentos de mensuração, com o propósito de oferecer informações sobre a área chapeável das bases de próteses totais. Determinaram as dimensões de bases feitas com cinco resinas através de 3 pontos predeterminados no modelo de gesso do maxilar superior. Para cada resina foram feitas 2 bases sem dentes. Numa delas foram feitas as mensurações imediatamente após sua remoção da mufla, e na outra as mensurações foram feitas após a armazenagem em água a 37°C por um período de 2 meses. Observaram que a resina que apresentou maior distorção foi a termicamente ativada com ligações cruzadas (1,13%), e a que apresentou menor distorção foi a quimicamente ativada (0,01%). Para todas as resinas, as bases armazenadas em água diminuíram a sua distorção durante o decorrer dos 2 meses. Os autores citaram que a alteração dimensional de uma prótese total do maxilar superior poderia ser o resultado de uma variedade de fatores, como: contração de polimerização, contração térmica, aumento por sorção de água, relaxamento das tensões e outros.

STAFFORD et al. (1980) apresentaram uma revisão sobre as propriedades de algumas resinas acrílicas, onde compararam resinas termicamente ativadas contendo copolímeros de butadieno e/ou estireno, resina termicamente ativada convencional, resina termicamente ativada de polimerização rápida e resina quimicamente ativada. Quanto à solubilidade e à sorção de água, eles concluíram que todas as resinas testadas se encontravam dentro dos padrões determinados pela especificação da British Standards Institution, mas que a resina contendo uma mistura de copolímero de cloreto

de vinil, acetato de vinil e metilmetacrilato apresentou o mais baixo coeficiente de solubilidade ( $0,01 \text{ mg/cm}^2$ ) e um homopolímero de Polimetilmetacrilato, o maior índice de sorção ( $0,62 \text{ mg/cm}^2$ ).

BRADEN & WRIGTH (1983) estudaram a sorção de água e a solubilidade de materiais resilientes para reembasamento das próteses de resina acrílica. As amostras de cada material foram imersas em água destilada termostaticamente controlada a  $37^\circ\text{C}$  e pesadas a intervalos regulares até que o equilíbrio da massa fosse obtido. As amostras foram então colocadas em um dessecador e introduzidas em uma estufa a  $37^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$ , de onde eram retiradas regularmente para pesagem. Analisando o resultado dos testes, os autores observaram que a sorção de água e a solubilidade são processos de difusão. Este comportamento da sorção da água do polímero poderia então ser caracterizado por dois parâmetros distintos: equilíbrio de concentração e coeficiente de difusão. O equilíbrio de concentração é a medida da massa por unidade de volume, sendo característico do polímero e ligeiramente dependente da temperatura. O coeficiente de difusão governa a taxa de sorção da água e o tempo necessário para atingir o equilíbrio, e é altamente dependente da temperatura. Os autores notaram que os ciclos de sorção e solubilidade em água poderiam ser executados até que todo o material solúvel tivesse sido extraído e o comportamento do material fosse reproduzido constantemente em testes subseqüentes. Contudo, estes testes foram executados num período de 5 anos e a situação ideal não foi obtida pelos materiais. Os autores concluíram que o material ideal para reembasamento não deveria conter nenhum componente solúvel e deveria ter baixa sorção de água, neste caso, seria improvável que um material com estas características, quando imerso em água, apresentasse alteração significativa em suas propriedades físicas.

KIMURA et al. (1983) investigaram a polimerização das bases de prótese feitas com resina colorida e incolor, quando polimerizadas por energia de microondas, em relação a amostras polimerizadas convencionalmente. Acrescentaram às próteses um grampo de CoCr (cobalto-cromo) com  $0,9 \text{ mm}$  de diâmetro, para verificar se este poderia influenciar nas propriedades da resina polimerizada. As amostras foram submetidas inicialmente à irradiação por 5, 10, 20, 30, 35 e 40 segundos, e depois foram irradiadas por períodos de 5 a 20 minutos. Observaram que a resina colorida precisava de mais

tempo de exposição para se polimerizar do que a incolor, e que este tempo precisava ser aumentado na medida em que o peso da amostra fosse aumentado. Verificaram ainda a quantidade de poros, quando as amostras polimerizadas por 3 minutos foram resfriadas em água gelada, água à temperatura natural e no ar, à temperatura ambiente. O grau de porosidade diminuiu nesta seqüência experimental. Concluíram que: a) embora a mistura entre o monômero e o polímero tenha demorado geralmente de 15 a 20 minutos para atingir a fase plástica à temperatura ambiente, este tempo foi sensivelmente diminuído, bem como a massa tornou-se mais homogênea, com o uso das microondas; b) o grampo não influenciou na polimerização da resina e poros não foram evidenciados ao seu redor; c) as resinas termo-ativadas poderiam ser polimerizadas por 3 minutos pela irradiação de microondas e d) as alterações na cor ou as fraturas nos dentes artificiais e nas bases foram raramente observadas nas resinas polimerizadas por microondas.

KIMURA, TERAOKA & SAITO (1984) investigaram a adaptabilidade das resinas polimerizadas por energia de microondas. Para o experimento elaboraram uma mufla própria de fibra de vidro, que não refletia a radiação das microondas. Utilizaram uma resina rósea termicamente ativada numa proporção de polímero para monômero de 2:1 em peso, que foi submetida à energia de microondas por 2 minutos e trinta segundos a 500 W e a 200 W de potencia. O grupo de amostras controle foi feito por técnica convencional em banho de água, inicialmente a 65°C por 40 minutos e depois a 100°C por 30 minutos. As amostras foram armazenadas em solução salina a 20°C por dois dias. De modo geral, as bases que foram polimerizadas por microondas demonstraram melhor adaptabilidade que as polimerizadas pela água quente, bem como esta propriedade pareceu ser menos influenciada pelo método de armazenagem em relação à resina convencional. Com o uso de um par termoelétrico, foi possível observar que em apenas 20 segundos de exposição a resina atingiu 65°C quando submetida à energia de microondas, ao passo que no banho de água foram necessários 30 minutos para que esta temperatura fosse atingida.

Uma publicação de REITZ, SANDERS & LEVIN (1985) também descreveu o uso deste tipo de mufla e compararam algumas propriedades físicas de tipos idênticos de resinas, algumas delas ativadas por microondas e outras termicamente ativadas por

banho de água quente convencional. Eles concluíram que, para amostras de 2,5 mm de espessura, o processamento por 2 minutos e trinta segundos de cada lado a 400 W produzia amostras que não eram estatisticamente diferentes em relação à porosidade ou resistência transversal das amostras ativadas em banho de água a 74°C por 8 horas. Mas em seções mais espessas (até 10 mm) a redução da potência (para 90 W) e o aumento do tempo de exposição (para 6 minutos e trinta segundos de cada lado) não eram suficientes para eliminar a porosidade.

DE CLERCK (1987) analisou diversos aspectos da polimerização de resinas para prótese utilizando energia de microondas. Através de algumas hipóteses, o autor teceu os seguintes comentários: a energia de microondas atuava somente no monômero, que diminuía na mesma proporção em que a polimerização gradativamente aumentava. Conseqüentemente, a mesma energia era absorvida por cada vez menos quantidade de monômero, aumentando a ativação de suas moléculas. Isto era importante porque uma forma de auto-regulação do programa de polimerização acontecia e levava à completa polimerização da resina. Teoricamente, todo forno de microondas doméstico poderia ser usado para a polimerização da resina. Entretanto, era preferível o uso de um forno especificamente construído, porque o forno doméstico teria geralmente um ajuste não contínuo e não implementaria um programa de polimerização adequado. As muflas poderiam ser confeccionadas de material translúcido como resinas, cerâmicas de alta resistência ou vidros inquebrantáveis. No método de polimerização por energia de microondas, as moléculas de monômero seriam movidas positivamente por uma alta frequência do campo magnético, este movimento seria a causa do calor interno e o calor seria somente a conseqüência deste movimento.

SANDERS, LEVIN & REITZ (1987) determinaram as diferenças na quantidade de porosidade resultante em resinas acrílicas polimerizadas pelos seguintes métodos: processamento por microondas seguido de resfriamento, processamento por microondas seguido de resfriamento natural e processamento por banho de água. Eles chegaram às seguintes conclusões: era importante a seleção apropriada da resina para cada método de processamento e o método de polimerização por microondas, seguido de resfriamento, seria eficiente no processamento da resina acrílica.

KAWAI, TORII & TSUCHITANI (1988) realizaram pesquisa sobre os elementos da resina acrílica que foram solúveis em água, após armazenagem por 24 horas a 37°C. Os autores concluíram que, embora a solubilidade do monômero de alto peso molecular ter-se apresentado muito baixa, a solubilidade do monômero de baixo peso molecular foi comparativamente alta. De todos os componentes da resina lixiviados, a hidroquinona e o metil-éter de hidroquinona foram facilmente dissolvidos em água. O peróxido de benzoíla e o butilato de hidroxitolueno foram pouco solúveis em água. Os autores consideraram que a maioria dos componentes da resina acrílica é hidrofóbico, por isto sua solubilidade em água era muito baixa.

AL DOORI et al. (1988) descreveram o princípio de aquecimento por microondas: a microonda é uma onda eletromagnética cujo comprimento é comumente considerado como se estendendo de 300.000 megaciclos até 100 megaciclos por segundos (MHz.). Isto corresponde a comprimentos de onda entre 1 mm e 30 cm - comprimentos maiores (portanto de menor energia) que os dos raios infravermelhos, porém menores que os das ondas de rádio e TV. Um forno de microondas para fins de cozimento geral produz microondas de 2.450 Hz. Isto significa que o campo eletrostático que é gerado muda sua direção 2.450 vezes por segundo. As microondas geradas têm diversas características típicas. Elas podem ser absorvidas, refletidas ou transmitidas dependendo do material presente. O interior do forno é feito com paredes metálicas que refletem as microondas. Todo material que pode ser aquecido por microondas tem moléculas polarizadas. Isto significa que uma extremidade de cada molécula tem uma pequena carga positiva, enquanto a outra tem uma pequena carga negativa. Dentro do campo eletrostático que muda rapidamente de direção, as moléculas polarizadas são invertidas rapidamente e geram calor por fricção molecular. Ainda que a frequência da microonda seja constante a 2.450 Hz, a potência de saída poderia ser ajustada por um controle regulador da frequência da emissão de microondas. Aquecimento por microondas, portanto, não dependeria de condutividade térmica. As maiores vantagens sobre o calor convencional para cozimento de alimentos são: o aumento da temperatura ocorre dentro do alimento e não no forno, e o período de tempo necessário para cozinhar o alimento é muito menor. Esta economia de tempo é o elemento que tem animado pesquisadores a estender o princípio de aquecimento por microondas para a polimerização de materiais para base



de PTR Também compararam a aplicação da energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas para base de PTR com o método convencional de polimerização por banho de água quente. Os aspectos analisados foram: peso molecular, conversão de monômeros e porosidade, em quatro materiais acrílicos. Os resultados obtidos demonstraram que os valores dos pesos moleculares foram essencialmente os mesmos. A conversão de monômeros usando a energia de microondas foi substancial, mas os níveis de monômeros residuais mínimos conseguidos com o método de banho de água não foram alcançados. A polimerização por microondas a 70 W por 25 minutos reduziu o problema de porosidade associado ao rápido aquecimento da massa, mas materiais livres de porosidade só puderam ser garantidos em seções inferiores a 3 mm de espessura.

TAKAMATA et al. (1989) investigaram se a adaptação de próteses totais superiores poderia ser influenciada pelo modo de ativação no processo de polimerização. Compararam: a) uma resina convencional termicamente ativada; b) uma termicamente ativada de ciclo curto; c) uma foto-ativada; d) uma fluida quimicamente ativada e e) uma desenvolvida para uso exclusivo em microondas. Todas as amostras foram polimerizadas seguindo as recomendações do fabricante e depois armazenadas em água deionizada à temperatura ambiente por 21 dias. Os autores concluíram que a pior adaptação foi observada na resina convencional, polimerizada por banho de água quente, e que todos os grupos tiveram contração, principalmente na região do palato.

LEVIN, SANDERS & REITZ (1989) testaram cinco resinas diferentes processadas por microondas e banho de água convencional, e concluíram que importantes características físicas da resina polimerizada por microondas são aproximadamente as mesmas da resina polimerizada por banho de água. Citaram como vantagens do processo por microondas: o curto tempo para a polimerização, a facilidade e a limpeza, e a substituição das pesadas muflas de metal por muflas leves de plástico. As desvantagens citadas seriam: o preço da mufla para microondas, considerada relativamente cara, e sua tendência de quebrar após várias prensagens.

Novamente em 1989, UNDURWADE & SIDHAYE analisaram corpos de prova confeccionados em resina acrílica para base de PTR polimerizados em panela de

pressão doméstica e compararam 3 ciclos de polimerização: 1) A panela foi mantida fechada sob pressão e após o sinal a chama foi reduzida, mantida por 10 minutos e posteriormente apagada; após 10 minutos a panela foi aberta e resfriada a temperatura ambiente; 2) A panela foi mantida fechada sob pressão e após o sinal a chama foi reduzida, mantida por 20 minutos e posteriormente apagada; após 10 minutos a panela foi aberta e resfriada a temperatura ambiente; 3) A panela foi mantida fechada sob pressão e após o sinal a chama foi reduzida, mantida por 30 minutos e posteriormente apagada; após 10 minutos a panela foi aberta e resfriada a temperatura ambiente. Não foram encontradas porosidades nos corpos de prova com 6 mm de espessura, confeccionados em acrílico transparente, quando a polimerização foi processada por 30 minutos à pressão de 29,6 libras, alcançando a temperatura de 120°C. O ponto de ebulição do monômero a esta pressão e temperatura é de 123°C. Os resultados mostraram que é possível polimerizar PTR com espessura de até 6 mm em panela de pressão doméstica.

PEARSON & LONGMAN (1989) analisaram a sorção de água em resinas para base de prótese submetidas à polimerização inadequada por luz visível. As amostras experimentais foram polimerizadas com 5 segundos a menos de exposição à luz em relação ao recomendado pelo fabricante (75% do tempo indicado). As amostras foram deixadas em água até que seu peso permanecesse constante, sendo pesadas a intervalos de 1 hora, 6 horas, 24 horas e subseqüentemente até 2 dias. Os autores observaram que as amostras polimerizadas de forma inadequada sorveram maior volume de água (2,04%) do que as amostras controle (0,22%).

Neste mesmo ano, SHLOSBERG et al. compararam algumas propriedades de uma resina acrílica (Lucitone®) polimerizada convencionalmente e polimerizada através da energia de microondas. Após a polimerização as amostras foram armazenadas em água destilada por 21 dias a 37°C. Concluíram que a energia de microondas era perfeitamente viável na polimerização desta resina, pois não foram observadas diferenças significativas nas amostras obtidas por ambos os métodos.

KODA et al. (1989) estudaram a liberação de monômero residual em amostras armazenadas em água destilada por 7 dias. Foram utilizadas uma resina quimicamente

ativada, uma resina termicamente ativada convencional e uma resina polimerizada em forno de microondas. A resina para microondas e a termicamente ativada convencional, mergulhadas em água por 3 dias, estavam com nível de monômero residual reduzido que não causou qualquer efeito tóxico quando colocadas na cavidade bucal.

JAGGER & HUGGETT (1990) observaram a ocorrência de rachaduras em bases de próteses de resinas acrílicas com relação à sorção de água e a influência do agente de ligação cruzada sobre esta propriedade. Para isto, foram preparados corpos de prova contendo agente de ligação cruzada, polimerizados em banho de água a 70°C por 7 horas e mais 1 hora a 100°C. Após este período, permaneceram a 37°C em um dessecador, até que o peso fosse constante, quando foram imersas em água destilada à temperatura de 37°C. Outros corpos de prova, após sofrerem a secagem, foram imersos em tolueno por 4 semanas. Após a remoção dos corpos de prova da água, foram realizadas as leituras e puderam concluir que a sorção de água aumentou quando se adicionou agente de ligação até 60%, mas a partir desse valor houve uma diminuição da sorção, apesar da concentração do agente ter aumentado.

Em 1991, BAFILE et al. examinaram grupos de amostras com a finalidade de avaliar porosidade. Um grupo controle foi processado em uma polimerizadora a 74°C por 9 horas, outros 4 grupos consistiam de amostras feitas com monômero Micro Líquido (H.D. Just® Co.) e os dois grupos restantes, que continham amostras de monômero de metilmetacrilato para polimerização térmica convencional, foram polimerizados por energia de microondas com variadas potências e tempos. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o grupo controle e os 4 grupos de amostras processadas que usaram o Micro Líquido. Os dois grupos processados por energia de microondas com o monômero metilmetacrilato mostraram significativo aumento de porosidade. Concluíram que o monômero apropriado para a técnica de energia de microondas provavelmente contém trietileno ou tetraetileno glicol, que são dimetacrilatos tendo um grupo reativo final. O dimetacrilato tem baixa pressão de vapor e a temperatura na faixa de 100 a 150°C permite um processamento sem perigo de porosidade. A baixa pressão de vapor permitiria um processamento a temperaturas elevadas devido ao aumento do ponto de ebulição, o que não ocorreria com o uso do monômero com alta pressão de vapor. A temperaturas acima de 100,3°C vaporizava o

monômero, particularmente nas sessões mais espessas da PTR. A temperatura exotérmica máxima alcançada durante a polimerização da resina dependeria da proporção pó/líquido, do tamanho e da forma das amostras ou próteses. O melhor ciclo de polimerização foi o de 225 W por 10 minutos usando o Micro Líquido.

WALLACE et al. (1991) compararam a precisão dimensional de bases de próteses processadas por energia de microondas e método do banho de água (grupo controle), sendo os grupos experimentais em número de quatro, variando os tempos e as temperaturas de polimerização por microondas. Depois de processadas, as amostras foram armazenadas em água destilada à temperatura ambiente por 1 mês. Os autores concluíram que: as bases de próteses processadas através da energia de microondas apresentaram-se iguais ou com melhor precisão dimensional do que as bases processadas convencionalmente; nenhum dos grupos polimerizados por microondas apresentou resultado superior quando comparados entre si; o processo de polimerização através da energia de microondas era limpo; o tempo gasto era menor do que na técnica convencional e forneceu excelente precisão dimensional.

CURY (1992) fez comparações de algumas propriedades físico-químicas de duas resinas termicamente ativadas, uma resina quimicamente ativada e uma polimerizada por energia de microondas. Foram estudadas as seguintes propriedades: sorção de água, solubilidade, resistência transversal, resistência ao impacto e liberação de monômero residual. As amostras para os testes de sorção e solubilidade foram obtidas observando os critérios e dimensões da especificação nº 12 da ADA, que consistia numa matriz de aço inoxidável com as seguintes dimensões:  $50 \pm 1$  mm de diâmetro e  $0,5 \pm 0,05$  mm de espessura. Depois de polimerizadas e acabadas, as amostras foram numeradas, colocadas num suporte em um dessecador contendo sílica gel e introduzidas dentro de uma estufa à temperatura de  $37 \pm 2^\circ\text{C}$  durante 24 horas. Decorrido este tempo, as amostras foram pesadas em uma balança analítica com precisão de 0,1 mg. Este ciclo foi repetido até que a perda de água para cada amostra não fosse maior que 0,5 mg num período de 24 horas. Em seguida, estes corpos foram imersos em água deionizada e mantidos na estufa à temperatura de  $37 \pm 2^\circ\text{C}$  por 7 dias  $\pm$  2 horas. Após este tempo, os corpos de prova foram removidos da água com o auxílio de uma pinça, secos com papel absorvente, e pesados 1 minuto depois de retirados da água. Para o teste de solubilidade,

as amostras, após a determinação do peso final obtido no teste de sorção, foram recondicionadas novamente a um peso constante, usando a mesma metodologia do teste de sorção de água. Os resultados obtidos para a sorção de água permitiram observar que as amostras feitas com resina quimicamente ativada apresentaram a menor média de sorção ( $0,320 \text{ mg/cm}^2$ ) e o mais alto valor de solubilidade ( $0,110 \text{ mg/cm}^2$ ). A resina de microondas obteve o valor intermediário de sorção de água ( $0,570 \text{ mg/cm}^2$ ) e o menor valor de solubilidade ( $0,015 \text{ mg/cm}^2$ ). Ainda com relação à solubilidade, foi verificado que todas as resinas foram solúveis, mas com valores abaixo do limite imposto pela especificação da ADA e que os níveis alcançados foram desprezíveis quando avaliados clinicamente.

