

ESTEVÃO TOMOMITSU KIMPARA

**AVALIAÇÃO DOS CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO DA RESINA
ACRÍLICA PARA BASE DE PRÓTESE TOTAL**



Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos do concurso para a obtenção do título de PROFESSOR LIVRE DOCENTE da Disciplina de Materiais Dentários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese.

São José dos Campos

2001

*D32

W 572

*1448

BELLINI, A.B.; SILVA, E.A. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2000. 81p.

KIMPARA., E.T. Avaliação dos ciclos de polimerização da resina acrílica para base de prótese total. 2000. 115f. Tese (Livre Docência da Disciplina de Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

Dedicamos a oportunidade de prestar o concurso de Livre Docência:

Ao **GRANDE ARQUITETO DO UNIVERSO**,
que é **DEUS**, que tem nos orientado na tarefa
de desbastar a "Pedra Bruta";

Aos nossos **PAIS**, que nos trouxe ao
mundo, educando com exemplos de
honestidade, humildade e trabalho; aos
meus **IRMÃOS** que tem nos privilegiado
com o convívio fraterno e incentivo;

À minha esposa, **ANA OLIMPIA**, aos nossos
filhos, **PAULA** e **EDUARDO**, e a mãe por
adoção **PAULA CHAVES**, que com amor,
carinho e presença constante, tem
compartilhado conosco todos os momentos de
nossa vida e são a razão de tudo que temos
tentado realizar.

AGRADECIMENTOS

***Agradecemos, inicialmente, ao GRANDE ARQUITETO DO
UNIVERSO, que é DEUS, pela vida e por iluminar os
nossos caminhos, principalmente, nos colocando entre
pessoas amigas, a quem desejamos externar a nossa
gratidão, também, pela busca de um ideal.***

Agradecemos a todos que nos possibilitaram a alcançar o objetivo de prestar o concurso de Livre Docência:

À Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos – UNESP, na pessoa da DIRETORA Profa. Titular **MARIA AMÉLIA MÁXIMO DE ARAÚJO;**

Ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos - UNESP, na pessoa do seu CHEFE Prof. Dr. **ALDARI RAIMUNDO FIGUEIREDO;**

À Disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos - UNESP, na pessoa da RESPONSÁVEL Profa. Titular **MARIA AUXILIADORA JUNHO DE ARAÚJO;**

À SECRETARIA da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos - UNESP, na pessoa da DIRETORA TÉCNICA ACADÊMICA Sra. **IARA CAROLINA FRIGGI KOGISO.**

Aos amigos que de uma forma ou de outra contribuíram para que pudéssemos trilhar pela Carreira Universitária:

Prof. Dr. **HENRIQUE CERVEIRA NETTO**, responsável pelo início de nossa caminhada;

Profs. Titulares **LAURO CARDOSO VILLELA** e **MARIA AUXILIADORA JUNHO DE ARAÚJO**, incentivadores, orientadores e amigos de todos os momentos;

Prof. Dr. **MAXIMILIANO PIERO NEISSER**, a quem devo o convite para estagiar na disciplina de Prótese Total;

Prof. Titular **ANTONIO MUENCH**, pela preciosa formação e orientação durante o curso de Doutorado;

Profa. Adja. **ZLATA VICTOROVINA HVANOV**, pela orientação no curso de Mestrado, juntamente com os Profs. Titulares **TADACHI TAMAKI** e **SUNAO TAGA TAMAKI**,

Prof. **TARCISIO JOSÉ DE ARRUDA PAES JUNIOR**, companheiro de todos os momentos;

À todos os **DOCENTES, SECRETÁRIAS, TÉCNICOS e FUNCIONÁRIOS** do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos - UNESP;

Aos CDs. **BRUNO DA NEVES CAVALCANTE, CAIO GORGULHO ZANET, MASSAO ALBERTO IMAI e RUBENS NISIE TANGO**, Estagiários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos - UNESP.

Àqueles que contribuíram de forma decisiva na elaboração da tese e do memorial:

Profa. **ESTER ROSADO**, pela correção do vernáculo;

Bibliotecária **ÂNGELA BRITO BELLINI**, pela revisão da parte formal deste trabalho;

Profa. Titular **MARIA AUXILIADORA JUNHO DE ARAÚJO**, pelas sugestões ao nosso trabalho;

Secretária **MARIA JOSÉ DE FARIA**, pela digitação do trabalho;

Prof. **IVAN BALDUCCI**, pela elaboração da Análise Estatística;

Prof. Dr. **EDUARDO SHIGUEYUKI UEMURA**, que dividiu conosco as tarefas da Disciplina de Prótese Total, durante a elaboração do trabalho;

Técnica **ANA LÚCIA DE FREITAS BARBOSA SILVA** pelo auxílio na organização do memorial;

C.D. **MASSAO ALBERTO IMAI** pela confecção do memorial.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	8
RESUMO.....	9
1 INTRODUÇÃO.....	10
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	14
3 PROPOSIÇÃO.....	58
4 MATERIAL E MÉTDO.....	59
4.1 Obtenção dos corpos de prova (cp).....	59
4.2 Métodos para obtenção dis resultados.....	62
4.2.1 Monômero residual superficial.....	62
4.2.2 Alteração de peso.....	64
4.2.3 Porosidade.....	65
4.2.4 Alteração dimensional linear.....	65
4.2.5 Dureza.....	66
5 RESULTADO.....	67
5.1 Monômero residual superficial.....	67
5.2 Alteração de peso.....	72
5.3 Presença de porosidade.....	79
5.4 Alteração dimensional linear.....	79
5.5 Dureza.....	84
6 DISCUSSÃO.....	87
6.1 Monômero residual superficial.....	87
6.2 Alteração de peso.....	90
6.3 Presença de porosidade.....	91
6.4 Alteração dimensional linear.....	92
6.5 Dureza.....	92
6.6. Considerações gerais.....	93
7 CONCLUSÃO.....	95
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	96
APÊNDICE.....	110
ABSTRACT.....	115

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - A mufla com os padrões incluídos.....	60
FIGURA 2 - Os cp obtidos para a obtenção dos resultados.....	62
FIGURA 3 - Gráfico das médias da quantidade de monômero residual superficial (mg/cm^2) nos ciclos e nos intervalos estudados..	70
FIGURA 4 - Gráfico das médias da quantidade de monômero residual superficial (mg/cm^2) nos ciclos estudados.....	71
FIGURA 5 - Gráfico das médias da quantidade de monômero residual superficial (mg/cm^2) nos intervalos estudados.....	72
FIGURA 6 - Gráfico das médias das alterações de peso (em %) nos quatro ciclos de polimerização.....	76
FIGURA 7 - Gráfico das médias das alterações de peso (em %) nos quatro ciclos de polimerização.....	77
FIGURA 8 - Gráfico das médias das alterações de peso (em %) nos dois tempos de armazenagem (24h e uma semana).....	78
FIGURA 9 - Gráfico das médias da alteração dimensional linear nos quatro ciclos de polimerização em 24h e uma semana de armazenagem, em porcentagem.....	82
FIGURA 10 - Gráfico das médias das alterações dimensionais lineares de cada ciclo, em porcentagem.....	83
FIGURA 11 - Gráfico das médias das alterações dimensionais, em porcentagem, em 24 h e uma semana.....	84
Gráfico 12 - Gráfico das médias dos valores de dureza (Shore) dos cp obtidos nos quatro ciclos de polimerização em 0, 24h e uma semana.....	86