BARSBY (1992) estudou o efeito do etilenoglicol dimetacrilato (EGDM) e do ácido metacrílico (MAA) em algumas propriedades mecânicas e físicas do isobutil metacrilato (IBM). Verificou-se que esta resina possuía baixo índice de sorção de água, propriedades mecânicas deficientes (pobres) e uma baixa temperatura de transição vítrea. Estas últimas características tornaram o material inadequado para o uso como base de PTR, entretanto o autor sugeriu o estudo de sua utilização como copolímero pela sua baixa taxa de sorção de água.

DIXON, BREEDING & EKSTRAND (1992) realizaram testes de estabilidade dimensional linear utilizando 3 resinas: a) termicamente ativada por ciclo longo e curto; b) quimicamente ativada; c) resina ativada por luz visível. Os testes foram realizados após o processamento e a armazenagem das amostras em água deionizada e destilada a  $37^\circ\text{C}$  por 30, 60 e 90 dias. Verificou-se que a resina quimicamente ativada apresentou a menor contração de polimerização e a resina termicamente ativada de ciclo curto a maior. Entretanto, quando os resultados foram analisados estatisticamente, os autores observaram que não houve diferença significativa entre os grupos. Após 90 dias de imersão em água apenas a resina quimicamente ativada se encontrava com as mesmas dimensões iniciais. As alterações dimensionais ocorridas nas resinas não seriam detectáveis clinicamente.

PHILLIPS (1993) descreveu a química das resinas acrílicas, destacando as resinas utilizadas em odontologia; suas propriedades físicas, técnicas de processamento,

contração de polimerização e tensões relacionadas com este processo. Descreveu também o mecanismo de sorção e solubilidade em água da resina acrílica.

ARENA, EVANS & HILTON (1993) compararam a resistência de ligação entre cinco resinas quimicamente ativadas, uma dual e uma ativada por luz, usadas para reembasamento de próteses totais, e sua ligação a dois diferentes materiais para base de próteses. Após o processamento e o acabamento das amostras, elas foram armazenadas em água destilada a 37°C por 50 horas, segundo as especificações n°s 12 e 17 da ADA. Os autores concluíram que, dentro do desenho do estudo, houve diferenças significativas da resistência de ligação entre as várias composições e tipos de reembasamentos e a resina para base de prótese. Entretanto, a relevância clínica dessas diferenças na resistência de ligação não foi conhecida.

GEERTS & JOOSTE (1993) compararam a resistência de ligação entre dentes artificiais e bases de próteses totais polimerizadas por banho de água e energia de microondas. As resinas utilizadas seguiram as recomendações do fabricante e foram específicas para cada método de polimerização. As amostras, depois de processadas, foram imersas em solução salina a 37°C por 7 dias. Os resultados dos testes indicaram que a resistência de ligação para a resina acrílica polimerizada por energia de microondas foi superior à da resina polimerizada por banho de água.

TURCK & RICHARDS (1993) enumeraram vantagens e desvantagens do uso da energia de microondas para reparos e reembasamentos de próteses removíveis. As vantagens citadas foram: os procedimentos de inclusão na mufla eram semelhantes aos do método convencional, o tempo de processamento era muito mais curto em relação ao do ciclo usado na resina termicamente ativada convencional e próximo ao da resina quimicamente ativada, o curto tempo de polimerização minimizava o risco de distorção, o processo de microondas tinha mostrado adaptação melhor e com menor porosidade, as muflas eram duráveis e de fácil manuseio, poucos equipamentos eram necessários para o laboratório e o custo do equipamento não era tão alto. Citaram como desvantagens: as muflas, se não usadas corretamente, poderiam quebrar, um aparelho de microondas com potência suficiente e com carrossel seriam necessários e somente o monômero próprio poderia ser usado.

VALLITTU, LASSILA & LAPPALAINEN (1994) estudaram se o molhamento do reparo da superfície de próteses com metilmetacrilato (MMA) afetava a resistência transversal do polimetilmetacrilato (PMMA). As amostras da resina termicamente ativada foram processadas e sofreram um corte de uma parte da sua estrutura, e foram reembasadas com uma resina quimicamente ativada, deixando uma cavidade na interface das duas resinas, onde foi adicionado o MMA com intervalos de 5, 60 e 180 segundos. Anteriormente, as amostras haviam sido armazenadas em água à temperatura ambiente por 4 dias. Os autores concluíram que o molhamento da superfície com o MMA dissolve a superfície do reparo, e que o adequado molhamento de MMA para a superfície do reparo era importante para a resistência da resina acrílica reparada. O molhamento da superfície de reparo por 180 segundos apresentou melhor adesividade de superfície em relação aos outros tempos.

KILANI et al. (1994) estudaram o fenômeno da embebição de líquidos pelos materiais para base de próteses (resina acrílica termicamente ativada, resina acrílica quimicamente ativada, resina de poliuretano e 3 tipos de ligas metálicas). Os autores verificaram que forças físicas atuam no filme de saliva entre a base da prótese e os tecidos subjacentes e envolvem fatores como adesão, coesão, capilaridade, pressão atmosférica, tensão superficial e viscosidade. O ângulo de contato estático entre estes materiais, com relação à saliva artificial e à água destilada, respectivamente, foi estatisticamente comparável quando a base era confeccionada com resina acrílica termicamente ativada. A variedade de rugosidade da superfície dos materiais para base de próteses deveria ser considerada quando informações sobre ângulos de contato fossem avaliadas.

CURY, RODRIGUES JUNIOR & PANZERI (1994) estudaram as propriedades físicas de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas, pelo método convencional de banho de água e a quimicamente ativada. Com relação à sorção de água e à solubilidade, as matrizes foram preparadas seguindo a especificação nº 12 da ADA, em seguida foram submetidas a acabamento e imersas em água a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  por 7 dias. Verificaram que todas as resinas utilizadas, independentemente do tipo de polimerização a que foram submetidas, sofreram o processo de sorção de água. As resinas estudadas apresentaram diferenças entre si, sendo que a resina quimicamente

ativada apresentou o menor valor de sorção de água e o maior de solubilidade, sendo estas diferenças estatisticamente significativas. Outro fator citado, associado à sorção de água, foi o aparecimento de frinchas ou rachaduras, que surgiram nas resinas após estas terem sido parcialmente secadas, pois o gradiente de água interno das mesmas resulta em tensões internas, e quando o material é imerso em meio líquido, a liberação das tensões resulta em frinchas. Com relação à solubilidade, verificaram que todas as resinas foram solúveis, porém as termicamente ativadas apresentaram esse valor dentro dos limites impostos pela ADA, que é de  $0,04 \text{ mg/cm}^2$ , sendo que para a resina quimicamente ativada esses valores foram superiores, provavelmente devido ao tempo empregado para a polimerização, que foi de apenas 1 hora e trinta minutos, sendo talvez insuficiente para uma polimerização completa.

ILBAY, GUVENER & ALKUMRU (1994) testaram 21 métodos diferentes de polimerização por energia de microondas de uma resina acrílica termicamente ativada (Tipo 1, Classe 1), variando a potência e o tempo de exposição a microondas. Para os testes de sorção e solubilidade, foram confeccionadas 3 amostras em forma de disco de  $50 \pm 1 \text{ mm}$  de diâmetro e  $0,5 \pm 0,05 \text{ mm}$  de espessura, em conformidade com a especificação nº 12 da ADA. Os testes foram executados seguindo as diretrizes da especificação do Council on Dental Materials Devices (1975). Os resultados mostraram que a resina acrílica ativada por energia de microondas era mais resistente à falhas mecânicas do que a resina acrílica ativada pelo método convencional. Os valores de sorção de água para as amostras foram de 0,699, 0,700 e  $0,771 \text{ mg/cm}^2$  e para solubilidade foram de 0,40, 0,046 e  $0,028 \text{ mg/cm}^2$ , ficando em conformidade com a especificação. Eles citaram ainda que não encontraram na literatura dados sobre absorção de água e taxa de solubilidade de resinas acrílicas ativadas por energia de microondas.

BUUDAI et al. (1995) analisaram a dureza de duas resinas quimicamente ativadas para reembasamento de próteses totais, após a armazenagem das amostras em água a  $37 \pm 2^\circ\text{C}$  pelos seguintes períodos de tempo: 1 hora, 1 dia, 3 dias, 1 semana, 2 semanas e 3 semanas. As resinas quimicamente ativadas usadas pelos autores eram então materiais novos no mercado, com pouca exotermia de polimerização e sendo também menos irritantes para o tecido oral. Foi usada como controle uma resina termicamente



ativada. Concluíram que o armazenamento em água teve um efeito adicional sobre as amostras. Isto confirmou o que outros autores tinham descrito em trabalhos anteriores sobre um aumento de dureza após certo período de tempo do material imerso em água, e a explicação encontrada foi a de que este fato poderia ter acontecido devido à sorção de água pela resina.

POLYZOIS & ZISSIS (1995) compararam a resistência à compressão de bases de próteses usando dois métodos de polimerização, um por energia de microondas e o outro por calor seco convencional. Os ciclos usados foram: a) calor seco - ciclo de 12 horas a 70°C; b) microondas - 13 minutos a 90 W seguido por 2 minutos a 500 W e c) microondas - 3 minutos a 500 W. Depois de processadas, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 48 horas antes dos testes. Os autores concluíram que as bases de próteses processadas pelos dois métodos absorveram a mesma quantidade de energia quando submetidas à carga de compressão, e não apresentaram diferenças estatisticamente significativas na quantidade de energia absorvida na fratura durante o mesmo teste.

DOGAN et al. (1995) estudaram o efeito do tempo e da temperatura de processamento nas resinas para base de próteses, utilizando uma temperatura de 100°C durante 30, 40 e 50 minutos, quando submeteram as amostras polimerizadas à sorção de água durante 60 dias. Observaram que nos 30 minutos iniciais as amostras mostraram um decréscimo em seu peso, mas que, após este período inicial, aumentaram de peso até os 25 dias, quando este se tornou constante até o final do período de armazenamento na água.

RIZZATI-BARBOSA, DEL BEL CURY & PANZERI (1995) estudaram o grau de adaptação de próteses totais utilizando duas resinas acrílicas: resina termicamente ativada, processada por banho de água a 73°C por 9 horas, por energia de microondas a 500 W por 3 minutos e a 90 W por 13 minutos; e uma resina própria para microondas, processada a 500 W por 3 minutos e a 90 W por 13 minutos. A adaptação das próteses foi avaliada antes e depois de armazenagem em água a  $37 \pm 2^\circ\text{C}$  por 30 dias. Concluíram que a resina termicamente ativada processada por banho de água foi a que exibiu pior qualidade de adaptação, e que as próteses confeccionadas com a mesma resina processada por microondas a 500 W por 3 minutos foram as que apresentaram

melhor adaptação. Entretanto, todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenamento em água.

CUCCI et al. (1996) realizaram testes de alteração dimensional linear em duas resinas quimicamente ativadas (Duraliner II® e Kooliner®) e uma resina termicamente ativada (Lucitone 550®) para reembasamento de próteses. As medidas das dimensões das amostras foram feitas após seu processamento e após o armazenamento das mesmas em água destilada a 37°C por 24 horas, 48 horas, 72 horas, 96 horas, 7 dias, 14 dias, 1 mês e 2 meses. Os autores concluíram que todas as resinas sofreram contração imediatamente após a polimerização. No armazenamento em água por 60 dias, a resina Duraliner II® foi a única que apresentou contração, e esta alteração poderia ser clinicamente significativa para a adaptação sobre os tecidos bucais.

VALLITTU (1996) comparou a precisão dimensional e a estabilidade do polimetilmetacrilato (PMMA) para base de próteses. Foram usadas uma resina quimicamente ativada e outra termicamente ativada, ambas reforçadas com fio de metal e fibra de vidro. As amostras foram armazenadas em água por 1, 2, 7 e 14 dias. Os resultados mostraram que as duas resinas acrílicas e os dois tipos de reforço afetaram a precisão dimensional das amostras, principalmente após 7 e 14 dias de armazenamento em água. A estabilidade não apresentou alteração pelo tempo em que as amostras permaneceram armazenadas em água.

MIETTINEN & VALLITU (1997) compararam em seu trabalho as propriedades de sorção de água e solubilidade da resina acrílica para base de PTR reforçada com fibras de vidro em relação à resina acrílica convencional (PMMA). Os testes de sorção e solubilidade foram realizados segundo a especificação nº 1567 da International Standards Organization (ISO), com exceção das dimensões das amostras, que foram de 3 x 4 x 45 mm. As amostras foram confeccionadas, acabadas e pesadas diariamente em uma balança de precisão até que sua massa permanecesse constante. Antes de serem armazenadas em água, as amostras foram medidas com um paquímetro digital e seu volume foi determinado para o cálculo de sorção e solubilidade. Estes valores foram calculados em microgramas por milímetro cúbico e como porcentagem de peso. Os autores consideraram que a sorção de água ocorria por causa das propriedades polares

das moléculas da resina e os resultados mostraram que o tipo de acrilato teria maior efeito na sorção de água e na solubilidade do que a presença do reforço com fibras de vidro. Os autores citaram que, de acordo com a especificação n° 1567, a sorção de água não deveria exceder a  $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para materiais quimicamente ativados e termicamente ativados. A alta solubilidade não seria uma característica favorável para materiais para base de PTR. A perda de massa por unidade de volume de componentes solúveis não deveria exceder a  $1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para a resina termicamente ativada e  $8,0 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para a resina quimicamente ativada. Os resultados mostraram que as resinas quimicamente ativadas e termicamente ativadas com ou sem fibras de reforço estão de acordo com a especificação, e apesar de algumas variações estatísticas, elas poderiam ser usadas clinicamente como reforço de PTR.

ANUSAVICE (1998) citou a polimerização de resina para a base de próteses por microondas como um método mais limpo e rápido do que o de polimerização por água quente. Da mesma forma, as propriedades físicas das próteses foram comparáveis, bem como a sua adaptação também foi semelhante ou superior. Também relataram a introdução de uma resina acrílica formulada especialmente para polimerização por microonda, sendo esta menos suscetível ao aparecimento de porosidade.

BARONCINI NETO et al. (1998) estudaram as alterações dimensionais de duas resinas acrílicas termicamente ativadas (Palaton® e Lucitone 199®) e uma resina acrílica própria para microondas (Acron-MC®), processadas em forno de microondas convencional. As amostras foram processadas durante 3 minutos em potência média/alta (500 a 630 W), irradiando a energia por um minuto e meio de cada lado da mufla. Depois de processadas e polidas, as amostras foram armazenadas em água destilada por 7 dias à temperatura ambiente. Os autores concluíram que o tipo de resina poderia influenciar o resultado quando se avaliava a alteração dimensional sofrida pelo material. A resina Palaton® portou-se similarmente à resina própria para microondas Acron-MC®, ambas apresentando menor contração de polimerização. A resina Lucitone 199® sofreu a maior alteração nos dois momentos de avaliação. Todas as resinas sofreram contração imediata e expansão higroscópica após imersão em água por 7 dias. O método de processamento por microondas demonstrou ser fácil e útil, principalmente quando

levado em conta o tempo necessário para se polimerizar uma resina pelo método convencional.

FRAGA (1998) analisou a sorção de água de amostras de resina acrílica termicamente ativada quando armazenadas à pressão de 40 e 60 libras, temperaturas de 70 e 90°C e tempos de 60 e 90 minutos. As amostras foram confeccionadas empregando os critérios e dimensões da especificação nº 12 da ADA, a partir de uma matriz de aço em forma de disco com  $50 \pm 1$  mm de diâmetro e  $0,5 \pm 0,05$  mm de espessura. Depois de processadas e polidas, as amostras foram colocadas em um suporte dentro de um dessecador contendo sílica gel, mantidas em uma estufa à temperatura de  $37 \pm 2^\circ\text{C}$  e pesadas diariamente usando uma balança analítica com precisão de 0,1 mg, até atingirem a massa constante. Este procedimento foi repetido até que a alteração de peso de cada disco não excedesse 0,5 mg num período de 24 horas. Após este estágio, as amostras foram armazenadas em água destilada, à pressão de 40 e 60 libras, à temperatura de 70 e 90°C e tempos de 60 e 90 minutos. Segundo o autor, a sorção de água pelos corpos sólidos recebia influência direta das alterações de temperatura, cujo incremento seria inversamente proporcional à viscosidade dos líquidos. Ele acreditava que isto ocorria porque na temperatura de 90°C as macromoléculas dos polímeros formados apresentavam maior mobilidade, fazendo com que as tensões intermoleculares fossem liberadas, aumentando os espaços entre si e facilitando o processo de difusão das moléculas de água. O autor concluiu que as alterações na temperatura da água de armazenagem influenciaram no índice de sorção de água apresentado pela resina; este índice, para a resina armazenada a 90°C (média de  $0,01171415 \text{ mg/cm}^2$ ) foi compatível com o do grupo controle (imersão em água a  $37 \pm 2^\circ\text{C}$  e à pressão ambiente durante 30 dias - média de  $0,01168359 \text{ mg/cm}^2$ ), não havendo influência da pressão de 40 e 60 libras e dos tempos de 60 e 90 minutos. O índice de sorção apresentado pela resina quando armazenada a 70°C (média de  $0,00680439 \text{ mg/cm}^2$ ) foi menor do que o das amostras do grupo controle, não havendo influência da pressão e do tempo.

CUCCI et al. (1998), utilizando duas resinas quimicamente ativadas (Duraliner II® e Kooliner®) e uma resina termicamente ativada convencional (Lucitone®), processadas e armazenadas em água destilada a 37°C por 50 horas e por 30 dias, concluíram que a sorção de água foi significativamente mais baixa na resina Duraliner II® do que na

Kooliner® e na Lucitone 550®. Nenhuma diferença foi notada na solubilidade das três resinas estudadas. Entretanto, todas estavam em conformidade com a especificação nº 1567 da ISO quanto à sorção de água e à solubilidade.

TURANO & TURANO (1998) descreveram ciclos de polimerização da resina acrílica, bem como uma seqüência laboratorial, materiais e instrumentais necessários. Citaram ainda os cuidados que o operador deve ter na manipulação da resina e na manutenção correta da temperatura usada no ciclo de polimerização, evitando assim porosidades e distorções na confecção da prótese total.

ALMEIDA et al. (1999) compararam as alterações de adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica termicamente ativada sob a influência das técnicas de polimerização convencional, por calor seco e por energia de microondas. As amostras, depois de processadas, foram unidas a modelos de gesso previamente confeccionados e este conjunto (base de prova + modelo de gesso) foi seccionado em diversos pontos por um dispositivo especialmente desenvolvido para este fim. Os autores concluíram que todas as bases de PTRs processadas apresentaram distorção após o processamento nas três técnicas, sem diferença estatisticamente significativa entre si. O maior desajuste foi verificado na região do limite palato duro e palato mole (post dam).

BLAGOJEVIC & MURPHY (1999) compararam algumas propriedades de polímeros para base de PTR processadas por banho de água quente e energia de microondas. Eles demonstraram que, em geral, a polimerização com banho de água usando um ciclo longo e terminando com água em ebulição por 3 horas produzia melhores propriedades (dureza de endentação, resistência ao impacto, módulo de elasticidade, diminuição do monômero residual e aumento da temperatura de transição vítrea) do que a resina processada por microondas. Antes dos testes, todas as amostras, depois de processadas, foram saturadas em água a 37°C por 28 dias. Numa pesquisa paralela, os autores processaram amostras de resina quimicamente ativada, que após a polimerização foram levadas ao forno de microondas e irradiadas por 3 minutos a 600 W de potência. Observaram uma melhoria das propriedades mecânicas e uma redução do monômero residual dessas amostras.