KIMPARA, E.T. Avaliação dos ciclos de polimerização da resina acrílica para base de prótese total. 2001. 115 f. Tese (Livre-Docência da Disciplina de Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

RESUMO

No presente trabalho objetivou-se estudar o desempenho de 4 ciclos de polimerização das RAAT: ciclo I - 65°C por 30 min, 50°C por 23h e 30min e 100°C por 1 h; ciclo II - 50°C por 24h e 1 h a 65°C, 30 min para elevar a 100°C e 1 h a 100°C, com outros dois, rotineiramente indicados: ciclo III - 9h a 72°C e o ciclo IV - 1 h a 65°C, 30 min para elevar a 100°C e 1 h a 100°C. As observações, para que pudesse ser analisado o desempenho, foram: verificação do monômero residual, alterações de peso e dimensional linear, porosidade e dureza. Os resultados apontaram quanto ao monômero residual, diferenças significantes estatisticamente no fator ciclo; na alteração de peso, o fator armazenagem e a interação entre os fatores ciclo X armazenagem mostraram diferenças estatisticamente significantes; quanto a alteração dimensional linear, diferenças significantes estatisticamente foram observadas para o fator armazenagem; para a dureza não foram verificadas diferenças significantes e as porosidades não foram observadas nos ciclos I e II, no ciclo III em grau mínimo e em quantidade apreciável no ciclo IV.

PALAVRAS-CHAVE: Prótese total; resina acrílica; ciclo de polimerização; propriedades; monomero residual.

1.INTRODUÇÃO

Hoje, no mundo, vivemos uma realidade de um sensível progresso com relação à área da saúde, o que possibilita uma longevidade maior da população de um modo geral. No Brasil, o fenômeno não poderia ser diferente. Portanto, verificamos um aumento cada vez maior na expectativa de vida.

Isto, sem dúvida alguma, é uma grande vitória para aqueles que se dedicam à pesquisa na área da saúde, mas há a necessidade de se continuar com a tarefa de proporcionar uma maior sobrevida, com a melhor qualidade possível.

Na Odontologia atual, existe um posicionamento de que a busca pela saúde bucal ideal acontece quando se realiza um trabalho preventivo adequado, evitando a instalação da doença. Entretanto, quando o mal se instala, também vê-se um bom desempenho dos tratamentos reabilitadores propostos, embora a busca por soluções cada vez melhores constitua o objetivo dos pesquisadores e dos profissionais que se dedicam a esta área.

Assim, quando o tratamento do paciente acontece às custas de próteses totais, o que se torna mais freqüente nas faixas etárias maiores, tem-se observado, além de técnicas e materiais adequados, a busca pelo resultado cada vez melhor, para tornar mais saudável, de um modo geral, a vida do paciente.

Com relação aos materiais, aquele que tem sido o preferido, é a resina acrílica ativada termicamente (RAAT), devido às propriedades positivas que apresenta, principalmente as físicas e as relativas à biocompatibilidade, quando processada adequadamente.

Sabe-se que é um material empregado já há muito tempo e apresenta resultados favoráveis, mas existem ainda algumas impropriedades que devem ser estudadas para possibilitar um desempenho cada vez melhor.

Dentre os problemas que podem ser verificados com freqüência estão aqueles que se apresentam como resultado do processamento da resina, tais como o excesso da quantidade de monômero residual, presença de porosidade, alteração dimensional, entre outros.

As ocorrências acima citadas podem comprometer o bom desempenho do aparelho protético confeccionado, uma vez que apresentará a biocompatibilidade alterada pela presença e subsequente eliminação de monômero residual; a propriedade física de resistência estará alterada com a presença de porosidades; e quando estas forem superficiais, como consequência haverá acúmulo de placa bacteriana, prejudicando a sanidade das estruturas de suporte, além de outros comprometimentos à saúde.

A resina acrílica se classificada quimicamente é um metacrilato de metila que se polimeriza através de uma reação de polimerização por adição para se chegar à condição final como polimetacrilato de metila.

Nesta reação de polimerização ocorre a formação de radicais livres pela decomposição do peróxido de benzoíla, iniciando a formação da cadeia polimérica. Para que o iniciador seja ativado, diversas formas podem ser consideradas, tais como a indução de calor, um agente químico, energia luminosa, entre outros.

A RAAT, pode receber a indução do calor através de banho em água aquecida ou, mais recentemente, utilizando a energia de microondas para ativar o iniciador que irá desencadear a polimerização. Quando se realiza o processo de polimerização da RAAT deve-se obedecer ao que se conhece como "ciclo de polimerização", que é um

controle de tempo e temperatura para se obter melhores propriedades deste material.

Embora existam diversos “ciclos de polimerização” propostos por vários autores, os quais mostram resultados satisfatórios, quando estes não são respeitados, ou quando existe uma espessura e volume exagerado do material, podem ocorrer algumas falhas, tais como a presença de porosidade, alteração nas propriedades físicas e presença de uma maior quantidade de monômero residual. Naquela época, 1949, Harman⁴⁰, preocupado com o bom desempenho da resina, estudou suas propriedades variando tempo e temperatura de polimerização em espécimes de tamanhos diferentes, observando que estas variáveis influenciavam no grau de polimerização.

A ocorrência das impropriedades pode ser devido ao fato do monômero não ter tido condição de se polimerizar na totalidade, ou dependendo da velocidade em que ocorreu a polimerização, o peso molecular do polímero formado não foi adequado; ou a grande exotermia da reação fez com que houvesse a ebulição do monômero.

Austin & Basker¹⁰ (1982), preocupados com ciclos de polimerização praticados em alguns laboratórios comerciais que não obedeciam à recomendação dos fabricantes ou da literatura pertinente, mostraram a avaliação da quantidade de monômero residual e de outras propriedades quando se altera o tempo e a temperatura de polimerização, concluindo que há um incremento do monômero residual quando o tempo e a temperatura aplicados eram menores.

Em 1973, Araújo et al.⁷ descreveram o provável processo da formação da porosidade, assim como Phillips⁷⁸ (1993) cita os diversos tipos de porosidades que podem se formar e as prováveis causas.