WONG et al. (1999) investigaram a alteração dimensional linear e a sorção de água em próteses processadas por calor seco e úmido com diferentes modos de resfriamento e armazenadas em água por 7 dias  $\pm$  2 horas. Os autores concluíram que o conteúdo inicial de água nas próteses processadas por calor seco foi ligeiramente maior do que nas próteses processadas por calor úmido, e que a porcentagem de saturação da água nas amostras dos dois processos foi relativamente baixa, porque elas já tinham uma alta concentração de água inicial. A expansão linear associada à sorção de água não foi inteiramente compensada em relação à contração de polimerização da resina nos dois métodos de processamento, e ambos os métodos não demonstraram diferenças estatisticamente significativas com relação à contração de polimerização.

CUCCI et al. (1999) estudaram a influência do armazenamento em água por 50 horas e por 30 dias de amostras de resinas acrílicas (uma resina termicamente ativada e duas resinas quimicamente ativadas) para reembasamento de próteses totais, com relação à resistência à tração, ao módulo de fratura e à adesividade. Os resultados indicaram que a resina termicamente ativada apresentou o maior módulo de resistência à tração nos dois períodos de armazenagem em água. Uma das resinas quimicamente ativada (Duraliner II®), após 50 horas de armazenamento em água, apresentou o maior módulo de fratura, e as três resinas falharam quanto à adesividade nos dois períodos de tempo.

HEKIMOGLU & ANIL (1999) realizaram testes de sorção de água e solubilidade em cinco bases resilientes para prótese, após envelhecimento acelerado no aparelho Weather-Ometer®. Os testes foram executados segundo a especificação nº 12 da ADA para polímeros para base de PTR. Dez amostras de cada material foram preparadas, e um conjunto de cinco amostras foi sujeito ao processo de envelhecimento acelerado no aparelho Weather-Ometer®. As amostras foram secas em um dessecador e então imersas em água destilada a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  por 15 e 30 dias. As amostras das resinas envelhecidas imersas em água por 15 dias mostraram diferentes propriedades de sorção de água. Após 30 dias de imersão, as amostras mostraram um aumento das propriedades de sorção. Foi determinado um aumento negativo na solubilidade após o envelhecimento para todas as resinas resilientes, exceto a resina Flexor®.

RIZZATI-BARBOSA (2000) investigou o grau de desadaptação da borda de bases de próteses totais superiores polimerizadas por energia de microondas, em sete posições pré-estabelecidas, em função de 3 tratamentos: o método de processamento (TO), o polimento (TP) e a sorção de água (T30). Foram confeccionadas 24 réplicas de próteses totais superiores a partir de um modelo padrão metálico fundido. Estas réplicas foram divididas em dois grupos: polimerizadas com resina Lucitone 550® em banho de água ( $73 \pm 2^\circ\text{C}$  por 9 horas) e com resina Acron MC® em forno de microondas (500 W por 3 minutos). Após o processamento, as amostras foram polidas por método convencional em politriz de bancada, e armazenadas em água destilada a  $37^\circ\text{C}$  por 30 dias. Em cada tratamento, o grau de desadaptação da região posterior foi avaliado em microscópio comparador linear, em sete pontos: a 1 mm do fundo do sulco esquerdo (P1), sobre a crista do rebordo esquerdo (P2), 10 mm à esquerda da linha mediana (P3), sobre a linha mediana (P4), 10 mm à direita da linha mediana (P5), sobre a crista do rebordo direito (P6) e a 1 mm do fundo do sulco vestibular direito (P7). O maior grau de desadaptação observado foi em P4, após o processamento com energia de microondas (0,7141 mm) e o menor foi em P1, após a sorção de água das amostras processadas por energia de microondas (0,0983 mm). Os resultados permitiram concluir que: a) todas as amostras apresentaram desadaptação em todos os pontos, após terem sido processadas; b) em ambos os métodos de processamento, os locais que apresentaram maior desadaptação foram os pontos sobre os rebordos (P2 e P6) e na região central do palato (P4); c) após o polimento, as amostras polimerizadas por energia de microondas apresentaram maior desadaptação em relação às amostras polimerizadas por banho de água, nos pontos sobre os rebordos direito e esquerdo (P2 e P6) e na região central do palato (P4); d) após o período de armazenamento em água, todos os pontos de todas as amostras apresentaram menor desadaptação em relação aos valores apresentados após o processamento.

BRAUN et al. (2000) compararam a alteração dimensional linear de três resinas para base de PTR polimerizadas com os seguintes ciclos: a) banho de água a  $73 \pm 2^\circ\text{C}$  durante 12 horas – ciclo longo; b) banho de água durante 3 horas (90 minutos à temperatura de  $65 \pm 3^\circ\text{C}$  e 90 minutos à aproximadamente  $100^\circ\text{C}$ ) – ciclo curto e c) energia de microondas por 3 minutos à potência de 550W. Os corpos de prova,

confeccionados com as medidas de 65,0 x 10,0 x 3,0 mm receberam acabamento com lixa d'água e foram marcados igualmente em três pontos equidistantes. Cada corpo de prova foi submetido a três leituras de cada posição dos pontos com o auxílio de um microscópio de precisão (0,001 mm), imediatamente após a polimerização e após um período de 30 dias de imersão em água. Os resultados mostraram que todas as resinas, independentemente do ciclo a que tinham sido submetidas e das posições avaliadas, apresentaram expansão dimensional após terem sido mantidas em água, o que poderia ser explicado pela sorção de água. A composição e a quantidade de resina interferiram na alteração dimensional quando os corpos de prova foram armazenados em água. A resina convencional, quando submetida ao ciclo de polimerização em microondas, apresentou alteração dimensional semelhante à da resina desenvolvida para polimerização por energia de microondas.

OLIVEIRA et al. (2000) analisaram a influência da posição e do número de muflas, durante a polimerização no forno de microondas, sobre a liberação de monômero residual e a dureza da resina para base de próteses, no intuito de reduzir o tempo dispensado na fase laboratorial. Os autores confeccionaram 15 amostras com dimensões de 32,5 x 3,0 x 10,0 mm com resina Acron MC® e polimerizadas por energia de microondas por 3 minutos a 500 W, com somente uma mufla, e 4 minutos e trinta segundos com duas muflas no forno. A posição da mufla no centro do prato giratório (C) foi considerada controle, e as posições: na extremidade (G1E) e no centro do prato (G1C), bem como a utilização de uma mufla sobre a outra (G2A, embaixo e G2E, em cima), como fases experimentais. As amostras de cada grupo foram colocadas individualmente, em tubos de ensaio contendo 6 ml de água deionizada e mantidas em estufa a  $37 \pm 2^\circ\text{C}$ . A água foi trocada a cada 24 horas e o monômero liberado foi analisado através de espectrofotometria a 215 nm. Para a avaliação da dureza, foram preparados 15 amostras e a dureza knoop determinada em 12 pontos, após 144 horas de imersão em água. Os autores puderam concluir que a posição da mufla (G2E) apresentou diferenças significativas, tanto para a liberação de monômero nas primeiras 48 horas, quanto para a dureza.

Novamente em 2000, PAVAN et al. avaliaram a alteração na adaptação das bases de PTRs superiores submetidas a diferentes ciclos de desinfecção em energia de



microondas, como método alternativo, para proteção dos pacientes e profissionais odontológicos. Após a confecção de 30 bases com resina acrílica termicamente ativada, as amostras foram armazenadas em água destilada por 30 dias a 37°C e divididas em 3 grupos: a) controle (armazenadas em água), b) desinfecção em ciclo de 3 minutos a potência de 500 W e c) ciclo de desinfecção de 10 minutos a 604 W. Em seguida, as bases foram fixadas em seus respectivos modelos sendo efetuado um corte na região do post dam com serra manual. Com um microscópio comparador linear, foram realizadas mensurações entre as bases e os modelos de gesso em 5 pontos ao longo da extensão do corte. Os dados obtidos foram submetidos a análise estatística e os autores concluíram que: a) o ciclo de 3 minutos a 500 W de potência não demonstrou, estatisticamente, alterações nas bases de próteses totais superiores quando comparadas com o grupo controle; b) as amostras desinfetadas no ciclo de 10 minutos a 604 W de potência apresentaram, estatisticamente, um aumento de desajustes entre as bases de resina e os modelos de gesso.

HILGERT et al. (2001) citaram que a polimerização de resinas acrílicas através da energia de microondas vem se tornando uma alternativa bastante viável e prática, reduzindo o tempo de processamento de próteses totais. Apesar disso, é observada em muitos casos, alterações no corpo da prótese, que pode estar associada à ebulição do monômero (100,8°C) devido à temperatura elevada durante o ciclo. Neste estudo foi registrada, com monitoramento contínuo, a temperatura interna da massa da resina em função de 4 ciclos de polimerização em forno de microondas: 1) 3 minutos a 475 W; 2) 13 minutos a 95 W seguido de 1 minuto e trinta segundos a 475 W; 3) 3 minutos a 475 W introduzindo um recipiente contendo 150 ml de água; 4) 7 minutos a 95 W de cada lado da mufla, com a finalidade de analisar o comportamento térmico da massa da resina. Para tal, foram confeccionados corpos de prova simulando uma condição clínico-laboratorial, sobre modelos-padrão da maxila edêntula em gesso pedra tipo III, que foram incluídos em uma mufla própria.. Na inclusão, foram posicionados sete termopares nas regiões do palato e rebordo alveolar, que foram conectados a um computador capaz de registrar, gráfica e continuamente, as temperaturas da massa da resina acrílica nos tempos e potências determinados. Os resultados mostraram que o ciclo 1 apresentou os maiores valores de temperatura, seguido dos ciclos 2, 3 e 4.

Apenas o ciclo 4 não ultrapassou a temperatura de ebulição do monômero. Foi observado menor incremento de temperatura quando foi colocado o recipiente de água junto a mufla.

TANJI et al. (2001) citaram que a qualidade da superfície da base está intimamente relacionada com a estética da prótese. Os autores verificaram a influência de ciclos de polimerização sobre a rugosidade superficial em corpos de prova confeccionados em resina acrílica termicamente ativada (Clássico®) e ativada por energia de microondas (Onda-Cryl®), processadas pelos ciclos: água aquecida a 74°C, 20 minutos em ebulição e em microondas por 3 minutos a 500 W. Após a polimerização, os corpos de prova foram acabados e polidos pela técnica de rotina e submetidos ao ensaio de rugosidade num rugosímetro Surfcoorder® modelo SE-1700. Os autores concluíram que não houve diferença significativa nos valores de rugosidade entre as resinas Classico® e Onda-Cryl®, independentemente dos ciclos.

GANZAROLLI, MELLO & DEL BEL CURY (2001) avaliaram a adaptação, porosidade, resistência à flexão e ao impacto de três resinas acrílicas: termicamente ativada convencional (Clássico®), utilizando o ciclo de polimerização de 1 hora e trinta minutos a 65°C e seguido de 1 hora e trinta minutos a 100°C; polimerizada por energia de microondas (Onda-Cryl®) empregando o ciclo de 3 minutos a 40% da potência de um forno de 900W, seguido de uma pausa de 4 minutos e 3 minutos a 90% da potência; e injetada (Palapress®) utilizando 20 minutos a 55°C sob uma pressão de 2 bar. Os autores concluíram que a resina Palapress® possui melhor adaptação se comparada com as outras duas resinas; e a resina Clássico® apresentou menor porosidade e menor resistência à flexão e ao impacto em relação às outras.

RAHAL et al. (2001) avaliaram a influência dos polimentos mecânico e químico sobre a rugosidade superficial, sorção de água e solubilidade de 3 resinas acrílicas termicamente ativadas. Foram confeccionadas 60 amostras, divididas entre os 3 grupos de resinas: Classico® (CL), QC 20® (QC) e Acron MC® (AC). Após processamento e acabamento, cada grupo foi subdividido segundo o polimento: 1) mecânico (PM) – escova com pedra pomes e água, flanela com branco de Espanha e água, ambos em torno de bancada, 2) químico (PQ) – fluido específico, em polidora química.

Realizaram-se as leituras de rugosidade superficial (rugosímetro Surfcoorder® SE 1700). As amostras foram dessecadas e em seguida armazenadas em água destilada a  $37^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ . Ao término do tempo de 1 hora, 1 dia, 1, 2, 3 e 4 semanas, mensurou-se a sorção de água. Ao final das 4 semanas, realizou-se a segunda dessecação das amostras para cálculo da solubilidade. Os resultados de rugosidade superficial ( $\mu\text{m}$ ), sorção de água (%) e solubilidade (%) foram respectivamente: CL-PM: 0,0350, 1,92 e 0,02; CL-PQ: 0,2298, 1,98 e 0,52; QC-PM: 0,0307, 2,31 e 0,05; QC-PQ: 0,1792, 2,32 e 0,25; AC-PM: 0,0312, 2,45 e 0,07; AC-PQ: 0,2700, 2,43 e 0,41. Os autores concluíram que o polimento mecânico promoveu valores de rugosidade superficial e solubilidade significativamente menores que o químico e que o polimento químico promoveu maior sorção inicial de água, mas semelhante aos demais grupos ao final de 4 semanas.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Comparar vantagens e desvantagens da técnica de processamento por energia de microondas, utilizando resina acrílica específica para este método, com duas outras técnicas (convencional, pressão e calor), empregando resina acrílica termicamente ativada convencional, através da análise das propriedades de sorção e solubilidade.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Material

<b>Material</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Marca Comercial</b>
Aparelho de Microondas	Sanyo da Amazônia S.A.	Sharp®
Pneumo Termo-polimerizadora Hidráulica	Promeco	Term-Press®
Gesso Comum	Vigodent	Herodent®
Gesso Pedra	Vigodent	Herodent®
Isolante para resina acrílica	Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Isolak®
Matriz de borracha	Torneiro mecânico	-
Muflas metálicas com parafuso	Uraby Produtos Odontológicos	Uraby®
Muflas para microondas	Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Clássico®
Resina acrílica convencional	Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Clássico®
Resina acrílica para microondas	Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Onda-Cryl®
Prensa hidráulica	Schuler-Del Fabro	Mod. 10 t.-PBC
Polimerizadora termica		Aguaterm®

## 4.2 Métodos

Foram confeccionadas 30 amostras, assim divididas:

- 10 processadas pela técnica de microondas usando resina específica para este fim (Grupo I);
- 10 processadas por banho de água quente usando técnica de polimerização convencional (ciclo curto) e resina termicamente ativada convencional (Grupo II);
- 10 processadas pela técnica de polimerização por pressão e calor, usando resina termicamente ativada convencional (Grupo III).

### 4.2.1 Obtenção dos corpos de prova

Descreveremos a seguir as técnicas usadas para obtenção dos corpos de prova:

A Especificação da ISO sugere a confecção de uma matriz metálica com tampa, onde deveria ser vertida cera nº 7 liquefeita, que após a solidificação seria removida da matriz, gerando o modelo de cera (Fig. 4.1). Na implementação prática dessa técnica, a remoção do modelo de cera da matriz metálica mostrou-se trabalhosa e sujeita a erros, já que foi necessária a utilização de um instrumento afiado para a remoção do modelo, o que ocasionava perfurações e distorções na sua estrutura.

Optamos então por usar matrizes de borracha para a confecção dos corpos de prova, similares ao molde circular descrito para polímeros para base de PTR da Especificação n.º 1567 da International Standard Organization, tendo as seguintes dimensões:  $66 \pm 1$  mm de diâmetro externo,  $50 \pm 1$  mm de diâmetro interno e  $5,0 \pm 0,1$  mm de espessura (Fig. 4.2).



*Fig. 4.1 Matriz sugerida pela ISO*



*Fig. 4.2 Matriz de borracha*

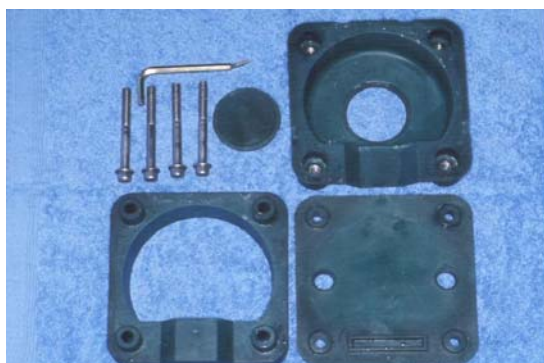
As matrizes de borracha receberam a seguinte seqüência de inclusão, prensagem e processamento:

#### **4.2.1.1 Processamento do Grupo I**

Neste grupo as matrizes de borracha foram incluídas na mufla plástica (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.) desenvolvida para o uso em microondas (Fig. 4.3). Dez inclusões foram processadas com muralha de gesso pedra.

Inicialmente a mufla foi totalmente isolada internamente com vaselina sólida para impedir a adesão do gesso na mesma. Preenchemos 2/3 da parte inferior da mufla com gesso comum (Vigodent® - Herodent®) na proporção de 200 g de pó para 90 ml de água, conforme as recomendações do fabricante, sob espatulação manual por 1 minuto. Aguardamos a cristalização final do gesso (60 minutos) para que este pudesse receber uma camada de gesso pedra (Vigodent® - Herodent®), na proporção de 50 g de pó para 16 ml de água conforme recomendações do fabricante, e fixamos a matriz de borracha em sua superfície. Após a cristalização final do gesso pedra (60 minutos), procedeu-se o isolamento da superfície do gesso e da amostra com o isolante para resina Isolak® (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.) usando um pincel macio.

Em seguida, foi confeccionada uma muralha de gesso pedra, na proporção de 50 g de pó para 16 ml de água conforme recomendações do fabricante (Fig. 4.4).



*Fig. 4.3 Mufla para microondas*



*Fig. 4.4 Muralha de gesso*

Após a cristalização do gesso pedra, a contra-mufla foi posicionada, sendo posteriormente preenchida com gesso comum e fechada a tampa. O conjunto foi mantido sobre uma carga de 500 kgf numa prensa hidráulica (Prensa Hidráulica Schuler-Del Fabro, modelo 10 t – PBC) até o final da cristalização do gesso, o que ocorreu em aproximadamente 1 hora (Fig. 4.5).

A mufla foi aberta para a retirada da matriz de borracha e isolada com Isolak® usando um pincel macio (Fig. 4.6).





*Fig. 4.5 Prensa hidráulica*



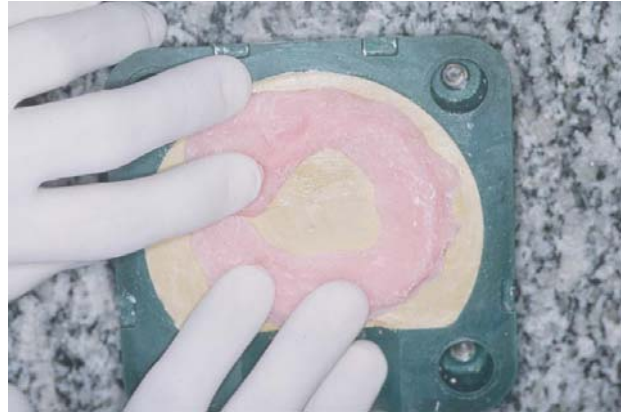
*Fig. 4.6 Matriz incluída*

A mufla foi preenchida com a resina acrílica Onda-Cryl® (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.), específica para ativação por energia de microondas, na proporção de três partes de pó para uma parte de líquido (21 cc de pó para 7 cc de líquido), conforme instruções do fabricante (Fig. 4.7).

O preenchimento da mufla com a resina foi feito quando esta estava na fase fibrosa (conforme recomendação do fabricante) (Fig. 4.8).

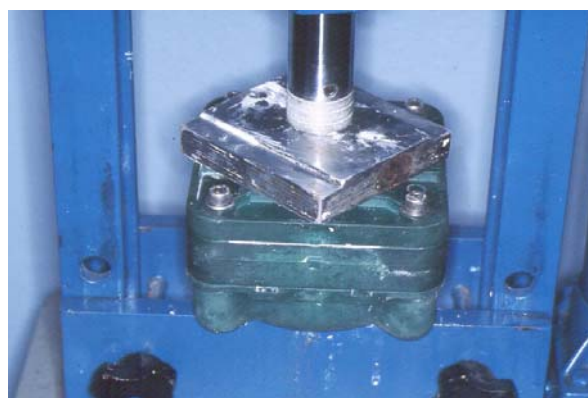


*Fig. 4.7 Resina para microondas*



*Fig. 4.8 Preenchimento da mufla com a resina*

Após o preenchimento, o conjunto mufla e contra-mufla foi fechado com uma folha plástica de polietileno de 10 X 10 cm umedecida em água entre as partes, e levado à prensa hidráulica para o escoamento do excesso da resina, com aplicação de uma carga gradual, até alcançar 500 kgf (Fig. 4.9). A mufla foi aberta para a retirada dos excessos da resina e da folha plástica e fechada novamente com carga lenta e gradativa até alcançar a carga máxima de 1000 kgf, que foi constantemente aferida no dinamômetro até sua estabilização. Após a estabilização, os parafusos da mufla foram posicionados e aguardamos 1 hora para o início do ciclo de polimerização.