Em razão da hipótese de que a alteração do tempo e da temperatura durante a polimerização pode levar à eliminação de porosidades, surgiu o interesse de realizar um trabalho para avaliar outras

conseqüências no material, quando essas variáveis são alteradas durante o processamento das resinas acrílicas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A literatura pertinente ao assunto é em grande número, indicando, através das pesquisas realizadas, protocolos para se utilizar as resinas acrílicas e obter os melhores resultados possíveis, embora não se possa ter a pretensão de considerar que já tenham sido esgotadas todas as possibilidades, uma vez que ainda existem situações onde o resultado poderia ser melhor.

Como o trabalho está relacionado com algumas propriedades físicas, tais como alterações dimensionais, alteração de peso e dureza, além da presença de porosidade e com a quantidade de monômero residual superficial no material polimerizado, a literatura será apresentada em dois itens: o das propriedades físicas e ocorrência de porosidades, e o da quantidade de monômero residual.

2.1 Propriedades físicas e porosidades

Harman⁴⁰ (1949) estudou as propriedades das resinas acrílicas utilizando como variáveis o tempo e a temperatura de polimerização, assim como o tamanho dos corpos-de-prova (cp). Os ciclos de polimerização empregados foram de 71° C por 2h 30min; da temperatura ambiente à fervura em uma hora, deixando nesta condição por 15min; e um terceiro ciclo onde se mantinha a 71°C por 2h 30min e em fervura por 15min. As avaliações quanto às alterações dimensionais e alteração de peso foram monitoradas por 19 meses. Ao final desse período, os resultados mostraram que as alterações dimensionais estão em torno de 0,1%, com os cp armazenados em água à temperatura de

37°C. Concluiu também que o grau de polimerização alcançado depende, além do tempo e da temperatura de polimerização, do tamanho dos cp.

Em 1949, Caul & Schoonover¹⁶ desenvolveram um método para avaliar o grau de polimerização das resinas acrílicas para bases de prótese totais utilizando a solução de IODINE MONOCLORÍDRICO, que permite a determinação do peso molecular. Nesta pesquisa, os ciclos de polimerização empregados foram os de 75°C por 2h e 30min e aquele onde se demorou 90min para atingir a temperatura de 100°C, a qual foi mantida por um período de 45min. Os resultados mostraram uma superioridade quanto ao grau de polimerização nas resinas que receberam o ciclo a 100°C, por 45min. Foi constatado, também, que diversos pós de resinas, antes da polimerização, apresentaram um peso molecular de 3.500 a 36.000 e, após a polimerização, como indicada pelo fabricante, as resinas podem atingir valores como 8.000 a 39.000; notando, portanto, que a presença de impurezas na resina não permite uma boa polimerização.

Araújo et al.⁷ (1973) descreveram, entre outros fatos, que a resina para base de próteses totais apresenta porosidade interna como efeito do aumento da temperatura acima de 100°C. Como o ponto de ebulição do monômero está em torno de 100,8°C, se a velocidade de polimerização fizer com que a temperatura interna ultrapasse o ponto de ebulição do monômero, haverá porosidade, sendo portanto mais freqüente nas regiões mais espessas devido à dificuldade de dissipação do calor nas porções mais internas.

Muench & Ueti⁶⁶ (1974) investigaram a alteração da posição dos dentes nas próteses totais superior e inferior, variando a técnica de inclusão, comparando: a técnica convencional onde se faz a muralha de gesso pedra para impedir a movimentação dos dentes

artificiais, com uma técnica onde se substitui a muralha de gesso por uma camada de silicona. Concluíram que deve existir algum fato, além da contração de polimerização da resina, que provoca alteração na posição dos dentes e que as duas técnicas experimentadas levaram a resultados semelhantes, principalmente após a desinclusão e imersão dos cp em solução de cloreto de sódio a 0,9%. Quanto ao aumento da dimensão vertical, os resultados obtidos não mostraram significância estatística entre as duas técnicas, embora houvesse uma tendência de valores maiores para a técnica da silicona.

Peyton & Craig⁷⁷ (1974), no capítulo relativo aos plásticos, relataram a natureza básica dos polímeros, tipos de polimerização e, relacionado com os materiais para bases de próteses totais, citaram, além da composição e propriedades, cuidados para manipulação e processamento. Relataram também que a estabilidade dimensional da prótese durante o processamento e durante o uso na boca é de considerável importância para o ajuste e a satisfação do paciente.

Pelizer et al.⁷⁶ (1977) trabalharam com cinco marcas de resinas para bases de próteses totais, tendo como objetivo a verificação da adaptação das bases ao modelo no qual foi prensado a referida base. Os cp foram preparados com espessura de 2mm sobre o modelo esquemático de uma maxila, contendo sete pontos de referência. As peças foram polimerizadas, obedecendo ao ciclo de polimerização de três horas: (30 min até 65°C, nessa temperatura por uma hora, em seguida até 100°C em 30 minutos, mantendo-as nesta temperatura por 1h). As avaliações ocorreram imediatamente após a desinclusão, verificando-se a adaptação das bases em relação ao modelo em que foram prensadas; e uma semana após a desinclusão, tendo sido os cp armazenados em água destilada a 37°C. Os autores concluíram que, com relação a adaptação, os materiais pesquisados não mostraram, estatisticamente, diferenças

significantes, entre si. Mas, após a armazenagem, foi notado um aumento de desajuste, atribuído ao calor de 37°C que deve ter liberado as tensões e também ao fenômeno da sorpção de água. A diferença registrada entre a mensuração inicial e a de uma semana mostrou significância estatística ao nível de 5%, sendo o desajuste maior, o da região posterior, diminuindo em direção à anterior.

Em 1977, Soni et al.⁹⁴ avaliaram algumas propriedades físicas e mecânicas tais como estabilidade de cor, sorpção de água, solubilidade, deflexão, módulo de elasticidade etc. de resinas acrílicas modificadas, comparando-as com a resina acrílica convencional. As técnicas para o processamento foram aquelas recomendadas pelo fabricante e baseadas na técnica da moldagem por compressão. Concluíram que, com relação à estabilidade de cor, os resultados foram satisfatórios em todas as marcas de resina que foram testadas. Quanto à sorpção de água, apenas uma delas apresentou valores que a descredenciariam, segundo a especificação da American Dental Association (A.D.A.). Com relação a solubilidade, também apenas uma marca apresentou valores altos, sendo atribuídos ao alto nível de monômero residual presente neste material após a polimerização. Com relação às outras propriedades, valores significantes foram observados. Sobressaiu-se o valor da resistência ao impacto, que nas resinas modificadas apresentou resultados maiores que nas resinas convencionais, fato atribuído à presença da borracha na composição das resinas modificadas.