*Fig. 4.9 Prensa hidráulica com mufla para microondas*

As amostras foram polimerizadas em um aparelho de microondas Sharp® (modelo Interactive Touch On, prato giratório, 900 W e 2450 MHz) (Fig. 4.10), sendo que duas muflas foram colocadas dentro de um prato contendo água, seguindo recomendação do fabricante. Os ciclos, propostos pelo fabricante da resina foram: a) 3 minutos com 40% de potência; b) 4 minutos com 0% de potência (repouso) e c) 4 minutos com 90% de potência. Terminado o processo de polimerização, as muflas permaneceram na bancada até o seu completo resfriamento, o que ocorreu em aproximadamente uma hora, quando foram abertas para a demuflagem dos corpos de prova.



*Fig. 4.10 Aparelho de microondas*

#### **4.2.1.2 Processamento do Grupo II**

Neste grupo 10 inclusões foram feitas em mufla metálica Uraby® (Uraby Produtos Odontológicos Ltda.) (Fig. 4.11) e polimerizadas com a técnica de banho de água (ciclo curto) utilizando uma polimerizadora térmica (Aguaterm®) (Fig. 4.12).



*Fig. 4.11 Mufla metálica*



*Fig. 4.12 Polimerizadora térmica*

Após o isolamento com vaselina sólida da mufla, as matrizes de borracha do Grupo II foram incluídas usando os mesmos procedimentos descritos para o Grupo I, no total de 10 inclusões com muralha de gesso pedra (Fig. 4.13).

Após o tempo de cristalização do gesso pedra, a contra-mufla foi posicionada, sendo então preenchida com gesso comum e fechada com a tampa. O conjunto foi mantido sobre uma carga de 1000 kgf (sendo aferida continuamente no dinamômetro) até o final da cristalização do gesso, o que ocorreu em aproximadamente 1 hora. Após este período, duas muflas de cada vez foram colocadas em uma prensa manual até o início do ciclo de polimerização (Fig. 4.14).



*Fig. 4.13 Muralha de gesso*



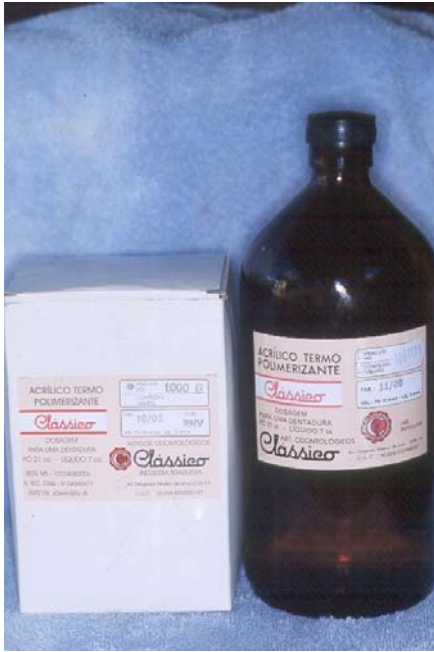
*Fig. 4.14 Prensa Manual*

A mufla foi aberta para a retirada da matriz de borracha e isolada com Isolak® usando um pincel macio (Fig. 4.15).



*Fig. 4.15 Matriz incluída*

As muflas do grupo II foram preenchidas com resina termicamente ativada convencional Clássico® (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.) (Fig. 4.16), na proporção de 3 partes de pó para 1 parte de líquido (21 cc de pó para 7 cc de líquido), quando a resina atingiu a fase plástica, conforme instruções do fabricante (Fig. 4.17).



*Fig. 4.16 Resina convencional*



*Fig. 4.17 Preenchimento da mufla com a resina*

A seqüência de prensagem foi igual à descrita para o Grupo I, modificando apenas as cargas inicial e final, que foram de 1000 kgf e de 1250 kgf respectivamente, com a mufla mantida por 1 hora na prensa hidráulica (Fig. 4.18) e posteriormente levada à prensa manual até o início do ciclo de polimerização.



*Fig. 4.18 Prensa hidráulica com mufla metálica*

O processamento de polimerização foi feito usando o ciclo curto proposto por Anusavice, a saber:

- aquecimento lento da água (40 minutos) da temperatura ambiente até 74°C;
- manutenção da mufla à temperatura de 74°C por 2 horas;
- elevação da temperatura (40 minutos) de 74°C para 100°C;
- manutenção da mufla à temperatura de 100°C por 1 hora.

Deixamos a mufla sobre a bancada, à temperatura ambiente até o seu total resfriamento, quando foi aberta para a demuflagem do corpo de prova.

#### 4.2.1.3 Processamento do Grupo III

Neste grupo 10 inclusões foram feitas em mufla metálica Uraby® (Uraby Produtos Odontológicos Ltda.) e processadas pela técnica pneumo-termo-hidráulica, utilizando uma pneumo-termo polimerizadora hidráulica Termo-Press® (Promeco) (Fig. 4.19).



*Fig. 4.19 Pneumo-termo polimerizadora hidráulica*

Após o isolamento com vaselina sólida da mufla, a matriz de borracha no Grupo III foi incluída usando os mesmos procedimentos descritos para o Grupo I, obtendo um total de 10 inclusões com muralha de gesso pedra.

Após o tempo de cristalização do gesso pedra, a contra-mufla foi posicionada, sendo então preenchida com gesso comum e fechada com a tampa. O conjunto foi mantido sobre uma carga de 1000 kgf (aferida continuamente) até o final da cristalização do gesso, o que ocorreu em aproximadamente 1 hora.

A mufla foi aberta para a retirada da matriz de borracha e isolada com Isolak® usando um pincel macio.



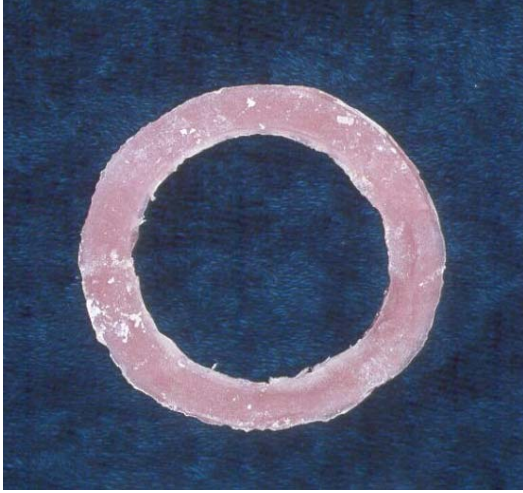
As muflas do grupo III foram preenchidas com resina termicamente ativada convencional Clássico® (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.), na proporção de 3 partes de pó para 1 parte de líquido (21 cc de pó para 7 cc de líquido), quando a resina atingiu a fase plástica, conforme instruções do fabricante.

A seqüência de prensagem foi igual à descrita para o Grupo I, modificando apenas as cargas inicial e final, que foram de 1000 kgf e de 1250 kgf respectivamente, com a mufla mantida por 1 hora na prensa hidráulica. Após este período as muflas foram colocadas em uma prensa manual até o início do ciclo de polimerização.

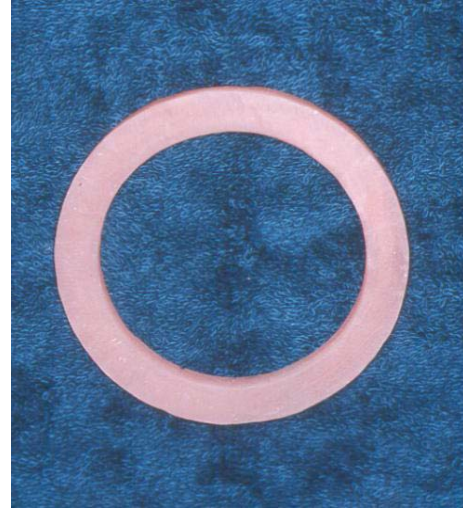
Para as amostras do Grupo III, o processamento de polimerização foi feito de acordo com o seguinte método:

As muflas foram colocadas em uma pneumo-termo polimerizadora hidráulica (Termo-Press), que após ter sua tampa fechada, colocamos 40 libras de pressão. Quando a temperatura atingiu 120°C, as muflas permaneceram por 10 minutos nesta temperatura, e neste momento no interior da polimerizadora a pressão estava a 68 libras. Após este período, a polimerizadora foi desligada e mantida fechada por 20 minutos, quando a pressão foi removida e a polimerizadora aberta (conforme recomendação do fabricante). Da mesma forma, a mufla foi resfriada à temperatura ambiente (aproximadamente em uma hora) e então foi aberta para demuflagem do corpo de prova (Fig. 4.20).

Todos os corpos de prova foram desgastados com uma broca de lâminas e pedra montada para resina, até atingirem as dimensões pré-estabelecidas (Fig. 4.21), que foram conferidas com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo®).



*Fig. 4.20 Corpo de prova após prensagem*



*Fig. 4.21 Corpo de prova após acabamento*

#### **4.2.2 Seqüência de Testes**

Os procedimentos a seguir foram realizados segundo a especificação nº 1567 da ISO para resinas para base de PTR.

##### **4.2.2.1 Obtenção da massa condicionada**

Os corpos de prova preparados foram marcados e colocados em um suporte dentro de um dessecador contendo sílica gel (Fig. 4.22), que foi introduzido no interior de uma estufa a uma temperatura de  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ , e foram pesados regularmente em balança analítica com precisão de 0,01 g (Fig. 4.23) até a obtenção de uma massa constante ( $m_1$  - a perda de peso de cada corpo de prova não foi maior que 0,2 g entre pesagens sucessivas). Esta massa foi chamada de massa condicionada e conseguida no período de 22 dias.



Fig. 4.22 Dessecador



Fig. 4.23 Balança analítica

Foi então calculado o volume  $V$  de cada corpo de prova, medindo-se com o paquímetro digital três vezes o diâmetro externo (Fig. 4.25) e interno (Fig. 4.26) e cinco vezes a espessura (Fig. 4.27) em quatro pontos equidistantes pré-determinados, localizados na borda da circunferência externa do corpo de prova. Das medidas feitas, foram calculados a média aritmética do diâmetro externo ( $de$ ), diâmetro interno ( $di$ ) e espessura ( $e$ ), e o volume em  $\text{mm}^3$  foi calculado como:

$$V = \left( \pi \left( \frac{de}{2} \right)^2 \times e \right) - \left( \pi \left( \frac{di}{2} \right)^2 \times e \right)$$



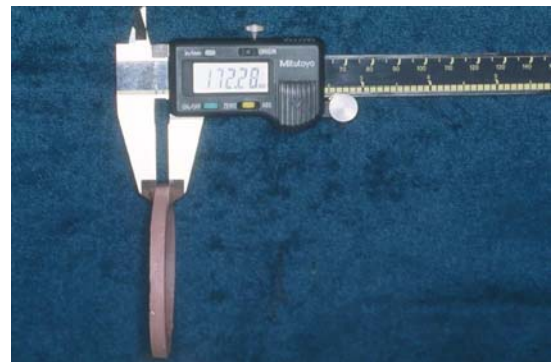
*Fig. 4.24 Marcação das amostras*



*Fig. 4.25 Medida do diâmetro externo*



*Fig. 4.26 Medida do diâmetro interno*



*Fig. 4.27 Medida da espessura*

#### **4.2.2.2 Molhamento dos corpos de prova**

Imergimos os corpos de prova condicionados em água deionizada a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  por 7 dias  $\pm 2$  horas (Fig. 4.28). Após esse tempo, removemos os corpos de prova da água com uma pinça com pontas cobertas com resina acrílica. Secamos com uma toalha até ficarem livres de umidade visível a olho nu, aplicamos um jato de ar por  $15 \pm 1$  segundo e pesamos após  $60 \pm 10$  segundos da remoção da água. Chamamos essa massa de  $m_2$ .



*Fig. 4.28 Molhamento dos corpos de prova*

#### **4.2.2.3 Recondicionamento dos corpos de prova**

Após a obtenção de  $m_2$ , os corpos de prova foram recondicionados à massa constante no suporte dentro do dessecador contendo sílica gel, no interior da estufa a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ , sendo pesados regularmente, como descrito anteriormente. Denominamos a massa dos corpos de prova recondicionados de  $m_3$ .

#### **4.2.3 Cálculo e expressão dos resultados**

##### **4.2.3.1 Sorção de água**

Calculamos o valor da sorção de água,  $W_{sp}$  para cada corpo de prova expressado em microgramas por milímetro cúbico ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) pela seguinte equação:

$$W_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

Onde  $m_2$  é a massa do corpo de prova, em microgramas ( $\mu\text{g}$ ) após a imersão na água,

$m_3$  é a massa do corpo de prova recondicionada, em microgramas ( $\mu\text{g}$ ) e

$V$  é o volume do corpo de prova em milímetros cúbicos ( $\text{mm}^3$ )

Os valores calculados foram arredondados para o micrograma por milímetro cúbico ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) mais próximo.

#### **4.2.3.2 Solubilidade em água**

Calculamos a matéria solúvel por unidade de volume,  $W_{sl}$ , lixiviado durante a imersão, expressada em microgramas por milímetros cúbicos ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) pela seguinte equação:

$$W_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

Onde  $m_1$  é a massa do corpo de prova condicionada, em microgramas ( $\mu\text{g}$ ),

$m_3$  é a massa do corpo de prova recondicionada, em microgramas ( $\mu\text{g}$ ) e

$V$  é o volume do corpo de prova em milímetros cúbicos ( $\text{mm}^3$ )

Os valores calculados foram arredondados para o micrograma por milímetro cúbico ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) mais próximo.

Os dados foram submetidos à Análise Estatística.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Análise Descritiva e Exploratória

Uma vez coletados os dados, um primeiro passo da análise estatística é a organização da informação para que se possa extrair dos dados algumas estatísticas descritivas (médias, medianas e variância, entre outras) que evidenciem características dos mesmos (Tabela 5.1).

Também são utilizados gráficos que possam apresentar de forma clara e objetiva o comportamento dos dados. Neste trabalho foi utilizado um gráfico conhecido como *boxplot*, particularmente efetivo para comparar a distribuição de amostras em diferentes grupos. Os resultados obtidos são apresentados abaixo.

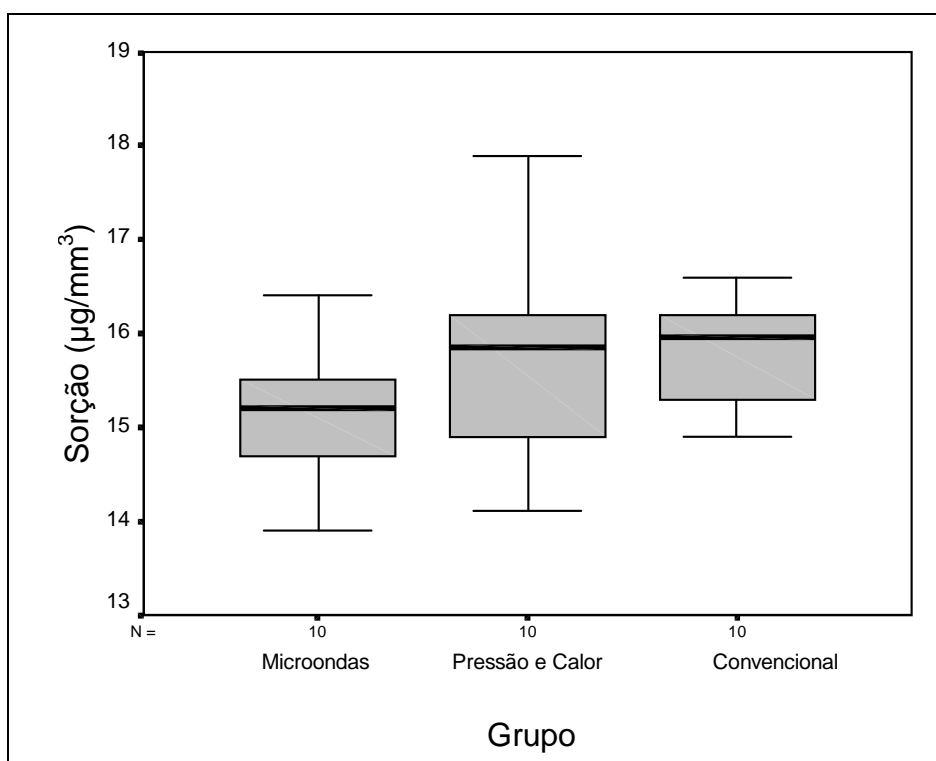
*Tabela 5.1: Estatísticas Descritivas*

Variável	Estatísticas					
	Média	Mediana	Variância	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo
<b>Sorção</b>	15,58	15,60	0,72	0,85	13,90	17,90
<b>Solubilidade</b>	0,83	0,80	0,09	0,31	0,40	1,60

As tabelas a seguir (Tabela 5.2 e Tabela 5.3) apresentam os valores estatísticos da Tabela 5.1, entretanto de forma separada para cada tratamento, também chamados de grupos.

**Tabela 5.2: Estatísticas Descritivas por Grupo - Sorção**

Grupo	Estatísticas					
	Média	Mediana	Variância	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo
<b>Microondas</b>	15,10	15,20	0,53	0,73	13,90	16,40
<b>Pressão e Calor</b>	15,83	15,85	1,10	1,05	14,10	17,90
<b>Convencional</b>	15,81	15,95	0,29	0,54	14,90	16,60



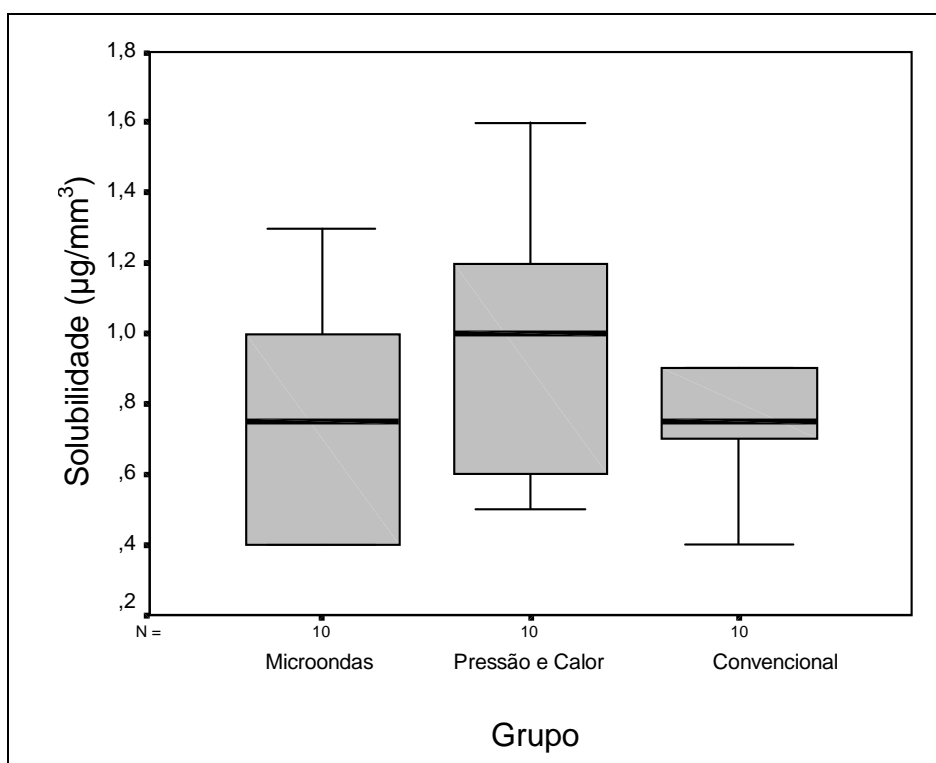
Com base na Figura 5.1 pode-se observar que, visualmente, não parece existir diferença significativa entre as medianas dos grupos pressão e calor e convencional. Entretanto, a



solução dos corpos de prova de resina acrílica, polymerizados por microondas apresenta uma mediana inferior à dos outros dois grupos. Além disso, observa-se que o grupo 2 (pressão e calor) é o que apresenta a maior variabilidade (ver comprimento do gráfico). A comparação estatística entre as médias dos grupos é apresentada na seção 5.2.1.1.