Antonopoulos⁶ (1978) avaliou uma técnica modificada para o uso das resinas fluídas, comparando-a à técnica convencional de moldagem por compressão. A pesquisa consistiu na construção de 22 próteses, entre maxilares e mandibulares, divididas em três grupos, sendo o primeiro grupo composto por próteses de laboratório num total de 12

próteses processadas pela técnica da resina fluída; o segundo grupo composto por cinco próteses, sendo três superiores e duas inferiores, confeccionadas para três pacientes, tendo sido processadas pela técnica convencional de moldagem por compressão. O terceiro grupo foi representado pelas próteses para os mesmos pacientes do grupo anterior, porém, com as peças confeccionadas pela técnica da resina fluída. Concluiu que as alterações dimensionais, embora numericamente maiores na técnica da resina fluída, se aproximaram da técnica convencional. Clinicamente, não foi possível detectar diferenças estatisticamente significantes, embora, pelo parecer dos usuários, manifestado durante o acompanhamento clínico, as próteses confeccionadas com a resina fluída foram mais satisfatórias. Concluiu também que um dos grandes problemas da utilização da técnica da resina fluída é a alteração da dimensão vertical pela movimentação dos dentes. Isto pode ser controlado utilizando-se uma variável na técnica, ou seja, construindo um guia para a fixação dos dentes em sua posição, evitando assim a movimentação dos mesmos durante o processamento.

Em 1978, Bombonatti & Vieira¹⁴ realizaram um estudo comparativo entre a técnica da resina fluída, método convencional da moldagem por compressão e a técnica onde se faz uma capa de silicona na região dos dentes, substituindo a muralha de gesso. As variáveis consideradas nesta pesquisa foram: o sistema de isolamento das peças durante a inclusão em mufas e a temperatura de abertura das mesmas. Concluíram que, quanto às técnicas de isolamento empregadas, os resultados encontrados não mostraram significância estatística entre as peças que foram abertas com resfriamento lento. Os resultados também mostraram que aquelas que tiveram a parte da muralha em gesso substituída pela silicona, tanto na abertura fria ou quente, apresentaram resultados semelhantes àquelas incluídas com muralha de gesso e

abertas quentes. Os maiores desajustes foram verificados nas peças que foram desincluídas a 70°C.

Jagger⁴⁹ (1978) estudou o efeito do ciclo de polimerização sobre o grau de polimerização e as possíveis interferências nas propriedades mecânicas das resinas acrílicas para bases de próteses totais. O material pesquisado não continha o agente de ligação cruzada. Os ciclos de polimerização usados foram de: 7h a 70°C; por 14h a 70°C; por 1h a 100°C e por 7h a 70°C e por mais 1h a 100°C. A conclusão desta pesquisa mostrou que não há correlação entre o ciclo de polimerização e a estrutura do polímero, mas que existe relação entre a quantidade do monômero residual e as propriedades da resina, sendo, portanto, o nível de monômero residual um importante indicador para determinação de algumas propriedades importantes como a resistência à tração, ao desgaste e sorpção de água.

Em 1979, Faraj & Ellis³² estudaram a variação de temperatura durante a polimerização das resinas para bases de prótese totais e o seu possível efeito em algumas propriedades. A pesquisa foi realizada utilizando-se dois tipos de resina acrílica para bases de prótese totais: quimicamente ativadas e termicamente ativadas, que foram incluídas numa mufla com dispositivos que permitiam monitorar a temperatura em diversos locais no interior da mufla, para poder estabelecer em que condições de indução de calor se consegue um melhor desempenho dos materiais, tanto com relação às propriedades como em relação à formação de porosidades. Concluíram que, com relação à contração, os resultados verificados nas resinas quimicamente ativadas foram menores devido à existência da contração térmica nas resinas termo ativadas. Nas demais propriedades pesquisadas, as resinas termicamente ativadas tiveram um desempenho melhor do que os observados nas resinas quimicamente ativadas. Concluíram também que,

no caso das resinas quimicamente ativadas, a presença ou não das porosidades depende da espessura da amostra, e nas resinas termo ativadas, além da espessura, há influência da temperatura aplicada.

Gee et al.³⁸ (1979) apresentaram um método de mensuração para obter informações sobre as alterações dimensionais que ocorrem pela contração de polimerização, e térmicas, somada à sorpção de água e relaxamento das tensões induzidas, diretamente sobre os cp, usando a estereometria, valendo-se de quatro pontos de referência. Este método de avaliação foi aplicado nos modelos e nas prótese totais confeccionadas com resinas convencionais química e termicamente ativadas, e nas resinas fluídas. As mensurações foram feitas logo após a desinclusão e decorridos: um, seis e setenta dias, estando os cp imersos em água a 37°C, ou ao ar. Verificaram-se que os resultados obtidos entre as duas tuberosidades não refletiam somente a alteração por contração ou expansão e, sim, uma distorção. Nas resinas que ficaram imersas foi observada uma devolução das dimensões, enquanto que nas que ficaram ao ar livre percebeu-se que a contração continuou. Os resultados mostraram a aplicabilidade do método de avaliação em próteses maxilares, uma vez que nas próteses mandibulares não seria possível o posicionamento dos pontos de referência com a mesma facilidade das maxilares. Mostrou também ser um método confiável e útil para a avaliação das alterações dimensionais.

Em 1979, Gay & King³⁷ estudaram a qualidade da resina acrílica polimerizada por calor e pressão, e aquecida em calor úmido a 75°C por 9h. Concluíram que os cp com espessura de 0,5 a 3,0mm podem ser processados sob pressão e calor por 30min a 60°C ou por 10min a 100°C, sem que fosse verificada a ocorrência de porosidades. As peças com mais de 3,0mm de espessura, quando submetidas aos processos acima descritos, apresentaram pequenas porosidades. Quando

foi empregado o calor úmido de 75°C por 9h não foi verificada a presença de porosidade, mesmo nos casos onde os cp possuíam espessura superior a 10mm.

Ruyter & Svendsen⁸² (1980) estudaram as propriedades mecânicas de alguns tipos de materiais para bases de próteses totais, dividindo-as segundo o processo de polimerização. Concluíram que materiais para bases de próteses totais termo ativados com agentes de ligação cruzada apresentaram resistência flexural com valores similares; comparando as resinas termo ativadas com as quimicamente ativadas, as primeiras mostraram resultados melhores quanto a resistência flexural, sendo que as resinas quimicamente ativadas empregadas na técnica da resina fluída, com agente de ligação cruzada, tiveram um comportamento intermediário.

O'Brien & Ryge⁷² (1981) no capítulo relativo aos polímeros acrílicos, relataram além do estágio da polimerização, a formação da massa plástica, sendo esta fase a mais indicada para a prensagem, recomendando ainda a proporção de três partes de pó para uma de líquido em volume para obter os resultados esperados no uso do material.

Murph et al.⁶⁷ (1982) fizeram uma pesquisa comparando o desempenho de um material para base de prótese total para o qual o fabricante sugere três maneiras de processamento. Antes de se iniciar a fase laboratorial do estudo, analisou-se o tamanho das partículas do pó e a distribuição do peso molecular. Durante a obtenção dos cp, o tempo de polimerização foi utilizado como variável. As grandezas determinadas foram resistência transversa, resistência ao impacto, dureza, sorpção de água e estabilidade dimensional. Foi feita também uma investigação

clínica, onde se confeccionou próteses totais para 96 pacientes divididos em três grupos, para que os componentes de cada grupo pudessem receber as próteses polimerizadas por um dos métodos propostos pelo fabricante. Nos resultados obtidos em laboratório, foi possível verificar diferenças estatisticamente significantes, nos cp obtidos nos diferentes processos, sendo que com relação à contração, os melhores resultados foram verificados no ciclo longo de 15h a 70°C. Após a armazenagem por um mês todos apresentaram diminuição dos valores de contração. Ao verificarem a localização, perceberam que as maiores alterações ocorreram na região posterior e, mesmo depois de longa imersão, não foi possível verificar a devolução total da contração. Embora tenham obtido valores similares para a sorpção de água, maiores resultados para a resistência ao impacto foi observado para o ciclo longo e maiores valores de deflexão para os que receberam a polimerização média. Na clínica, mesmo na avaliação feita após um ano, não foi possível detectar diferenças significantes.

Abou Tabl et al.¹ (1983) estudaram a possibilidade de se incluir vidros radiopacos no polimetacrilato de metila sem prejuízo das propriedades mecânicas e obtendo-se a radiopacidade almejada. Foram formuladas diversas composições para se conseguir partículas em proporções adequadas para serem incorporadas ao polimetil-metacrilato, e possibilitar a realização de estudos quanto ao comportamento do material. Concluíram que é possível conseguir o material, mas são necessários estudos quanto aos aspectos técnico-laboratoriais e, ainda, sobre a compatibilidade biológica.

Em 1983, Campagnoni et al.¹⁵ estudaram a alteração dimensional vertical nas bases de próteses totais utilizando como variáveis as técnicas de isolamento. Foram elas as que empregam isolantes à base de alginato, no caso CEL-LAK, e uma nova proposta

utilizando para isolamento, lâminas de cera azul. A conclusão deste trabalho foi que em ambas as técnicas a alteração dimensional foi verificada, mas as discrepâncias observadas nas peças obtidas com o isolamento em cera foram menores, sendo estatisticamente significantes ao nível de 0,1%.

Garfunke³⁵ (1983) avaliou comparativamente as próteses totais obtidas com o emprego da técnica de injeção e pressão e processadas pela técnica de moldagem por compressão. Para esta pesquisa foram processados dez pares de próteses totais, sendo que cinco pares em cada um dos métodos. Em alguns dentes foram fixadas referências, o que permitiu a mensuração tanto no sentido horizontal como no vertical. Verificou que várias alterações na posição dos dentes foram observadas, desde a prótese total em cera até a terminada, sendo observada uma maior variação na técnica de moldagem por compressão. Numa análise no sentido horizontal, diferindo da avaliação no sentido vertical, os resultados foram exatamente o inverso, sendo maior na técnica referida como a da injeção, embora estes resultados não tivessem apresentado significância estatística.

Em 1983, Kwong⁶¹ ao considerar como uma condição fundamental que as bases experimentais tenham uma boa justeza no modelo de trabalho, para facilitar a tomada dos registros e confecção de próteses totais, propôs uma técnica para se conseguir um mínimo de desajuste. Nesta técnica utilizou a resina acrílica ativada quimicamente, mas de uma maneira modificada, onde se induziu uma dada pressão sobre o material na fase de polimerização o que permitiu um ajuste melhor nas bases experimentais confeccionadas pela técnica proposta.

Em 1983, Lechner & Lautenschlager⁶² estudaram a alteração dimensional em resinas lançando mão do posicionamento de

pinos de referência nas bases e nos modelos e, em seguida, radiografando para poder avaliar as alterações ocorridas. Os cp foram confeccionados em diversas espessuras no palato e submetidos a ciclo duplo de polimerização. Os resultados mostraram em todos os casos uma contração em torno de 0,25 a 0,87% com uma média de 0,56%, indiferentemente, das variáveis induzidas. Foi observada, também, a falta de um bom ajuste na região do bordo, provocada pela pequena contração.

Dirtoft et al.²⁵ (1984) avaliaram três métodos para mensurar a sorpção de água que pode ser a causa de outras ocorrências, tais como a alteração dimensional. O método usado para a determinação do item acima foi o da verificação do peso, microscopia e holografia. Para tanto, foram empregadas quatro diferentes técnicas de processamento para confeccionar vinte próteses totais que foram armazenadas em água destilada até atingir o equilíbrio pela saturação, ou instaladas na boca do paciente, sendo avaliadas após 37 dias. Concluíram que a holografia era um método confiável, uma vez que permite mensurações fiéis, *in situ*, comparativas e quantitativas, em três dimensões.

Winkler⁹⁹ (1984) fez um relato das resinas para bases de prótese total, descrevendo o desenvolvimento quanto aos materiais que foram utilizados, até a indicação das resinas acrílicas como materiais para bases de prótese totais, empregadas nas técnicas de moldagem por compressão e as resinas que são preconizadas para a técnica conhecida como o da resina fluída. Enfocou as propriedades gerais dos materiais que são empregados tanto em uma técnica como em outra, descreveu a forma de apresentação e comparou as vantagens e desvantagens de uma e de outra técnica. Concluiu que a técnica da resina fluída não apresenta resultados superiores quando se comparam as peças que foram obtidas na técnica da moldagem por compressão, mas são satisfatórios.

McCartney⁶⁴ (1984) investigou os efeitos da distorção de processamento das resinas, observando a adaptação da base das próteses maxilares, ou seja, a presença ou não da distorção nesta região, e associando este fato à presença de maloclusão. As próteses totais foram confeccionadas para quarenta pacientes e polimerizadas pelo ciclo de 73,9°C por 15h; pelo ciclo curto de 90min à 73,9°C e por 30min a 100°C. As mensurações foram realizadas 3h após a desinclusão, um dia, três dias, uma semana e três semanas após. Os resultados mostraram que os desajustes das bases na região do palato não são passíveis de se prever devido às distorções adicionais, e o seu efeito na maloclusão tende a se estabilizar em 24h, embora prossiga, mas em níveis insignificantes. O autor sugere que o ajuste oclusal só pode ser feito após a instalação das próteses na boca dos pacientes para esperar um adequado assentamento nas estruturas de sustentação; e a remontagem em laboratório pode ser evitada por um processamento correto dos aparelhos. Concluiu ainda que o ciclo curto, quanto ao ajuste no palato, ocasionou um acréscimo de 25% dos casos e a má oclusão, 50%, em comparação ao ciclo de polimerização longo.