**Tabela 5.3: Estatísticas Descritivas por Grupo - Solubilidade**

Grupo	Estatísticas					
	Média	Mediana	Variância	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo
Microondas	0,76	0,75	0,10	0,31	0,40	1,30
Pressão e Calor	0,98	1,00	0,14	0,38	0,50	1,60
Convencional	0,74	0,75	0,03	0,18	0,40	0,90



*Fig. 5.2 Gráfico de Comparação dos Grupos - Solubilidade*

Com base na Figura 5.2 pode-se observar que, visualmente, não parece existir diferença significativa entre as medianas dos grupos microondas e convencional. Entretanto, a solubilidade dos corpos de prova de resina acrílica, polimerizados por pressão e calor apresenta uma mediana superior à dos outros dois grupos. Mais uma vez observa-se que o grupo 2 (pressão e calor) é o que apresenta a maior variabilidade. A comparação estatística entre as médias dos grupos é apresentada na seção 5.2.1.2.

## 5.2 Comparação dos Tratamentos

### 5.2.1 Resultados

Para verificar se existe diferença entre os tratamentos (microondas, convencional e calor e pressão) quanto à sorção e à solubilidade, foram realizadas duas análises de variância. Os resultados obtidos são apresentados abaixo.

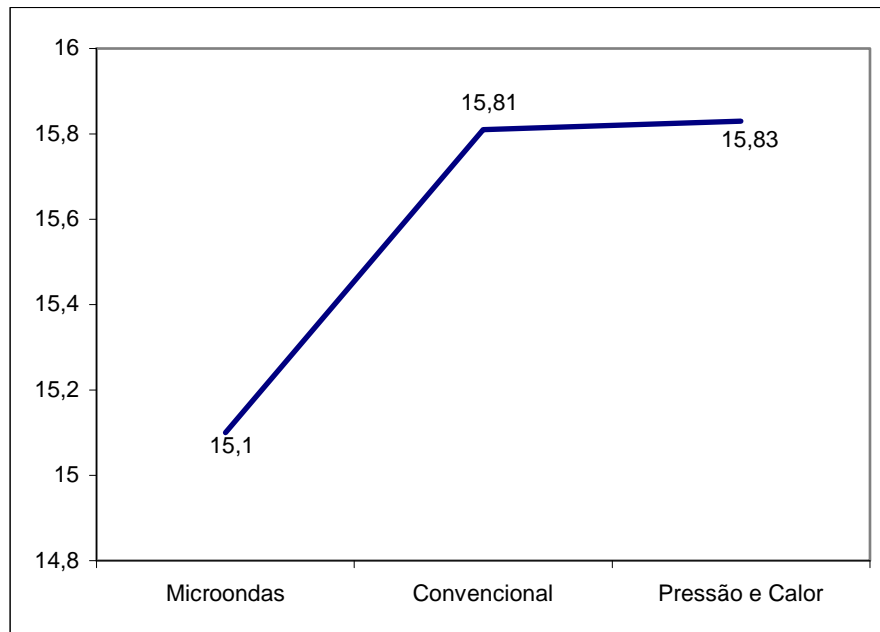
#### 5.2.1.1 Sorção

*Tabela 5.4: Análise de Variância - Sorção*

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Valor p
Intercepto	7282,092	1	7282,092	11345,441	0,000
Grupo	3,458	2	1,729	2,694	0,086
Erro	17,330	27	0,642		

$R^2 = 0,166$   $R^2$  ajustado = 0,105

Com base nos resultados apresentados na Tabela 5.4, conclui-se que não existe um efeito significativo dos tratamentos aos quais as resinas acrílicas foram submetidas ao nível de 5% de significância (valor p = 0,086).



*Fig. 5.3 Gráfico de Comparação de Médias - Sorção*

### 5.2.1.2 Solubilidade

*Tabela 5.5: Análise de Variância - Solubilidade*

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Valor p
Intercepto	20,501	1	20,501	228,356	0,000
Grupo	0,355	2	0,177	1,975	0,158
Erro	2,424	27	0,089		

$R^2 = 0,128$   $R^2$  ajustado = 0,063

Com base nos resultados apresentados na Tabela 5.5, constata-se que não é detectado efeito significativo do tratamento, ou seja, não existe diferença estatisticamente significativa entre as médias de solubilidade de água das resinas acrílicas submetidas aos três distintos processos de polimerização (valor  $p = 0,158$ ).

## 6 DISCUSSÃO

Inicialmente gostaríamos de esclarecer o sentido dos termos sorção e solubilidade, usados com frequência neste trabalho. Alguns autores, como CARVALHO (1972), BARSBY (1992) e DOGAN et al. (1995), usam o termo absorção de água, enquanto outros como MIETTINEN & VALLITTU (1997), CUCCI et al. (1998), FRAGA (1998), HEKIMOGLU & ANIL (1999), WONG et al. (1999), usam o termo sorção. Pela definição encontrada no Novo Dicionário da Língua Portuguesa (FERREIRA, 1986), absorção quer dizer: ação ou efeito de absorver, absorvimento, fixação de uma substância, geralmente líquida ou gasosa, no interior da massa de outra substância, em geral sólida, e resultante de um conjunto complexo de fenômenos de capilaridade, atrações eletrostáticas e reações químicas. Adsorção significa a fixação das moléculas de uma substância (adsorvato) na superfície de outra substância (adsorvente) e sorção é o fenômeno simultâneo de absorção e adsorção. Solubilidade significa qualidade de solúvel, propriedade de substância que forma solução com outra, e a medida da capacidade que tem uma substância de se dissolver em outra, expressa pela concentração da solução saturada da primeira na segunda. Assim sendo, acreditamos que o termo sorção é o que realmente conceitua o fenômeno que ocorre com as resinas acrílicas, já que a água penetra por difusão e se fixa nas cadeias moleculares da resina (PHILLIPS, 1993).

Já a polimerização é um termo usado para descrever uma série de reações químicas, nas quais uma macromolécula ou polímero é formado a partir da união de um grande número de moléculas unitárias, chamadas de monômeros. Basicamente o polímero é formado a partir de uma unidade estrutural simples, particularmente recorrente, e que essencialmente se relaciona com a estrutura do monômero. Em geral, a polimerização é uma reação intermolecular de repetição e que funcionalmente é capaz de progredir indefinidamente (PHILLIPS, 1993), podendo também o processo se complementar por ação física (calor, irradiação por microondas ou luz; ANUSAVICE, 1998).

As resinas acrílicas termicamente ativadas para base de PTR geralmente contêm em sua composição moléculas do peróxido de benzoíla, que quando aquecidas acima de 60°C,

se decompõem gerando radicais livres (átomo ou grupo de átomos que possuem um elétron livre, isto é, não emparelhado). Cada radical livre reage com uma molécula de monômero disponível para iniciar o crescimento da cadeia polimérica. Durante a confecção da prótese, o calor é aplicado à resina através da imersão da mufla no banho de água. A água é aquecida a temperaturas predeterminadas e mantida nestas por períodos de tempo que variam de acordo com o ciclo empregado (ANUSAVICE, 1998). A polimerização é exotérmica e a quantidade de calor gerado durante o ciclo pode ser um fator determinante na polimerização correta das PTRs (PEYTON, 1950; PHILLIPS, 1993; ANUSAVICE, 1998 e TURANO & TURANO, 1998).

Uma polimerização convencional (banho de água) deve sofrer uma elevação gradual de temperatura, iniciando à temperatura ambiente, aumentada gradativamente, e mantida em 60-65°C por 1 hora e depois elevada a 100°C. Quando a água atingir 70°C, a temperatura da resina começa a subir rapidamente e as moléculas do peróxido de benzoíla já terão sido ativadas para produzir uma reação em cadeia. Essa seqüência de eventos leva a um aumento na velocidade de polimerização e a um aumento concomitante no calor exotérmico da reação. Por serem a resina acrílica e o gesso pobres condutores de calor, o calor da reação pode não ser dissipado. Portanto, a temperatura da resina eleva-se bem acima da temperatura do gesso de revestimento e da água circundante (WOELFEL, 1977 e PHILLIPS, 1993). A temperatura da resina também excede a temperatura de ebulição do monômero (100,8°C), segundo HILGERT et al. (2001), e esta temperatura elevada exerce um efeito significativo nas características físicas da resina polimerizada (KIMURA, TERAOKA & SAITO, 1984; BUUDAI et al., 1995; ANUSAVICE, 1998; FRAGA, 1998; TURANO & TURANO, 1998 e HILGERT et al., 2001). Por isso, deve-se evitar que o monômero entre abruptamente em ebulição, forçando as paredes do gesso no interior da mufla, provocando distorções e porosidades (WOELFEL, 1977 e TURANO & TURANO, 1998). Esta reação exotérmica libera 80 calorias por cada grama/cm<sup>3</sup> de monômero polimerizado.

Existem dois métodos de polimerização convencional (banho de água) de resinas acrílicas bastante conhecidos: 1º) imersão da mufla em água à temperatura ambiente, elevação da temperatura da água para 60-70°C e manutenção a esta temperatura por um período de nove horas. Após este tempo, como sugere SKINNER (1949), a mufla deve

ser colocada na água em ebulição por 30 minutos, o que irá proporcionar uma maior resistência às porções mais finas da PTR, como comprovado nos trabalhos de TAKAMATA et al. (1989) e PHILLIPS (1993); 2º) imersão em água por um tempo mais curto, conhecido como método australiano ou de TUCKFIELD, WOMER & GUERIN citados por TURANO & TURANO (1998), a saber: meia hora para aquecimento da água da temperatura ambiente até 65°C; manutenção à temperatura de 65°C por uma hora; meia hora para elevação da temperatura de 65°C para 100°C; manutenção da mufla, por uma hora, a 100°C.

O ciclo australiano, ou chamado ciclo curto, apresenta algumas variações de tempo e da temperatura. HARMAN (1949) sugere 60 minutos a 71°C e 30 minutos em ebulição. TAKAMATA et al. (1989) mantêm a mufla por 30 minutos em água a 70°C e depois em ebulição por 30 minutos. Já WALLACE et al. (1991) sugere o período de 40 minutos a 65°C e a manutenção à 100°C por 30 minutos. ARENA, EVANS & HILTON (1993) recomendam 60 minutos em água a 73°C seguido por 30 minutos à 100°C. BRAUN et al. (2000) recomendam 90 minutos à temperatura de 65°C ± 3°C e 90 minutos à aproximadamente 100°C.

Neste trabalho tomamos como ciclo de polimerização o citado por ANUSAVICE (1998), que sugeriu processar a resina acrílica a 74°C por aproximadamente duas horas e, então, aumentar a temperatura do banho de água para 100°C e processar por mais uma hora. Acreditamos que o mais importante em um ciclo de polimerização é que não haja ebulição do monômero. No ciclo longo a temperatura é elevada a 74°C e mantida nesta por 9 horas. Elevamos lenta e cuidadosamente a esta temperatura e mantivemos nesta (74°C), por duas horas antes de eleva-la à 100°C, diferentemente dos autores citados que mantiveram nesta faixa, por menores períodos de tempo e por também considerarmos que uma elevação abrupta de temperatura aumentaria o calor gerado pela reação exotérmica, ao contrario de uma elevação lenta (40 minutos) da temperatura.

A técnica de polimerização utilizando pressão e calor é uma variação da técnica convencional e ultimamente está sendo muito difundida nos laboratórios odontológicos por sua facilidade de manuseio e o tempo gasto na confecção das próteses (UNDERWADE & SIDHAYE, 1989 e BARROS, 2001).

Embora atualmente a técnica convencional de polimerização das resinas por banho de água seja considerada a mais usual e prática na confecção das próteses (SKINNER et al., 1984), as técnicas alternativas vêm sendo estudadas e aprimoradas a cada dia, ocupando seu espaço na prática odontológica. O método de processamento das resinas por energia de microondas, inicialmente proposto em 1968 por NISHII, somente a partir de 1980 tomou impulso, possivelmente por terem sido observadas suas qualidades frente ao método convencional (KIMURA et al., 1983; REITZ, SANDERS & LEVIN, 1985; DE CLERCK, 1987; SANDERS, LEVIN & REITZ, 1987; AL DOORI et al., 1988; TAKAMATA et al., 1989; LEVIN, SANDERS & REITZ, 1989; KODA et al., 1989; WALLACE et al., 1991 e CURY, 1992). NISHII (1968) usou um forno de microondas de 2.450 megaciclos e com tempos de irradiação de 9, 10, 11 e 12 minutos, notando que o tempo não afetou os valores de sorção de água num período de 24 horas, sendo menores que os valores de uma polimerização convencional. KIMURA, TERAOKA & SAITO (1984) usaram potências de 500 e 200W alterando a exposição à irradiação para 2 minutos e trinta segundos na parte superior da mufla e 2 minutos e trinta segundos na parte inferior. REITZ, SANDERS & LEVIN (1985) sugeriram uma polimerização com 400 W de potência e irradiação de 2 minutos e trinta segundos de cada lado da mufla, obtendo resultados semelhantes aos da polimerização convencional. DE CLERCK (1987) descreveu um processo de polimerização através de um forno de microondas de 1200 W, utilizando 600 W de potência e um tempo de 15 a 20 minutos de exposição. BLAGOJEVIC & MURPHY (1999) usaram 3 minutos à 600W de potência. ALMEIDA et al. (1999) utilizaram uma potência de 900 W durante 3 minutos, enquanto BRAUN et al. (2000), OLIVEIRA et al. (2000), RIZZATI-BARBOSA (2000) e TANJI et al. (2001) usaram uma potência de 500 W pelos mesmos 3 minutos.

Notamos, nos ciclos de polimerização descritos acima utilizando forno de microondas, uma variação tanto do tempo de polimerização proposto como da potência. Em nosso trabalho optamos por seguir o ciclo sugerido pelo fabricante da resina acrílica, que utilizava 40% da potência de um forno de 900 W (360 W) por 3 minutos na primeira fase, 0% de potência por 4 minutos na segunda fase e 90% da potência (810 W) por 3 minutos na terceira fase, para polimerização (BARROS, 2001; GANZAROLLI, MELLO & DEL BEL CURY, 2001). Vários autores (KIMURA et al., 1983; AL DOORI



et al., 1988; WALLACE et al., 1991) relataram que uma polimerização mais efetiva, sem prejuízo das propriedades físicas, ocorre com potências menores e tempos maiores de polimerização. Concordamos com os autores citados, e também acreditamos que uma potência inicial baixa no tempo utilizado levaria a uma boa polimerização, e com um período de repouso teríamos ainda uma energia térmica muito baixa permitindo a propagação de calor. Com uma potência maior, ocorreria a polimerização das porções mais finas da resina, que não tivessem sido polimerizadas. Além do mais, observamos que a água contida no recipiente entrava em ebulição quando usada uma potência maior, mas provavelmente isto não ocorreria com o monômero, já que a temperatura de ebulição no processo seria muito maior que a da água e estaria contido em uma mufla de plástico que é má condutora de calor, ao contrário da mufla metálica. A polimerização também era feita com a mufla em posição vertical, e por isto não havia necessidade da mudança de lado.

Também concordamos com os autores REITZ, SANDERS & LEVIN (1985), AL DOORI et al. (1988), LEVIN, SANDERS & REITZ (1989), WALLACE et al. (1991) e BLAGOJEVIC & MURPHY (1999) e HILGERT et al. (2001) que afirmaram tratar-se de um método extremamente simples, prático e que envolve um tempo de trabalho sensivelmente menor na fase de polimerização da resina. A afirmação de LEVIN, SANDERS & REITZ (1989) e WALLACE et al. (1991), que a técnica de microondas é um método limpo, deve ser creditada à fase de polimerização da resina acrílica, apesar das diferenças existentes entre prensar na fase fibrosa quando utilizamos o método de microondas e plástica nas demais. Nas fases de inclusão e demuflagem das amostras, os passos seguidos são os mesmos para todas as técnicas, não havendo vantagens na facilidade de limpeza de uma técnica em relação às outras.

Com relação ao tempo de polimerização, pudemos constatar que a técnica de polimerização por energia de microondas é mais rápida em comparação com os outros dois ciclos. A técnica de polimerização convencional por banho de água gasta aproximadamente 4 horas e 30 minutos para o processamento de 2 muflas, desde o início, da água à temperatura ambiente, até o final do ciclo. A técnica de processamento por pressão e calor gasta aproximadamente 50 minutos para a polimerização de 2 muflas. A polimerização por energia de microondas gasta onze minutos para o

processamento de 2 muflas. Se abordarmos a quantidade de muflas polimerizadas por tempo, gastaríamos 44 minutos para processar 8 muflas pela técnica de energia de microondas, 4 horas e 30 minutos pela técnica de banho de água convencional (capacidade máxima da polimerizadora) e 3 horas e 30 minutos pela técnica de pressão e calor, sem contar o tempo que devemos esperar para o resfriamento da polimerizadora entre uma prensagem e outra. Concluimos então que o uso do forno de microondas é vantajoso, com relação ao tempo gasto, em comparação com os outros equipamentos utilizados, concordando com AL DOORI et al. (1988), LEVIN, SANDERS & REITZ (1989), WALLACE et al. (1991), TURCK & RICHARDS (1993) e HILGERT et al. (2001) A economia de tempo resultante da polimerização pela técnica de microondas pressupõe uma economia no gasto de energia elétrica, o que, ao nosso ver, representa uma vantagem nos dias de hoje. Já o tempo para a abertura das muflas, para se evitar contração térmica que pode ser causa de alteração dimensional (WOELFEL, 1977), é aproximadamente o mesmo para todas as técnicas concordando com GEE, HARKEL & DAVIDSON, 1979, PHILLIPS, 1993 e ANUSAVICE, 1998.

LEVIN, SANDERS & REITZ (1989) e BLAGOJEVIC & MURPHY (1999) citaram como desvantagem da técnica da energia de microondas o preço mais elevado desta mufla em relação a mufla metálica usada nas outras duas técnicas, e sua fragilidade, que tende a fraturar depois de sucessivas prensagens. Embora este não fosse o intuito do nosso trabalho, pudemos constatar que, no decorrer de todo o processamento laboratorial, não tivemos a perda de nenhuma mufla. A fratura da mufla para microondas ocorre por excesso de pressão na prensa hidráulica no momento da inclusão e da prensagem propriamente dita (TURCK & RICHARDS, 1993; BARROS, 2001). Sendo a mufla para microondas de plástico e metálica para as demais técnicas, pressupomos que a sua durabilidade deverá ser menor.

A reação química em cadeia entre os monômeros da resina acrílica pode se dar por condensação ou por reações de adição simples (PHILLIPS, 1993). As resinas utilizadas em nosso experimento reagem por adição dos monômeros, que se dá através de uniões químicas covalentes. As moléculas de polimetilmetacrilato resultantes são moléculas gigantes de tamanho quase ilimitado, que apresentam uma conformação espacial

heterogênea e altamente complexa, com espaços vazios descontínuos e desiguais em seus interstícios e que variam de acordo com a sua composição (PHILLIPS, 1993).

Duas das principais propriedades das resinas acrílicas encontram-se relacionadas às propriedades polares dos polímeros e à presença física destes espaços (MIETTINEN & VALLITTU, 1997 e FRAGA, 1998). Tratam-se de sua capacidade de sorção e solubilidade, quando imersas em meio líquido (SWEENEY e SCHOONOVER, 1936; TAYLOR, 1941; HARMAN, 1949; CHEVITARESE, CRAIG & PEYTON, 1962 e WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY, 1963).