Em 1985, Dukes et al.²⁹ realizaram um estudo comparativo sobre a alteração da dimensão vertical em função do uso da técnica da moldagem por compressão e a técnica da resina fluída. Foram confeccionados trinta pares de próteses totais pela técnica da moldagem por compressão e outros trinta pela técnica da resina fluída. A alteração da dimensão vertical foi mensurada com micrômetro posicionado na região do pino incisal. Os resultados mostraram uma alteração da dimensão vertical em qualquer das técnicas empregadas, mas foi verificada uma média menor naquelas próteses que foram processadas pela técnica da moldagem por compressão.

Donavan et al.²⁸ (1985) estudaram algumas propriedades físicas da resina de polimetilmetacrilato quimicamente ativada processada em quatro condições: a) polimerizada ao ar livre; b) polimerizada sob a água; c) polimerizada sob pressão de 1,41 kp/cm² (20 psi) e d) polimerizada sob água e pressão semelhante à anterior. Concluíram que os cp polimerizados sob pressão exibiram menor quantidade de porosidade e tiveram um aumento na resistência flexural, enquanto que com relação a dureza as quatro condições não mostraram diferenças significantes, assim como a polimerização sob a água não parece ter influência nas propriedades estudadas.

Marquezini & Bombonatti⁶⁵ (1986/87) observaram o comportamento de quatro marcas de resina ativada termicamente processadas por seis ciclos diferentes com relação ao ajuste das bases de próteses, sendo que a mensuração foi realizada interpondo-se entre a base e o modelo uma quantidade de silicona para moldagem que, após polimerizada, era pesada. As avaliações aconteceram imediatamente após a desinclusão e após uma semana, estando os cp imersos em água destilada à temperatura de 37°C. Concluíram existir diferenças de adaptação conforme a marca da resina em estudo. Os ciclos de polimerização considerados clássicos apresentaram melhores resultados. A elevação da temperatura final para 100°C no fim do ciclo de 9h a 70°C piorou a adaptação das bases sobre o modelo. Observaram também um maior desajuste com a imersão dos cp em água por uma semana.

Huggett et al.⁴⁵ (1987) realizaram uma pesquisa comparando as resinas polimerizadas em presença de umidade e as polimerizadas a seco, sendo que em ambas as situações os fatores tempo e temperatura foram respeitados. A pesquisa teve como objetivo comparar o desempenho das técnicas frente a algumas propriedades. Para a obtenção dos cp foi considerada, além do fator polimerização, a

técnica do processamento. Concluíram que quanto à sorpção de água, peso molecular, propriedades como flexão e resistência ao impacto, não mostraram significância estatística nas variáveis estudadas.

Em 1987, Khan et al.⁵⁵ estudaram as propriedades mecânicas e as características de superfície do material para bases de prótese totais ativado por luz visível, comparando-as às das resinas convencionais. Concluíram que as resinas ativadas por luz visível apresentam resultados melhores no item propriedades mecânicas, mas apresentam um grande potencial de manchamento, atribuído ao alto grau de absorção de água que está em torno de 3,6 vezes mais que na resina convencional.

Kimura et al.⁶⁰ (1987) propuseram desenvolver um material para modelo que se destinasse a polimerização das resinas por radiação de microondas, permitindo um melhor desempenho frente ao problema da adaptação das bases de prótese totais. Foram experimentados diversos materiais em variadas concentrações, os quais foram irradiados com intensidades e tempos diferentes. Os melhores resultados foram verificados quando se usou o pó de alumínio agregado ao gesso. Quando uma concentração de 10% em peso de alumínio foi usada não houve a interferência na produção de calor pela radiação, e até 20% percebeu-se que era possível o controle da produção normal de calor através de outros fatores. Ao utilizar 20 e 30% em peso de alumínio, respectivamente para modelo e material de inclusão, irradiando por 150 segundos, obtiveram resultados de ajustes melhores em 20 a 50% dos casos.

Ainda em 1987, Polyzois et al.⁸⁰ fizeram um estudo comparando as resinas que eram indicadas pelo próprio fabricante para que fossem polimerizadas num tempo curto, cerca de 20 a 25min, a uma

temperatura de 100°C, com o material convencional e as resinas modificadas, conhecidas como de alto impacto. Foi feita a mensuração após a polimerização e antes da desinclusão, depois da desinclusão e decorrida uma semana com imersão em água. Os resultados indicaram contração em todos os cp, sendo verificadas alterações menores que 1%. Comprovou-se também que a contração inicial não era devolvida totalmente. As próteses confeccionadas com tempo de polimerização menor e com a temperatura de 100°C mostraram um menor desajuste na região médio palatina. Clinicamente as diferenças não foram passíveis de serem consideradas significantes.

Sanders et al.⁸⁷ (1987) estudando resinas polimerizadas convencionalmente em banho de água quente e utilizando energia de microondas verificaram que não existem diferenças significantes entre os dois processos no que diz respeito à resistência transversa, dureza e porosidade, considerando esta última como um fenômeno complexo e de origem multifatorial. Concluíram que, com uma espessura relativa dos espécimes, naqueles polimerizados pela energia de microondas verificaram uma diminuição na quantidade de porosidade, sendo, portanto, importante a seleção do método de polimerização. A polimerização pela energia do microondas mostrou ser um método efetivo para este fim, mostrando um baixo grau de porosidade comparado ao método convencional.

Al Doori et al.² (1988) compararam o desempenho da polimerização convencional ao da que utiliza a radiação de microondas nas resinas, com vistas ao peso molecular e a porosidade. Quanto ao aspecto do peso molecular os resultados mostraram semelhança entre o uso do microondas e o processo convencional. Quando o microondas foi utilizado com 70w por 25min, a presença de porosidades apresentou-se minimizada, e nos cp com espessura menor que 3,0mm verificou-se a

ausência da mesma. Concluíram ainda que, na época, a utilização da energia de radiação por microondas não mostrava vantagens sobre a polimerização pelo método convencional.

Em 1988, Craig et al.²⁰, no capítulo relativo a plásticos em prótese, relataram, além da composição, propriedades e técnica na utilização destes materiais, na proporção de 3/1 em volume. Explicaram que esta proporção tem muitos propósitos, visto que a quantidade de contração e o aumento da temperatura durante o processamento estão diretamente relacionados à quantidade de monômero utilizado.

Bauduin et al.¹³ (1989) pesquisaram a deformação das bases de prótese totais e o efeito da imersão em água a 37°C por 15 dias após a polimerização. De acordo com o experimento, verificaram-se que, em alguns casos pôde ser observado um desajuste apreciável na região do palato, ainda após a imersão.

Harvey & Harvey⁴² (1989) pesquisaram a alteração dimensional das bases de prova confeccionadas em resinas ativadas por luz visível. O estudo foi desenvolvido em cinquenta bases de prova. Concluíram que as alterações verificadas foram grandes, chegando a valores como 0,2% entre dois pontos de referência localizados sobre as tuberosidades, sendo que o desajuste na região do palato chegou a 0,6mm. Observaram também que, quando as bases eram armazenadas em água, o nível de ajuste na região do palato melhorava.

Honorez et al.⁴⁴ (1989) estudaram o efeito de três ciclos de polimerização sobre algumas propriedades, sendo dois deles recomendados pelo fabricante e que conduziam os espécimes a fervura rapidamente. Concluíram que a polimerização realizada colocando-se o material na água em fervura é uma conduta desaconselhável devido à

formação de porosidades e alterações superficiais. Foram verificadas ainda, diferenças com relação à resistência ao impacto e dureza, entre os métodos experimentados.

Em 1989, Jerolimov et al.⁵² pesquisaram três pós de polímeros que possuíam diferentes concentrações de peróxido de benzoíla e seis líquidos com diferentes concentrações de dimetil-paratoluidina. Foram empregados, ainda, no estudo dois tipos de ciclos de polimerização, sendo o primeiro de 20min a 100°C e o segundo de 70°C por 7h, mais um acréscimo de 3h com a temperatura a 100°C. Concluíram que no ciclo longo não houve a presença de porosidade nos cp de até 9mm. O ciclo rápido produziu cp com um alto nível de monômero residual, mas isto não influenciou nas propriedades finais do material. Pequenas porosidades internas, provavelmente, não apareçam nas resinas pigmentadas, mas devem conduzir a perda de algumas propriedades.

Em 1989, Takamata & Setcos⁹⁶ fizeram uma revisão bibliográfica sobre as técnicas de polimerização, tipos de materiais disponíveis e a estabilidade dimensional que é obtida nestes materiais, citando, ainda, as características de cada técnica, e relatando os trabalhos já realizados por diversos autores. Quanto ao aspecto polimerização estão relacionadas todas as técnicas disponíveis, tais como a polimerização pelo calor úmido, pela ativação por luz visível, energia de microondas, além da combinação da pressão e algumas possibilidades já citadas. Concluíram que as resinas processadas pelas técnicas tradicionais exibem uma inevitável alteração dimensional, e as novas técnicas, embora não possibilitem a ausência desta ocorrência, devem ser conhecidas pelos profissionais para poder indicar o melhor procedimento, mesmo sabendo dessas limitações, para não ocasionar a expectativa do impossível.

Undurwade & Sidhaye⁹⁸ (1989) estudaram uma variação do processo de polimerização buscando um tempo e pressão adequados no uso de uma panela de pressão doméstica, para se conseguir resinas para base de prótese totais com o menor nível de monômero residual possível e sem porosidade. Os resultados mostraram que foi possível polimerizar cp com espessura de até 6mm sem a presença de porosidade na panela de pressão.

Alkhatib et al.⁴ (1990) compararam resinas polimerizadas pelo método convencional e microondas variando a espessura dos cp, o tempo de irradiação e a potência. A espessura variou de 13 a 17mm e os resultados mostraram influência desses fatores na porosidade; entretanto, em outras propriedades como resistência transversa e dureza não foram observadas diferenças.

Em 1990, Takahashi⁹⁵ estudou a alteração dimensional durante a polimerização utilizando um método de análise tridimensional. Foram avaliados neste experimento três ciclos de polimerização: o convencional (calor), o processo da resina fluída e a irradiação por microondas. Concluiu que a alteração dimensional se acha presente em todas as situações, sendo que as peças obtidas na polimerização pelo calor e por microondas apresentaram valores semelhantes. Decorridas quatro semanas, os cp que foram polimerizados pelo calor não mostraram alterações adicionais, mas não tinham recuperado toda a contração, ao passo que as resinas fluídas recuperaram quase que a totalidade da contração sofrida. Naqueles que haviam sido irradiados pelo microondas também foi verificada a devolução quase que total da contração, embora o ciclo tivesse sido interrompido num tempo menor. Foi observada uma maior alteração nas próteses mandibulares.

Al-Hanballi et al.³ (1991) pesquisaram distorção de bases de prótese totais processadas convencionalmente, ou por microondas, e que foram submetidas, ainda, a uma segunda polimerização. Foram processadas dez bases no ciclo de polimerização convencional de 7h a 70°C e mais 3h a 100°C em banho de água; dez bases utilizando a energia do microondas de 65 Watts por 25min e mais dez bases confeccionadas em metilmetacrilato com um modificador químico em banho de água a 100°C por 20min. Todas as bases foram polimerizadas novamente com o acréscimo de uma nova quantidade de resina e avaliadas quanto ao ajuste do bordo posterior. Concluíram, através da análise estatística, que havia diferenças entre os ciclos de polimerização, e as menores distorções foram verificadas em bases polimerizadas por microondas, principalmente quando comparadas com as de polimerização rápida.

Em 1991, Bafille et al.¹¹ estudaram a presença de porosidade nas resinas que foram polimerizadas pelo método convencional e irradiadas pelo microondas. O ciclo convencional foi aquele em que a temperatura de 73,8°C foi mantida por 9h, e os cp assim obtidos formaram o grupo controle. Nos que foram irradiados pela energia de microondas, empregaram o material convencional e uma variação deste. Concluíram que no grupo experimental, onde foi utilizado o material modificado, não houve uma diferença significativa com o grupo controle, mas quando o material convencional foi polimerizado pela energia de microondas, mostrou resultados, significativamente, mais altos.

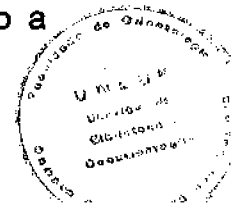
Em 1991, Jerolimov et al.⁵⁰ estudaram o efeito da polimerização na temperatura de transição do vidro (Tv) da resina acrílica. Foram empregados três tipos de resinas termoativadas, que foram submetidas a três ciclos de polimerização e, posteriormente, avaliadas. Concluíram que o ciclo de polimerização exerceu uma considerável

influência sobre a Tv. As resinas polimerizadas sem que a temperatura no final do ciclo atingisse 100°C produziram uma resina com a Tv baixa. O ciclo de 70°C por 7h, mais 100°C por 3h foi considerado o recomendado por produzir a Tv mais alta e por apresentar ótimas propriedades mecânicas. Entretanto, com relação a alteração dimensional, quando se aplicou a temperatura de 100°C, puderam ser notados efeitos adversos pela indução de tensões durante a polimerização e posterior liberação.