O mecanismo de sorção dos líquidos ocorre por difusão das moléculas de água entre as macromoléculas dos polímeros, e se dá conforme as leis de difusão (BRADEN, 1964 e BARSBY & BRADEN, 1979, e BRADEN & WRIGHT, 1983). Esta propriedade, embora tida como negativa por alguns autores, (SWEENEY, PAFFENBARGER & BEALL, 1942) já que a sorção de líquidos afeta as propriedades mecânicas das resinas acrílicas, como flexibilidade e tração transversal, podendo ainda estar associada ao manchamento das próteses. MCCRACKEN, 1952, WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY, 1963, STAFFORD & SMITH, 1968, e STAFFORD & HANDLEY, 1973 citaram que a sorção altera os valores de dureza significativamente abaixo dos que apresentam as amostras secas. Constitui, segundo outros (CAMPBELL, 1956; ANTHONY & PEYTON, 1962; NISHII, 1968; PHILLIPS, 1993 e RIZZATI-BARBOSA, DEL BEL CURY & PANZERI, 1995; BUUDAI et al., 1995; CUCCI et al, 1999), em uma característica favorável da resina utilizada na elaboração de próteses removíveis, totais e parciais. Isto porque a sorção de água confere maior retenção à base da prótese em contato com a fibromucosa. Provavelmente isto acontece porque as macromoléculas são forçadas a se afastarem pela difusão da água, tornando-se mais móveis, liberando a tensão inerente à contração de polimerização (TAYLOR, 1941, e PHILLIPS, 1993).

Outros autores, como PEYTON & MANN (1942), SKINNER & COOPER (1943) SKINNER & CHUNG (1952), GRUNEWALD, PAFFENBARGER & DICKSON (1952), CAMPBELL (1956) e WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY (1961), relataram que a sorção compensaria em parte a contração da resina ocorrida durante o

processo de polimerização, desde que nenhuma alteração dimensional pronunciada ocorresse durante o processo de sorção, como relatado por TAYLOR (1941), com o qual concordamos. BARSBY & BRADEN (1979), PHILLIPS (1993), CUCCI et al. (1998) e WONG et al. (1999) relataram que a quantidade de água envolvida na sorção é muito pequena até o alcance da saturação, a qual provavelmente é determinada, em parte, pelo número de grupamentos polares. Em relação a este aspecto, tem sido estimado que para cada 1% do aumento de peso, devido à água sorvida, a resina acrílica se expandirá linearmente 0,23% (PHILLIPS, 1993), mas SWEENEY (1958) encontrou o valor de 0,3% e SKINNER (1949) de 0,5%. Calculou-se que uma PTR típica de resina acrílica necessitaria de cerca de 17 dias de imersão em água para que ela se torne completamente saturada (PHILLIPS, 1993), mas CAMPBELL (1956) concluiu que esta saturação ocorreria durante os três primeiros meses depois da confecção da prótese. Esse período depende, com certeza, da espessura da prótese (PHILLIPS, 1993), e devido aos baixos valores de sorção, pode ser considerável. Vários outros autores consultados também divergiram em relação a estes tempos de armazenagem: SKINNER & COOPER (1943) citaram um período de até 21 dias e consideraram períodos maiores desnecessários; SKINNER & CHUNG (1952) concluíram que a estabilidade seria alcançada em até 30 dias; GRUNEWALD, PAFFENBARGER & DICKSON (1952) citaram um período de até 21 dias; CAMPBELL (1956) concluiu que a imersão após 2 e 3 dias aumentava a retenção; ANTHONY & PEYTON (1962) relataram que as próteses armazenadas por 8 meses melhoravam a retenção; WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY (1963) relataram que as resinas atingiram o equilíbrio em 24 horas; CARVALHO (1972) citou que a capacidade de sorção variava com o tempo de imersão; KODA et al. (1989) concluíram que com o armazenamento em água por 3 dias as amostras apresentavam baixo nível de monômero residual; DOGAN et al. (1995) observaram que as amostras polimerizadas ganhavam peso com até 25 dias de imersão e depois se estabilizavam.

Os períodos do tempo de armazenamento preconizados para que os níveis de sorção de água sejam considerados viáveis variam de autor para autor, em função de diferentes metodologias de teste empregadas, como: períodos de 24 horas (KAWAI, TORII & TSUCHITANI, 1988; PEARSON & LONGMAN, 1989; CUCCI et al., 1996), 48 horas

(POLYZOIS & ZISSIS, 1995), 50 horas (ARENA, EVANS & HILTON, 1993; CUCCI et al., 1999), 7 dias (CURY, 1992; GEERTS & JOOSTE, 1993; ILBAY, GUVENER & ALKUMRU, 1994; BUUDAI et al., 1995; MIETTINEN & VALLITTU, 1997; BARONCINI NETO et al., 1998; WONG et al., 1999), 15 dias (HEKIMOGLU & ANIL, 1999), 17 dias (PHILLIPS, 1993), 21 dias (SKINNER & COOPER, 1943; SHLOSBERG et al., 1989), 28 dias (BLAGOJEVIC & MURPHY, 1999) 30 dias (BEVAN & EARNSHAW, 1969; STAFFORD & HANDLEY, 1973; JAGGER & HUGGETT, 1990; RIZZATI-BARBOSA, DEL BEL CURY & PANZERI, 1995; PAVAN et al., 2000), 60 dias (SKINNER & CHUNG, 1952; DOGAN et al., 1995; CUCCI et al., 1996), 180 dias (GOODKIND & SCHULTE, 1970), 224 dias (ANTHONY & PEYTON, 1962), e até mesmo um ano (SWEENEY, 1939).

Em nosso trabalho, foi utilizado o período de 7 dias, porque a sorção ocorre em maior grau na primeira semana (CARVALHO, 1972) e é o método indicado pela especificação nº 1567 da ISO para o teste de sorção e solubilidade das resinas armazenadas em água.

Independentemente do período de tempo para a armazenagem em água na prática clínica, este deverá ser feito até a colocação da PTR na cavidade oral em concordância com TAYLOR, 1941, BRADEN, 1964 e CARVALHO, 1972. Isto para que se compense em parte a contração de polimerização ocorrida, que poderá variar de acordo com o tipo de resina empregado, conforme relatado por BARONCINI NETO et al. (1998), com o qual concordamos; e porque, independentemente deste tempo de armazenagem, a PTR em uso clínico continuará absorvendo água, mas não compensará totalmente a contração de polimerização, conforme relatado por WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY (1961) e WONG et al. (1999). Concordamos também com HARMAN (1949), que relatou que o armazenamento a seco aumenta as alterações dimensionais.

O período necessário para a obtenção da saturação dos polímeros depende também da temperatura do meio líquido em que são armazenados após terem sido processados (segundo BRADEN, 1964, a temperatura controla o coeficiente de difusão da água). A 23°C, segundo PHILLIPS, 1993; a sorção de água é duas vezes menor do que quando a amostra de resina é armazenada a 37°C. SWEENEY, 1939, demonstrou que, a 25°C, foi necessário um tempo de armazenamento de um ano para que o peso das amostras se

estabilizasse. Já DOGAN et al., 1995, observaram que nessa mesma temperatura, o peso das amostras tornou-se estável após 25 dias de imersão em água.

A temperatura da água onde as amostras permanecerão durante o teste de sorção é outro fator de discordância entre vários pesquisadores. TAKAMATA et al. (1989) e WALLACE et al. (1991) utilizaram a temperatura ambiente, STAFFORD & SMITH (1968) empregaram 20°C, GRUNEWALD, PAFFENBARGER & DICKSON (1952), 21°C, PEYTON & MANN (1942) e CARVALHO (1972) seguiram a temperatura sugerida pela especificação nº 12 da ADA que é de 25°C. A temperatura de 37°C indicada pela especificação da ISO nº 1567 e utilizada por SWEENEY, PAFFENBARGER & BEALL (1942), SKINNER & COOPER (1943), HARMAN (1949), MCCRACKEN (1952), NISHII (1968), GOTUSSO, BRASSESCO & BEIGELIS (1969), WALTER & GLAYSER (1972), CURY (1992), DIXON, BREEDING & EKSTRAND (1992) e DOGAN et al. (1995) e foi também a empregada neste trabalho, porque a prótese total removível (PTR) deverá sofrer a temperatura do corpo humano diariamente durante o seu uso na cavidade bucal concordando com SKINNER & COOPER, 1943.

Nosso trabalho empregou também resinas específicas para cada técnica de polimerização, e resfriamento lento da mufla após a prensagem, acarretando um processo de polimerização mais eficiente, em concordância com KIMURA et al. (1983) e SANDERS, LEVIN & REITZ (1987). Verifica-se, normalmente, uma contração de polimerização da resina de 0,2 a 0,5% durante o esfriamento. Na PTR superior, por exemplo, a contração é maior na região dos rebordos, por ser mais espessa, o que ocasiona um esforço de tensão na região mais fina que é a do palato (TAKAMATA et al., 1989; ALMEIDA et al., 1999). O esfriamento deve ser natural para não aumentar essa contração térmica (BEVAN & EARNSHAW, 1968). O resfriamento da mufla à temperatura ambiente ocorreu aproximadamente em uma hora no nosso trabalho. WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY (1961) afirmam que as porções mais espessas da prótese, imersas em água ou em uso na cavidade bucal, expandem ligeiramente mais do que as porções mais finas. Esta expansão, junto com uma baixa contração de polimerização, indica que as porções mais espessas da prótese são mais estáveis em dimensão do que as porções mais finas (TAKAMATA et al., 1989). A

mudança de posição de molar a molar em uma prótese após dezoito meses em uso na boca foi 0,65% maior, sendo esta diferença tão pequena que não apresentou nenhum significado prático (WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY, 1963).

De acordo com DIXON, BREEDING & EKSTRAND (1992) e CUCCI et al. (1998), o monômero residual poderá afetar o equilíbrio de concentração da água e expansão da resina, em ciclos curtos de polimerização da resina acrílica, porque geralmente há uma grande concentração de monômero dentro da amostra após sua prensagem. Talvez isto explique porque a resina Clássico®, polimerizada por pressão e calor, tenha mostrado uma média maior de sorção ( $15,83 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) em comparação com a dos outros dois ciclos ( $15,10 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para microondas e  $15,81 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para o convencional). O método de microondas, apesar de usar um tempo curto de processamento, possui na composição do seu líquido um agente de ligação cruzada, que aumenta o ponto de ebulição do monômero o que segundo BAFILE et al. (1991) talvez possa acarretar em menor quantidade de monômero residual e um menor valor de sorção da água apresentado por esta técnica ( $13,90 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ). Como a pesquisa do monômero residual não foi o motivo deste trabalho, estudos poderão ser feitos para comprovar a presença e/ou a quantidade de monômero residual nas diferentes técnicas de polimerização que utilizam ciclos curtos na confecção de PTR.

Verifica-se pela tabela 5.2 que todas as duas resinas testadas, independentemente do método de polimerização a que foram submetidas, sofreram o processo de sorção de água e apresentaram diferenças entre si, sendo que a resina processada pelo método da energia de microondas apresentou o menor valor de sorção ( $13,90 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  o valor mínimo,  $16,40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  o valor máximo e média de  $15,10 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ), estando de acordo com os resultados de CURY (1992), ILBAY, GUVENER & ALKUMRU (1994) e CUCCI et al. (1998). A resina que apresentou o maior valor de sorção foi a polimerizada por pressão e calor (maior valor de  $17,90 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ , menor valor de  $14,10 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  e média de  $15,83 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ). A resina polimerizada pelo método convencional apresentou valor intermediário entre as três técnicas (sendo o maior valor de  $16,60 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ , o menor valor de  $14,90 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  e média de  $15,81 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ). Os valores de sorção apresentados pelas resinas nas três técnicas ficaram abaixo dos limites impostos pela especificação n° 1567 da ISO, que é de  $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para as resinas termicamente

ativadas e não apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Estes valores obtidos são compatíveis com um bom desempenho clínico.

Talvez a menor média verificada entre os valores de sorção apresentada pela resina Onda-Cryl® em relação em relação à resina Clássico® possa ser explicada pela composição das mesmas. Componentes químicos diferenciados como co-polímeros (SWEENEY, PAFFENBARGER & BEALL, 1942; STAFFORD et al., 1980; BARSBY, 1992), fibras de vidro (VALLITTU, 1996; MIETTINEN & VALLITTU, 1997) e agentes de ligações cruzadas (BEVAN & EARNSHAW, 1969; JAGGER & HUGGETT, 1990) têm sido adicionados à fórmula das resinas na tentativa de aprimorar suas propriedades físicas após a polimerização. A resina Onda-Cryl® utilizada para microondas possui agente de ligação cruzada (Etilenoglicol Dimetacrilato) na composição do seu componente líquido – que segundo pesquisadores como JAGGER & HUGGETT (1990) e CURY (1992), dependendo da sua concentração, ocasionará diminuição tanto da sorção de água quanto da solubilidade.

Em nosso trabalho foi verificado (conforme tabela 5.3) que todas as duas resinas (Onda-cryl® e Clássico®) foram solúveis em água, em conformidade com CURY, RODRIGUES JUNIOR & PANZERI (1994), mas com valores abaixo dos impostos pela especificação n° 1567 da ISO, que é de  $1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  para as resinas termicamente ativadas e que os níveis alcançados são compatíveis para um bom desempenho clínico, concordando com PEYTON & MANN (1942) e CURY (1992). A resina que mostrou menor grau de solubilidade foi a processada pelo método convencional, com o valor médio de  $0,74 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  (apresentando valor mínimo de  $0,40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  e  $0,90 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  de valor máximo) e a resina acrílica que mostrou o maior valor foi a resina processada por pressão e calor, com o valor médio de  $0,98 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  (com valor mínimo de  $0,50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  e máximo de  $1,60 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ). A resina processada por energia de microondas apresentou um valor médio de  $0,8 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ , intermediário entre as outras duas resinas, confirmando a afirmação de CHEVITARESE, CRAIG & PEYTON (1962) de que a solubilidade em água da maioria das resinas é baixa, indicando que o grau de solubilidade tem um efeito pequeno na alteração dimensional.



Por outro lado, torna-se difícil a comparação de valores em nosso trabalho, já que conforme relatado por ILBAY, GUNEVER & ALKUMRU (1994), estes autores não haviam encontrado dados na literatura de sorção e solubilidade para resinas específicas polimerizadas por microondas. CUCCI et al. (1998) utilizaram duas resinas quimicamente ativadas e uma termicamente ativada, não encontrando diferença na solubilidade das três resinas estudadas, mas constatando que todos os valores estavam em conformidade com a especificação nº 1567 da ISO. RAHAL et al. (2001) encontraram valores de sorção e solubilidade muito baixos em relação aos da resina termicamente ativada Clássico® utilizada em nosso trabalho (1,92% para a sorção e 0,02% para solubilidade, utilizando polimento mecânico para as amostras, e 1,98% e 0,52% respectivamente, utilizando polimento químico).

Discordamos de SWEENEY & SCHOONOVER (1936), BEVAN & EARNSHAW (1968), GOTUSSO, BRASSESCO & BEIGELIS (1969) e VALLITTU, LASSILA & LAPPALAINEN (1994), que adotaram procedimentos de imersão em álcool, éter, acetona e metilmetacrilato, já que solventes orgânicos podem afetar a solubilidade das resinas acrílicas (PHILLIPS, 1993).

Foi utilizado um acabamento mecânico em nosso trabalho para determinação final das dimensões dos corpos de prova. GOTUSSO, BRASSESCO & BEIGELIS (1969) concluíram que o polimento químico de superfície afetou os valores de sorção, e RAHAL et al. (2001) concluíram que o polimento mecânico promoveu valores de solubilidade menores que o químico, sendo que o polimento químico promoveu maior sorção inicial de água. Acreditamos que este acabamento possa ter alguma influência negativa nos resultados, porque o polimento químico é feito com o monômero, que é um solvente orgânico. Este solvente afeta a superfície dos corpos de prova ou próteses, deixando-a mais rugosa e devendo ser uma variável considerável em relação à sorção de líquidos (KILANI et al., 1994).

Por outro lado, testes laboratoriais que são importantes inicialmente deveriam ser complementados com testes clínicos, já que as dimensões das amostras que são padronizadas em testes laboratoriais não o são na prática clínica.

## 7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos e nas condições em que foi realizado este trabalho, parece-nos lícito concluir:

- 1) A técnica de polimerização por energia de microondas é o método que requer menor tempo para a realização do ciclo de polimerização;
- 2) As duas resinas acrílicas utilizadas nas três técnicas de polimerização sofreram sorção de água, com valores abaixo dos preconizados pela especificação nº 1567 da ISO e portanto compatíveis com um bom desempenho clínico;
- 3) A resina Onda-Cryl® específica para a técnica de microondas foi a que apresentou o menor valor de sorção de água; a resina Clássico® processada por calor e pressão o maior valor, e a resina Clássico® processada pelo método convencional um valor intermediário;
- 4) As duas resinas acrílicas utilizadas nas três técnicas de polimerização sofreram solubilidade em água, com valores abaixo dos preconizados pela especificação nº 1567 da ISO e portanto compatíveis com um bom desempenho clínico;
- 5) A resina Clássico® processada pelo método convencional apresentou o menor valor de solubilidade, a resina Clássico® processada por pressão e calor o maior valor, e a resina Onda-Cryl® específica para a técnica de microondas um valor intermediário.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AL DOORI, D. et al. A comparison of denture base acrylic resins polymerized by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. **Dent. Mater.**, Washington, v. 4, n° 1, p. 25-32, Feb. 1988.
2. ALMEIDA, M. H. W. et al. Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. **Rev. Fac. Odonto. Passo Fundo**, Passo Fundo, v. 4, n° 1, p. 49-56, Jan-Jun. 1999.
3. ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A., Dimensional accuracy of various denture-base materials. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 12, n° 1, p. 67-81, Jan-Feb. 1962.
4. ANUSAVISE, K.J. **Phillips Materiais Dentários**. 10. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap. 10: Química das resinas sintéticas, p. 125-139 e Cap. 11: Resina para base de dentadura, p. 140-147.
5. ARENA, C.A., EVANS, D.B., HILTON, T.J. A comparison of bond strengths among chairside hard reline materials. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 70, n° 2, p. 126-131, Aug. 1993.
6. BAFILE, M. et al. Porosity of denture resin cured by microwave energy. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 66, n° 2, p. 269-274, Aug. 1991.
7. BARONCINI NETO, Z. et al. Estudo das alterações dimensionais de resinas acrílicas termopolimerizáveis processadas em forno de microondas convencional. **Rev. Fac. Odont. Bauru**, Bauru, v. 6, n° 2, p. 67-72, Abr-Jun. 1998.
8. BARSBY, M.J., BRADEN, M. A hydrophilic denture base resin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 58, n° 6, p. 1581-1584, Jun. 1979.
9. BARSBY, M.J. A denture base resin with low water absorption. **J. Dent.**, Great Britain, v. 20, n° 2, p. 240-244, Jan. 1992.
10. BARROS, J. Clássico Artigos Odontológicos Ltda. S. Paulo, **Comunicação Pessoal**, Maio 2001.

11. BEVAN, E.M., EARNSHAW, R. The role of water sorption in the solvent crazing of acrylic resins. Part. 1. **Aust. Dent. J.**, St Leonards, v. 13, n° 4, p. 265-273, Aug. 1968.
12. BEVAN, E.M., EARNSHAW, R. The role of water sorption in the solvent crazing of acrylic resins. Part. 2. **Aust. Dent. J.**, St Leonards, v. 14, n° 3, p. 190-196, June 1969.
13. 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.
14. BRADEN, M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.14, n.2, p. 307-316, Mar-Apr. 1964.
15. BRADEN, M., WRIGHT, P.S. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. **J. Den. Res.**, Washington, v. 62, n° 6, p.764-768, June 1983.
16. BRAUN, K. O. et al. Alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 14, n° 3, p. 278-282, Jul-Set. 2000.
17. BUUDAI, S. et al. Hardness of denture reline materials polymerized with different techniques. **J. Osaka. Univ. Dent. Sch.**, Osaka, v. 35, p. 39-44, 1995.
18. CAMPBELL, R.L. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 52, n° 4, p. 448-454, Apr. 1956.
19. CARVALHO, J.C.M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. **Rev. Fac. Odont. S. Paulo**, São Paulo v. 10, n° 1, p. 127-132, Jan-Jun. 1972.
20. CHEVITARESE, O., CRAIG, R.G., PEYTON, F.A. Properties of various types of denture-base plastics. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.12, n° 4, p. 711-719, July-Aug. 1962.

21. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. Revised American Dental Association Specification n° 12 for denture base polymers. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 90, n° 2, p.451-458, Feb. 1975.
22. CUCCI, A.L.M. et al. Unrestricted linear dimensional changes of two hard chairside reline resins and one heat-curing acrylic resin. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.76, n° 4, p. 414-417, Oct. 1996.
23. CUCCI, A.L.M. et al. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 80, n° 4, p. 434-438, Oct. 1998.
24. CUCCI, A.L.M. et al. Tensile bond strengths of hard chairside reline resins as influenced by water storage. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, n° 8, p. 631-634, Aug. 1999.
25. CURY, A.A.D.B., Estudo in vitro das propriedades físico-químicas de resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis, quimicamente ativada e curadas por microondas. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 1992, 134 p., Tese (Doutorado).
26. CURY, A.A.D.B., RODRIGUES JUNIOR, A.L., PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, São Paulo, v. 8, n° 4, p. 243-249, Out-Dez. 1994.
27. DE CLERCK, J. P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 57, n° 5, p. 650-658, May 1987.
28. DIXON, D.L., BREEDING, L. C., EKSTRAND, K. G. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 68, n° 1, p. 196-200, July 1992.
29. 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.**, Great Britain, v. 23, n° 5, p. 313-318, Oct.1995.

30. FERREIRA, A.B.H., **Novo Dicionário da Língua Portuguesa**. 2ª Ed. Rio de Janeiro: Nova Fronteira, 1986, 1838 p.
31. FRAGA, M.A. Análise da sorção de água em amostras de resina acrílica ativada termicamente e submetidas a alterações de pressão, temperatura e tempo. Piracicaba, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1998. 58 p. (Dissertação, Mestrado em Clínica Odontológica, Área Prótese).
32. GANZAROLLI, S.M., MELLO, J.A.N., DEL BEL CURY, A.A. Adaptação, porosidade, resistência à flexão e ao impacto de resinas acrílicas, In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 18, 2001, Águas de Lindóia. **Pesq. Odontol. Brasil**. São Paulo: SBPqO, Set. 2001. p.111. Suplemento.
33. GEE, A.J., HARKEL, E.C., DAVIDSON, C.L. Measuring procedure for the determination of the three-dimensional shape of dentures. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 42, n° 2, p.149-152, Aug. 1979.
34. GEERTS, G.A.V.M., JOOSTE, C.H. A comparison of the bond strengths of microwave and water bath-cured denture material. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.70, n° 5, p.406-409, Nov. 1993.
35. GOODKIND, R.J., SCHULTE, R.C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.24, n° 6, p. 662-668, Apr. 1970.
36. GOTUSSO, M., BRASSESCO, M., BEIGELIS, A, Sorption of heat-cured acrylic resins, chemically polished. **J Dent. Res. Supl.**, Washington, v. 48, n° 6, p. 1072-1078, May 1969.
37. GRUNEWALD, A.H., PAFFENBARGER, G.C., DICKSON, G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 44, n° 3, p. 269-283, Mar. 1952.

38. HARMAN, I. M. Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 38, n° 2, p.188-203, Feb. 1949.
39. HEKIMOGLU, C., ANIL, N. Sorption and solubility of soft denture liners after accelerated aging, **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 12, n° 1, p. 44-46, Feb. 1999.
40. HILGERT, E. et al. Curvas Térmicas de resinas acrílicas durante a polimerização por energia de microondas, In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 18, 2001, Águas de Lindóia. **Pesq. Odontol. Brasil**. São Paulo: SBPqO, Set. 2001. p. 99. Suplemento.
41. ILBAY, S. G., GUVENER, S., ALKUMRU, H. N. Processing dentures using a microwave technique. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.21, n°1, p.103-109, Mar. 1994.
42. INTERNATIONAL ORGANIZATION for STANDARDIZATION (ISO). Specification 1567. **Dentistry – Denture base polymers**, 3ª ed., Switzerland, 1999.
43. JAGGER, R.G., HUGGETT, R. The effect of Cross-linking on sorption properties of a denture base material. **Dent. Mat.**, Washington, v. 6, n° 4, p. 276-278, Oct. 1990.
44. JOHNSON, R.A., BHATTACHARYYA, G.K. (1996). **Statistics Principles and Methods**. 3ª Edição. John Wiley & Sons, New York.
45. KAWAI, K., TORII, M., TSUCHITANI, Y. Measurement of water solubility of resin components by means of high performance liquid chromatography. **J. Osaka Univ. Dent. Sch., Osaka**, v. 28, p. 153-160, Dec. 1988.
46. KILANI, B.H.Z. et al. Wettability of selected denture base materials. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 52, n° 2, p.288-291, Aug. 1994.
47. KIMURA, H. et al. Applications of microwave for dental technique (Part I). **J. Osaka Univ. Dent. Sch., Osaka**, v. 23, p. 43-49, Dec. 1983.
48. KIMURA, H., TERAOKA, F., SAITO, T. Applications of Microwave for Dental Technique (Part 2). **J. Osaka Univ. Dent. Sch., Osaka**, v. 24, p. 21-29, Dec. 1984.

49. KODA, T. et al. High-performance liquid chromatographic estimation of eluates from denture base polymers. **J. Dent.**, Great Britain, v. 17, n° 2, p. 84-89, Apr. 1989.
50. LEVIN, B., SANDERS, J.L., REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 61, n° 3, p. 381-383, Mar. 1989.
51. MCCRACKEN, W.L. An evaluation of activated methyl methacrylate denture base materials. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 2, n° 1, p. 68-83, Jan. 1952.
52. MIETTINEN, V. P., VALLITTU, P. K. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.77, n.5, p.531-534, May 1997.
53. MONTGOMERY, D.C. (1997). **Design and Analysis of Experiments**. 5ª Edição. John Wiley & Sons, New York.
54. MUTLU, G., HARRISON, A., HUGGETT, R. A history of denture base materials. **Quintessence Dent. Technol.**, Berlin, v.13, p. 145-151, 1989.
55. NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. **J. Osaka Dental Univ., Osaka**, v. 2, n° 1, p. 23-40, Feb. 1968.
56. OLIVEIRA, V.M. et al. Posicionamento de muflas no microondas – liberação de monômero e dureza. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 17, 2000, Águas de Lindóia. **Pesq. Odontol. Brasil**. São Paulo: SBPqO, Set. 2000. p.73. Suplemento..
57. PAVAN, S. et al. Estudo da desadaptação de próteses totais após desinfecção em microondas. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 17, 2000, Águas de Lindóia. **Pesq. Odontol. Brasil**. São Paulo: SBPqO, Set. 2000. p. 17. Suplemento.



58. PEARSON, G.J., LONGMAN, C.M. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. **J.Oral Rehabil.**, Oxford, v. 16, n° 1, p. 57-61, Jan. 1989.
59. PEYTON, F.A.,MANN, W.R. Acrylic and acrylic-styrene resins: their properties in relation to their uses as restorative materials. Part 1, **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 29, n° 15, p. 1852-1864, Oct. 1942.
60. PEYTON, F.A. Packing and processing denture base resins. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 40, n° 5, p. 520-528, May 1950.
61. PEYTON, F.A. History of resins in dentistry. **Dent. Clin. N. Am.**, Philadelphia, v. 19, n. 2, p. 211-221, Apr. 1975.
62. PHILLIPS, R.W. **Materiais Dentários de Skinner**. 9.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1993. 333 p. Cap. 10: Química das resinas sintéticas, p. 91-102 e Cap. 11: Resinas para base de dentadura: considerações técnicas e resinas diversas, p. 103-123.
63. POLYZOIS, G.L., ZISSIS, A.J. Comparison of the toughness of denture bases cured by microwaves or dry heat. **Compendium**, Jamesburg, v. 16, n° 2, p.228-232, Feb. 1995.
64. RAHAL, J.S. et al. Influência de tipos de polimento sobre propriedades de resinas acrílicas. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 18, 2001, Águas de Lindóia. **Pesq. Odontol. Brasil**. São Paulo: SBPqO, Set. 2001. p. 157. Suplemento.
65. REITZ, P.V., SANDERS, J. L., LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quint. Int.**, Berlin, v. 16, n° 8, p. 547-551, Aug. 1985.
66. RIZZATI-BARBOSA, C.M., DEL BEL CURY, A.A., PANZERI, H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, São Paulo, v.9, n° 3, p. 197-206, Jul-Set. 1995.

67. RIZZATI-BARBOSA, C.M. Influência do processamento, polimento e sorção de água na desadaptação de próteses totais. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 17, 2001, Águas de Lindóia. **Pesq. Odontol. Brasil**. São Paulo: SBPqO, Set. 2000 p. 123. Suplemento.
68. SANDERS, J. L., LEVIN, B., REITZ, P. V. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. **Quint. Int.**, Berlin, v. 18, n° 7, p. 453-456, Jul. 1987.
69. SCHOONOVER, I.C., SWEENEY, W.T. Some properties of two types of resins used for dentures. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 25, n° 23, p. 1487-1500, Sep. 1938.
70. SHLOSBERG, S.R. et al. Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. **Int. J. Prosth.**, Lombard, v. 2, n° 5, p. 453-458, Sept-Oct.1989.
71. SKINNER, E. W., COOPER, E. N. Physical properties of denture resins: Part 1. Curing shrinkage and water sorption. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 30, n° 23, p. 1845-1852, Dec. 1943.
72. SKINNER, E. W. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 39, n° 3, p. 261-268, Sep. 1949.
73. SKINNER, E.W., CHUNG, P. The effect of surface contact in the retention of denture. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.1, n° 3, p. 229-235, May 1952.
74. SOARES, J.F., SIQUEIRA, A.L. **Introdução à Estatística Médica**. Belo Horizonte: Departamento de Estatística da UFMG, 1999. 300p.
75. STAFFORD, G.D., SMITH, D.C. Some studies of the properties of denture base polymers, **Brist. Den. J.**, London, v. 125, n° 8, p. 337-342, Oct. 1968
76. STAFFORD, G.D., HANDLEY, R.W. Transverse bend testing of denture base polymers. **J. Dent.**, Great Britain, v.3, n° 6, p. 251-255, Nov. 1973.
77. STAFFORD, G.D. et al. A review of the properties of some denture base polymers. **J. Dent.**, Great Britain, v. 8, n° 4, p. 292-306, Dec. 1980.

78. SWEENEY, W. T., PAFFENBARGER, G. C., BEALL, J. R. Acrylic resins for dentures. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 29, n° 1, p. 7-33, Jan. 1942.
79. SWEENEY, W.T., SCHOONOVER, I.C. A progress report on denture base material, **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 23, n° 8, p. 1498-1512, Aug. 1936.
80. SWEENEY, W.T. Denture base material: acrylic resins. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 26, n° 11, p. 1863-1873, Nov.1939.
81. SWENNEY, W.T. Acrylic resins in prosthetic dentistry. **Dent. Clin. N. Am.**, Philadelphia, v. 2, p. 593-601, Nov.1958.
82. TAKAMATA, T. et al. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 119, n° 2, p. 271-276, Aug. 1989.
83. TAYLOR, P. B. Acrylic Resins: Their manipulation. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 28, n° 3, p. 373-387, Mar. 1941.
84. TANJI, M. et al. Influencia de ciclos de polimerização sobre a rugosidade e porosidade de resinas acrílicas. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDAD BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 18, 2001, Águas de Lindóia. **Pesq. Odontol. Brasil**. São Paulo: SBPqO, set. 2001. p. 113. Suplemento.
85. TURANO, J.C., TURANO, L.M., **Fundamentos de Prótese Total**, 4ª ed. São Paulo, Quintessence Books, 1998, cap. 21: Abertura da mufla para eliminação da cera – Inclusão da resina acrílica de base – Técnica simplificada para caracterização, p. 409-415.
86. TURCK, M.D., RICHARDS, M.W. Microwave processing for denture relines, repairs, and rebases. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 69, n° 3, p. 340-343, Mar. 1993.
87. UNDURWADE, J.H., SIDHAYE, A.B. Curing acrylic resin in a domestic pressure cooker: a study of residual monomer content. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 20, n° 2, p. 123-129, Fev. 1989.

88. VALLITTU, P.K., LASSILA, V.P., LAPPALAINEN, R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 72, n° 6, p.639-643, Dec. 1994.
89. VALLITTU, P.K. Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.75, n° 6, p. 617-621, June 1996.
90. WALLACE, P.W. et al. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v. 66, n° 3, p.403-409, Sept. 1991.
91. WALTER, J.D., GLAYSHER, J.K. The properties of self-curing denture bases. **Brist. Dent. J.**, London, v. 132, n° 6, p. 223-227, Mar. 1972.
92. WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C., SWENNEY, W.T. Changes in dentures during storage in water and in service. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 62, n° 6, p. 643-657, June 1961.
93. WOELFEL, J. B., PAFFENBARGER, G. C., SWENNEY, W.T. Some physical properties of organic denture base materials. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 67, p. 489-504, Oct. 1963.
94. WOELFEL, J.B. Processing Complete dentures. **Dent. Clin. N. Am.**, Philadelphia, v. 21, n° 2, p. 329-338, Apr. 1977.
95. WONG, D. M. S. et al. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. **J. Prost. Dent.**, St Louis, v. 81, n° 3, p. 300-304, Mar. 1999.

## 9 ANEXOS

### 9.1 Pesagens dos corpos de prova – microondas (em g)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<b>30/Mai</b>	8,309	8,389	8,559	8,318	8,617	8,795	8,583	8,749	8,745	8,735
<b>01/Jun</b>	8,267	8,172	8,332	8,100	8,585	8,752	8,549	8,699	8,694	8,687
<b>06/Jun</b>	8,236	8,157	8,319	8,083	8,561	8,721	8,526	8,500	8,495	8,492
<b>08/Jun</b>	8,218	8,147	8,307	8,072	8,549	8,707	8,510	8,496	8,491	8,485
<b>13/Jun</b>	8,208	8,139	8,300	8,065	8,537	8,694	8,499	8,481	8,475	8,475
<b>18/Jun</b>	8,200	8,133	8,292	8,060	8,531	8,685	8,492	8,478	8,472	8,472
<b>20/Jun (m1)</b>	8,200	8,135	8,295	8,058	8,530	8,684	8,491	8,478	8,470	8,470
<b>27/Jun (m2)</b>	8,302	8,233	8,393	8,159	8,636	8,786	8,598	8,582	8,576	8,574
<b>04/Jul</b>	8,231	8,164	8,321	8,091	8,560	8,715	8,523	8,532	8,523	8,513
<b>06/Jul</b>	8,228	8,161	8,318	8,086	8,557	8,711	8,519	8,481	8,489	8,489
<b>11/Jul</b>	8,224	8,157	8,316	8,085	8,553	8,708	8,515	8,473	8,466	8,469
<b>13/Jul (m3)</b>	8,193	8,127	8,286	8,055	8,524	8,678	8,486	8,473	8,467	8,467

## 9.2 Cálculo do volume dos corpos de prova – microondas (em mm<sup>3</sup>)

### Amostras de 1 a 5

Microondas	1	2	3	4	5
diâmetro int. 1	49,710	49,040	49,580	49,990	49,990
diâmetro int. 2	49,690	49,020	49,590	49,990	49,980
diâmetro int. 3	49,690	49,030	49,580	49,980	49,990
<b>média diâm. Interno</b>	<b>49,697</b>	<b>49,030</b>	<b>49,583</b>	<b>49,987</b>	<b>49,987</b>
diâmetro ext. 1	64,250	65,520	64,990	65,820	65,940
diâmetro ext. 2	64,260	65,520	64,980	65,830	65,950
diâmetro ext. 3	64,250	65,510	64,980	65,820	65,950
<b>média diâm. Externo</b>	<b>64,253</b>	<b>65,517</b>	<b>64,983</b>	<b>65,823</b>	<b>65,947</b>
espessura 1.1	4,810	4,890	4,800	4,720	5,480
espessura 1.2	4,880	4,880	4,810	4,720	5,490
espessura 1.3	4,870	4,880	4,790	4,710	5,500
espessura 1.4	4,850	4,890	4,800	4,720	5,500
espessura 1.5	4,850	4,890	4,800	4,720	5,500
<b>média espessura 1</b>	<b>4,852</b>	<b>4,886</b>	<b>4,800</b>	<b>4,718</b>	<b>5,494</b>
espessura 2.1	5,360	4,840	4,930	4,980	5,110
espessura 2.2	5,420	4,850	4,940	4,990	5,130
espessura 2.3	5,360	4,840	4,930	4,980	5,120
espessura 2.4	5,420	4,840	4,920	4,970	5,110
espessura 2.5	5,420	4,840	4,920	4,970	5,110
<b>média espessura 2</b>	<b>5,396</b>	<b>4,842</b>	<b>4,928</b>	<b>4,978</b>	<b>5,116</b>
espessura 3.1	5,010	5,870	5,300	4,960	5,020
espessura 3.2	5,000	5,880	5,310	4,970	5,010
espessura 3.3	5,000	5,890	5,300	4,960	5,010
espessura 3.4	5,010	5,870	5,300	4,970	5,020
espessura 3.5	5,010	5,870	5,300	4,970	5,020
<b>média espessura 3</b>	<b>5,006</b>	<b>5,876</b>	<b>5,302</b>	<b>4,966</b>	<b>5,016</b>
espessura 4.1	5,200	5,010	5,110	4,970	5,210
espessura 4.2	5,210	5,020	5,100	4,970	5,210
espessura 4.3	5,210	5,020	5,110	4,970	5,200
espessura 4.4	5,220	5,030	5,110	4,960	5,210
espessura 4.5	5,220	5,030	5,110	4,960	5,210
<b>média espessura 4</b>	<b>5,212</b>	<b>5,022</b>	<b>5,108</b>	<b>4,966</b>	<b>5,208</b>
<b>média das espessuras</b>	<b>5,117</b>	<b>5,157</b>	<b>5,035</b>	<b>4,907</b>	<b>5,209</b>
<b>Volume externo</b>	16581,887	17375,138	16688,987	16689,582	17781,485
<b>Volume interno</b>	9919,668	9730,798	9716,222	9624,852	10216,230
<b>Volume</b>	6662,219	7644,340	6972,765	7064,730	7565,254

Obs.: Medidas efetuadas em 20/06/2001 (m1)

## Amostras de 6 a 10

<b>Microondas</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
diâmetro int. 1	50,170	50,250	49,470	49,670	49,980
diâmetro int. 2	50,160	50,260	49,440	49,670	49,970
diâmetro int. 3	50,170	50,250	49,440	49,650	49,980
<b>média diâm. Interno</b>	<b>50,167</b>	<b>50,253</b>	<b>49,450</b>	<b>49,663</b>	<b>49,977</b>
diâmetro ext. 1	66,100	65,950	65,940	65,300	65,940
diâmetro ext. 2	66,100	65,950	65,950	65,300	65,940
diâmetro ext. 3	66,090	65,950	65,950	65,310	65,940
<b>média diâm. Externo</b>	<b>66,097</b>	<b>65,950</b>	<b>65,947</b>	<b>65,303</b>	<b>65,940</b>
espessura 1.1	5,470	5,130	4,760	4,940	5,290
espessura 1.2	5,460	5,120	4,780	4,950	5,280
espessura 1.3	5,470	5,130	4,750	4,950	5,280
espessura 1.4	5,470	5,140	4,770	4,950	5,290
espessura 1.5	5,470	5,140	4,770	4,950	5,280
<b>média espessura 1</b>	<b>5,468</b>	<b>5,132</b>	<b>4,766</b>	<b>4,948</b>	<b>5,284</b>
espessura 2.1	5,140	5,050	4,770	4,960	5,030
espessura 2.2	5,120	5,050	4,760	4,970	5,030
espessura 2.3	5,140	5,040	4,770	4,960	5,030
espessura 2.4	5,130	5,050	4,760	4,960	5,030
espessura 2.5	5,130	5,050	4,770	4,960	5,030
<b>média espessura 2</b>	<b>5,132</b>	<b>5,048</b>	<b>4,766</b>	<b>4,962</b>	<b>5,030</b>
espessura 3.1	4,970	4,940	4,630	4,900	4,630
espessura 3.2	4,980	4,940	4,620	4,910	4,630
espessura 3.3	4,970	4,930	4,630	4,900	4,630
espessura 3.4	4,970	4,930	4,620	4,900	4,630
espessura 3.5	4,970	4,930	4,620	4,910	4,630
<b>média espessura 3</b>	<b>4,972</b>	<b>4,934</b>	<b>4,624</b>	<b>4,904</b>	<b>4,630</b>
espessura 4.1	5,290	5,090	4,680	4,970	4,620
espessura 4.2	5,290	5,100	4,690	4,960	4,620
espessura 4.3	5,280	5,090	4,680	4,960	4,620
espessura 4.4	5,300	5,080	4,680	4,970	4,620
espessura 4.5	5,300	5,080	4,690	4,960	4,620
<b>média espessura 4</b>	<b>5,292</b>	<b>5,088</b>	<b>4,684</b>	<b>4,964</b>	<b>4,620</b>
<b>média das espessuras</b>	<b>5,216</b>	<b>5,051</b>	<b>4,710</b>	<b>4,945</b>	<b>4,891</b>
<b>Volume externo</b>	17888,188	17243,826	16079,638	16552,467	16694,184
<b>Volume interno</b>	10304,756	10012,298	9041,139	9573,346	9589,631
<b>Volume</b>	7583,432	7231,528	7038,499	6979,121	7104,553

### 9.3 Microondas – Resultados Finais

Amostr s	m1	m2	m3	volume	Sorção (em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	Solubilidade (em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )
1	8,200	8,302	8,193	6662,219	16,4	1,1
2	8,135	8,233	8,127	7644,340	13,9	1,0
3	8,295	8,393	8,286	6972,765	15,3	1,3
4	8,058	8,159	8,055	7064,730	14,7	0,4
5	8,530	8,636	8,524	7565,254	14,8	0,8
6	8,684	8,786	8,678	7583,432	14,2	0,8
7	8,491	8,598	8,486	7231,528	15,5	0,7
8	8,478	8,582	8,473	7038,499	15,5	0,7
9	8,470	8,576	8,467	6979,121	15,6	0,4
10	8,470	8,574	8,467	7104,553	15,1	0,4



#### 9.4 Pesagens dos corpos de prova – convencional (em g)

Calor	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
30/Mai	8,907	8,689	8,638	8,454	7,942	8,685	9,084	8,567	8,794	8,759
01/Jun	8,635	8,631	8,580	8,394	7,888	8,625	9,024	8,508	8,742	8,705
06/Jun	8,619	8,599	8,547	8,365	7,859	8,594	8,994	8,478	8,544	8,507
08/Jun	8,609	8,585	8,533	8,350	7,844	8,581	8,977	8,462	8,536	8,499
13/Jun	8,597	8,569	8,516	8,334	7,830	8,564	8,962	8,446	8,530	8,481
18/Jun	8,593	8,559	8,508	8,323	7,819	8,553	8,948	8,433	8,518	8,479
20/Jun (m1)	8,593	8,559	8,506	8,323	7,819	8,554	8,948	8,434	8,517	8,478
27/Jun (m2)	8,706	8,667	8,614	8,430	7,922	8,665	9,060	8,544	8,618	8,585
04/Jul	8,634	8,597	8,542	8,360	7,856	8,593	8,989	8,472	8,532	8,483
06/Jul	8,631	8,592	8,537	8,357	7,854	8,590	8,989	8,470	8,520	8,479
11/Jul	8,627	8,588	8,535	8,353	7,849	8,585	8,979	8,463	8,511	8,476
13/Jul (m3)	8,591	8,553	8,499	8,318	7,814	8,549	8,944	8,428	8,511	8,475

## 9.5 Cálculo do volume dos corpos de prova – convencional (em mm<sup>3</sup>)

### Amostras de 1 a 5

<b>Calor</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
diâmetro int. 1	49,880	50,220	49,840	50,030	49,860
diâmetro int. 2	49,880	50,220	49,840	50,020	49,870
diâmetro int. 3	49,880	50,210	49,830	50,030	49,870
<b>média diâm. Interno</b>	<b>49,880</b>	<b>50,217</b>	<b>49,837</b>	<b>50,027</b>	<b>49,867</b>
diâmetro ext. 1	65,350	65,840	66,180	65,620	66,150
diâmetro ext. 2	65,350	65,830	66,190	65,620	66,150
diâmetro ext. 3	65,360	65,840	66,180	65,630	66,140
<b>média diâm. Externo</b>	<b>65,353</b>	<b>65,837</b>	<b>66,183</b>	<b>65,623</b>	<b>66,147</b>
espessura 1.1	4,710	4,690	4,950	5,460	4,830
espessura 1.2	4,710	4,690	4,970	5,460	4,840
espessura 1.3	4,700	4,700	4,960	5,470	4,830
espessura 1.4	4,710	4,690	4,960	5,460	4,830
espessura 1.5	4,710	4,690	4,960	5,460	4,830
<b>média espessura 1</b>	<b>4,708</b>	<b>4,692</b>	<b>4,960</b>	<b>5,462</b>	<b>4,832</b>
espessura 2.1	5,010	4,770	5,130	4,990	4,960
espessura 2.2	5,020	4,770	5,140	4,990	4,960
espessura 2.3	5,020	4,760	5,120	4,990	4,960
espessura 2.4	5,010	4,770	5,130	4,980	4,970
espessura 2.5	5,010	4,770	5,130	4,980	4,970
<b>média espessura 2</b>	<b>5,014</b>	<b>4,768</b>	<b>5,130</b>	<b>4,986</b>	<b>4,964</b>
espessura 3.1	5,420	4,930	4,940	4,990	4,900
espessura 3.2	5,430	4,930	4,950	4,990	4,910
espessura 3.3	5,430	4,920	4,940	5,000	4,900
espessura 3.4	5,420	4,920	4,940	4,990	4,910
espessura 3.5	5,420	4,920	4,940	4,990	4,910
<b>média espessura 3</b>	<b>5,424</b>	<b>4,924</b>	<b>4,942</b>	<b>4,992</b>	<b>4,906</b>
espessura 4.1	5,220	4,870	4,830	5,370	4,800
espessura 4.2	5,220	4,870	4,840	5,370	4,810
espessura 4.3	5,220	4,870	4,830	5,370	4,800
espessura 4.4	5,210	4,880	4,840	5,360	4,800
espessura 4.5	5,210	4,880	4,840	5,360	4,800
<b>média espessura 4</b>	<b>5,216</b>	<b>4,874</b>	<b>4,836</b>	<b>5,366</b>	<b>4,802</b>
<b>média das espessuras</b>	<b>5,091</b>	<b>4,815</b>	<b>4,967</b>	<b>5,202</b>	<b>4,876</b>
<b>Volume externo</b>	17067,330	16381,608	17078,947	17583,885	16747,473
<b>Volume interno</b>	9942,211	9530,520	9684,156	10218,835	9518,183
<b>Volume</b>	7125,119	6851,087	7394,791	7365,050	7229,290

Obs.: Medidas efetuadas em 20/06/2001 (m1)

## Amostras de 6 a 10

<b>Calor</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
diâmetro int. 1	49,980	50,080	50,140	50,020	49,930
diâmetro int. 2	49,970	50,080	50,140	50,020	49,930
diâmetro int. 3	49,980	50,070	50,130	50,020	49,930
<b>média diâm. Interno</b>	<b>49,977</b>	<b>50,077</b>	<b>50,137</b>	<b>50,020</b>	<b>49,930</b>
diâmetro ext. 1	65,940	66,270	66,020	66,230	65,260
diâmetro ext. 2	65,940	66,270	66,020	66,230	65,260
diâmetro ext. 3	65,950	66,270	66,030	66,230	65,260
<b>média diâm. Externo</b>	<b>65,943</b>	<b>66,270</b>	<b>66,023</b>	<b>66,230</b>	<b>65,260</b>
espessura 1.1	4,860	4,830	4,820	4,670	4,960
espessura 1.2	4,860	4,830	4,830	4,670	4,960
espessura 1.3	4,870	4,830	4,820	4,680	4,960
espessura 1.4	4,860	4,840	4,820	4,670	4,960
espessura 1.5	4,860	4,840	4,820	4,670	4,960
<b>média espessura 1</b>	<b>4,862</b>	<b>4,834</b>	<b>4,822</b>	<b>4,672</b>	<b>4,960</b>
espessura 2.1	4,930	4,870	4,770	4,690	4,790
espessura 2.2	4,940	4,870	4,780	4,680	4,790
espessura 2.3	4,930	4,880	4,780	4,690	4,790
espessura 2.4	4,940	4,880	4,770	4,690	4,780
espessura 2.5	4,940	4,880	4,770	4,680	4,790
<b>média espessura 2</b>	<b>4,936</b>	<b>4,876</b>	<b>4,774</b>	<b>4,686</b>	<b>4,788</b>
espessura 3.1	5,070	5,020	4,880	4,740	4,960
espessura 3.2	5,080	5,020	4,880	4,740	4,960
espessura 3.3	5,070	5,010	4,870	4,740	4,960
espessura 3.4	5,080	5,020	4,870	4,740	4,960
espessura 3.5	5,080	5,020	4,870	4,750	4,960
<b>média espessura 3</b>	<b>5,076</b>	<b>5,018</b>	<b>4,874</b>	<b>4,742</b>	<b>4,960</b>
espessura 4.1	5,070	4,980	5,220	4,750	4,880
espessura 4.2	5,060	4,980	5,220	4,750	4,870
espessura 4.3	5,080	4,970	5,230	4,750	4,880
espessura 4.4	5,070	4,980	5,220	4,750	4,880
espessura 4.5	5,070	4,980	5,220	4,750	4,880
<b>média espessura 4</b>	<b>5,070</b>	<b>4,978</b>	<b>5,222</b>	<b>4,750</b>	<b>4,878</b>
<b>média das espessuras</b>	<b>4,986</b>	<b>4,927</b>	<b>4,923</b>	<b>4,713</b>	<b>4,897</b>
<b>Volume externo</b>	17020,163	16984,082	16845,907	16226,712	16370,033
<b>Volume interno</b>	9775,894	9697,928	9714,275	9255,681	9582,494
<b>Volume</b>	7244,269	7286,154	7131,631	6971,031	6787,539

## 9.6 Convencional – Resultados Finais

Amostr s	m1	m2	m3	volume	Sorção (em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	Solubilidade (em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )
1	8,593	8,706	8,591	7125,119	16,1	0,3
2	8,559	8,667	8,553	6851,087	16,6	0,9
3	8,506	8,614	8,499	7394,791	15,6	0,9
4	8,323	8,430	8,318	7365,050	15,2	0,7
5	7,819	7,922	7,814	7229,290	14,9	0,7
6	8,554	8,665	8,549	7244,269	16,0	0,7
7	8,948	9,060	8,944	7286,154	15,9	0,5
8	8,434	8,544	8,428	7131,631	16,3	0,8
9	8,517	8,618	8,511	6971,031	15,3	0,9
10	8,478	8,585	8,475	6787,539	16,2	0,4

### 9.7 Pesagens dos corpos de prova – pressão e calor (em g)

PC	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
30/Mai	8,633	8,627	8,413	9,059	8,867	8,504	8,541	8,617	8,431	8,254
01/Jun	8,411	8,590	8,197	9,023	8,831	8,452	8,490	8,574	8,382	8,207
06/Jun	8,396	8,568	8,186	8,999	8,810	8,424	8,466	8,553	8,355	8,022
08/Jun	8,385	8,549	8,171	8,984	8,794	8,410	8,452	8,542	8,343	8,018
13/Jun	8,377	8,542	8,164	8,973	8,784	8,394	8,439	8,529	8,328	8,006
18/Jun	8,371	8,534	8,158	8,966	8,777	8,385	8,428	8,519	8,318	8,004
20/Jun (m1)	8,372	8,533	8,160	8,965	8,774	8,387	8,429	8,520	8,318	8,005
27/Jun (m2)	8,474	8,638	8,261	9,069	8,878	8,491	8,533	8,625	8,425	8,113
04/Jul	8,403	8,567	8,191	8,997	8,808	8,421	8,466	8,557	8,355	8,021
06/Jul	8,402	8,564	8,189	8,993	8,804	8,419	8,463	8,554	8,354	8,008
11/Jul	8,398	8,560	8,186	8,990	8,800	8,416	8,460	8,551	8,350	8,002
13/Jul (m3)	8,362	8,525	8,151	8,954	8,766	8,381	8,425	8,516	8,313	8,001

## 9.8 Cálculo do volume dos corpos de prova – pressão e calor (em mm<sup>3</sup>)

### Amostras de 1 a 5

<b>Pressão e Calor</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
diâmetro int. 1	50,130	50,340	50,150	49,600	50,870
diâmetro int. 2	50,130	50,340	50,150	49,600	50,870
diâmetro int. 3	50,120	50,340	50,150	49,590	50,880
<b>média diâm. Interno</b>	<b>50,127</b>	<b>50,340</b>	<b>50,150</b>	<b>49,597</b>	<b>50,873</b>
diâmetro ext. 1	66,010	65,990	66,170	65,260	66,030
diâmetro ext. 2	66,000	65,980	66,180	65,260	66,030
diâmetro ext. 3	66,010	65,990	66,170	65,250	66,020
<b>média diâm. Externo</b>	<b>66,007</b>	<b>65,987</b>	<b>66,173</b>	<b>65,257</b>	<b>66,027</b>
espessura 1.1	4,900	5,200	4,900	5,050	4,990
espessura 1.2	4,910	5,210	4,900	5,030	5,000
espessura 1.3	4,900	5,200	4,900	5,040	4,990
espessura 1.4	4,900	5,200	4,910	5,050	5,000
espessura 1.5	4,900	5,200	4,910	5,050	5,000
<b>média espessura 1</b>	<b>4,902</b>	<b>5,202</b>	<b>4,904</b>	<b>5,044</b>	<b>4,996</b>
espessura 2.1	4,970	4,960	4,940	4,840	4,940
espessura 2.2	4,970	4,970	4,950	4,840	4,940
espessura 2.3	4,970	4,970	4,940	4,850	4,950
espessura 2.4	4,960	4,960	4,940	4,850	4,940
espessura 2.5	4,960	4,960	4,940	4,850	4,940
<b>média espessura 2</b>	<b>4,966</b>	<b>4,964</b>	<b>4,942</b>	<b>4,846</b>	<b>4,942</b>
espessura 3.1	4,850	4,990	5,270	4,760	4,870
espessura 3.2	4,840	4,990	5,280	4,760	4,860
espessura 3.3	4,840	4,500	5,280	4,750	4,870
espessura 3.4	4,850	4,500	5,270	4,760	4,860
espessura 3.5	4,850	4,500	5,270	4,760	4,860
<b>média espessura 3</b>	<b>4,846</b>	<b>4,696</b>	<b>5,274</b>	<b>4,758</b>	<b>4,864</b>
espessura 4.1	4,900	5,060	5,120	4,920	5,130
espessura 4.2	4,910	5,060	5,110	4,930	5,130
espessura 4.3	4,900	5,050	5,110	4,930	5,140
espessura 4.4	4,900	5,060	5,110	4,920	5,130
espessura 4.5	4,900	5,060	5,110	4,920	5,130
<b>média espessura 4</b>	<b>4,902</b>	<b>5,058</b>	<b>5,112</b>	<b>4,924</b>	<b>5,132</b>
<b>média das espessuras</b>	<b>4,904</b>	<b>4,980</b>	<b>5,058</b>	<b>4,893</b>	<b>4,984</b>
<b>Volume externo</b>	16772,420	17022,031	17386,594	16356,661	17054,652
<b>Volume interno</b>	9672,924	9906,618	9985,972	9448,217	10124,755
<b>Volume</b>	7099,496	7115,413	7400,621	6908,444	6929,897

Obs.: Medidas efetuadas em 20/06/2001 (m1)

## Amostras de 6 a 10

<b>Pressão e Calor</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
diâmetro int. 1	50,040	49,740	50,210	50,300	49,740
diâmetro int. 2	50,040	49,730	50,210	50,310	49,740
diâmetro int. 3	50,040	49,740	50,200	50,300	49,740
<b>média diâm. Interno</b>	<b>50,040</b>	<b>49,737</b>	<b>50,207</b>	<b>50,303</b>	<b>49,740</b>
diâmetro ext. 1	65,550	65,680	66,250	65,710	64,710
diâmetro ext. 2	65,560	65,680	66,260	65,700	64,710
diâmetro ext. 3	65,550	65,680	66,250	65,710	64,710
<b>média diâm. Externo</b>	<b>65,553</b>	<b>65,680</b>	<b>66,253</b>	<b>65,707</b>	<b>64,710</b>
espessura 1.1	4,830	5,030	5,670	5,160	4,920
espessura 1.2	4,830	5,030	5,670	5,160	4,930
espessura 1.3	4,840	5,040	5,680	5,160	4,930
espessura 1.4	4,830	5,030	5,680	5,150	4,930
espessura 1.5	4,830	5,030	5,680	5,150	4,930
<b>média espessura 1</b>	<b>4,832</b>	<b>5,032</b>	<b>5,676</b>	<b>5,156</b>	<b>4,928</b>
espessura 2.1	4,810	4,910	5,340	5,040	4,630
espessura 2.2	4,810	4,910	5,330	5,050	4,630
espessura 2.3	4,800	4,920	5,340	5,050	4,630
espessura 2.4	4,800	4,910	5,330	5,040	4,630
espessura 2.5	4,800	4,910	5,330	5,040	4,630
<b>média espessura 2</b>	<b>4,804</b>	<b>4,912</b>	<b>5,334</b>	<b>5,044</b>	<b>4,630</b>
espessura 3.1	4,950	5,180	4,950	4,990	4,520
espessura 3.2	4,950	5,180	4,950	4,990	4,520
espessura 3.3	4,940	5,190	4,960	4,980	4,520
espessura 3.4	4,950	5,180	4,950	4,990	4,520
espessura 3.5	4,950	5,180	4,950	4,990	4,530
<b>média espessura 3</b>	<b>4,948</b>	<b>5,182</b>	<b>4,952</b>	<b>4,988</b>	<b>4,522</b>
espessura 4.1	4,770	4,950	5,040	4,990	4,560
espessura 4.2	4,760	4,940	5,050	5,000	4,550
espessura 4.3	4,750	4,940	5,040	4,990	4,560
espessura 4.4	4,770	4,950	5,040	5,000	4,560
espessura 4.5	4,770	4,950	5,040	5,000	4,560
<b>média espessura 4</b>	<b>4,764</b>	<b>4,946</b>	<b>5,042</b>	<b>4,996</b>	<b>4,558</b>
<b>média das espessuras</b>	<b>4,837</b>	<b>5,018</b>	<b>5,251</b>	<b>5,046</b>	<b>4,660</b>
<b>Volume externo</b>	16316,812	16992,865	18093,690	17101,562	15316,226
<b>Volume interno</b>	9507,807	9744,368	10390,452	10023,293	9049,416
<b>Volume</b>	6809,005	7248,497	7703,238	7078,269	6266,811

### 9.9 Pressão e Calor – Resultados Finais

Amostr s	m1	m2	m3	volume	Sorção (em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	Solubilidade (em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )
1	8,372	8,474	8,362	7099,496	15,8	1,4
2	8,533	8,638	8,525	7115,413	15,9	1,1
3	8,160	8,261	8,151	7400,621	14,9	1,2
4	8,965	9,069	8,954	6908,444	16,6	1,6
5	8,774	8,878	8,766	6929,897	16,2	1,2
6	8,387	8,491	8,381	6809,005	16,2	0,9
7	8,429	8,533	8,425	7248,497	14,9	0,6
8	8,520	8,625	8,516	7703,238	14,1	0,5
9	8,318	8,425	8,313	7078,269	15,8	0,7
10	8,005	8,113	8,001	6266,811	17,9	0,6