Sanders et al.⁸⁸ (1991) realizaram pesquisa visando verificar a adaptação das bases de prótese totais obtidas pelo processo de irradiação por microondas e pelo método convencional. A pesquisa consistiu em construir bases experimentais variando os materiais empregados e os processos de polimerização. Após a obtenção dos cp, os mesmos foram avaliados após 24h de armazenagem em água. Neste estudo verificaram que as bases polimerizadas pela irradiação de microondas apresentaram ajustes melhores do que as que foram polimerizadas pelo método convencional. Verificaram também que as resinas formuladas especialmente para serem polimerizadas pelo microondas não mostraram superioridade quanto à adaptação, quando comparadas aos outros materiais pesquisados. Concluíram, também, que as próteses totais polimerizadas pela irradiação do microondas podem ser aceitáveis, tanto quanto as polimerizadas pelo ciclo convencional.

Em 1992, Dixon et al.²⁶ estudaram as alterações dimensionais em alguns tipos de resina, sendo duas convencionais termo ativadas e uma ativada por luz visível. Nas convencionais foram utilizados alguns ciclos de polimerização. Os cp foram avaliados imediatamente após a desinclusão, trinta, sessenta e noventa dias após, estando sempre armazenados em água. Ao serem submetidos à análise estatística os resultados mostraram a inexistência de diferenças significantes entre os materiais pesquisados. Os processos de polimerização, assim como a

1448



armazenagem, por apresentarem valores de alteração bastante reduzidos, fizeram com que as alterações não fossem detectáveis clinicamente.

Huggett et al.⁴⁷ (1992) avaliaram um método de processamento das bases para próteses totais conhecido como o da moldagem por injeção que utiliza a polimerização pelo calor seco, e compararam-no com o processo convencional, onde se usa o calor úmido. O trabalho foi desenvolvido levando-se em conta o material e o processo de polimerização. A avaliação aconteceu logo após a desinclusão, 24h, 28 dias e quatro meses, após, sendo que nestes intervalos os cp ficavam armazenados em água. Concluíram que a técnica de moldagem por injeção apresentou menores níveis de contração, quando comparada à técnica convencional, estando de acordo com os achados anteriores.

Em 1992, Polukoshko et al.⁷⁹ avaliaram as alterações dimensionais em duas marcas de resina comumente empregadas e se a variável de agregar uma nova porção do material a uma porção já polimerizada alterava algumas propriedades. Concluíram que o aumento do volume e o aumento da temperatura durante a segunda polimerização incrementa a contração, mas não atinge valores significantes estatisticamente. Ao usar a temperatura de 60°C na segunda polimerização a presença do monômero livre foi mais marcante do que quando se realizou a primeira polimerização. O aumento da temperatura, durante a segunda polimerização, aumentou o grau de dureza do material. Naquela ocasião, pôde-se observar também a ausência de diferença significativa entre o comportamento das duas resinas.

Salim et al.⁸⁶ (1992) compararam três métodos de processamento das resinas: o método convencional, o sistema SR IVOCAP e o que utiliza a energia do microondas. Os resultados das

avaliações, após as análises estatísticas, mostraram que o sistema SR IVOCAP produziu prótese totais mais precisas, quando comparadas às dos outros dois métodos. Não foi verificada significância entre o sistema convencional e o que utiliza a radiação pelo microondas.

Chow et al.¹⁶ (1993) estudaram a sorpção de água e alteração dimensional após a imersão das resinas a base de PMMA reforçada com fibras de polietileno. A inclusão das fibras de polietileno obedeceram a três maneiras quanto ao posicionamento das mesmas, e um quarto lote de amostras foi preparado sem a inclusão das fibras, para servir de controle. Os resultados mostraram que quanto à sorpção de água, na maioria das amostras a saturação aconteceu em torno de trinta dias, exceto nos casos onde as fibras foram posicionadas aleatoriamente, que era uma das formas de inclusão, onde foi verificada uma demora de cinquenta dias. Pôde-se observar também uma diminuição na sorpção de água nas amostras com presença de fibras que, conseqüentemente, resultou numa diminuição da alteração dimensional. Neste estudo, houve a confirmação de que a alteração dimensional que ocorre durante a imersão não acontece por uma difusão preestabelecida da água na massa.

Heath et al.⁴³ (1993) estudaram a ação da sorpção de água pelos materiais para base de próteses totais, uma vez que durante a desinfecção, ajuste na boca e limpeza, estas ocorrem sob água fria e corrente e o fenômeno da sorpção acarreta resultados adversos nas bases das próteses. O experimento consistiu em determinar a alteração de peso e algumas propriedades como dureza, alteração dimensional e resistência transversa, em lâminas de resinas auto polimerizáveis e nos pigmentos rosa e cinza por dez semanas. Concluíram que a resina acrílica sofreu menores alterações quando comparada aos pigmentos.

Murray & Darvell⁶⁸ (1993) fizeram uma revisão dos trabalhos sobre as teorias de retenção das próteses totais. Diversos trabalhos foram citados e através de uma Tabela, a opinião de cada autor foi sintetizada. Quanto aos fatores que promovem uma boa retenção, entre outros que se referem ao material, estão presentes a adaptação da base e rugosidade superficial. Finalizaram questionando qual deve ser a real situação do fenômeno da retenção com as próteses em função.

Phillips⁷⁸ (1993), no capítulo relativo à química das resinas sintéticas, classifica as mesmas enfatizando as de uso odontológico, e enumera os requisitos para estes materiais. Com relação aos materiais para bases de prótese totais cita as técnicas disponíveis, inclusive as mais atuais como é o caso das resinas irradiadas por microondas e pela luz visível, relatando as propriedades físicas. Com relação à alteração dimensional, explica como sendo ocorrência da contração de polimerização, que acontece pelo aumento de densidade do material, da contração térmica e da absorção de água. Entre as técnicas convencionais enfatiza a da moldagem por compressão, descrevendo em detalhes os procedimentos desde o preparo da mufla até a polimerização. Com referência à porosidade, descreve os tipos que podem ser observados e as possíveis causas do aparecimento destas, assim como os efeitos nocivos que podem ser verificados na presença destas porosidades.

Em 1994, Elahi & Abdullah³¹ pesquisaram as discrepâncias das bases de prova com relação ao modelo na região do palato, sendo medido o desajuste entre a borda posterior e o modelo. Neste estudo, foi empregada a resina quimicamente ativada, onde se variou as condições em que ocorria a reação química. Basicamente, a preocupação foi no sentido de permitir a polimerização ao ar livre, à temperatura ambiente, aplicando uma camada de vaselina, polimerizar na

presença de vapor de monômero; deixar acontecer a reação na presença de vapor de água na temperatura de 45°C sob pressão de 1,4Kgf/cm² (20 psi) e imerso na água à temperatura de 45°C sob pressão de 1,4Kgf/cm². Foram verificadas diferenças entre os resultados das formas em que aconteceram as polimerizações, sendo a maior discrepância registrada no caso em que foi utilizada a imersão em água à temperatura de 45°C sob pressão de 1,4Kgf/cm². A menor discrepância foi detectada naquela em que se polimerizou na presença de vapores de monômero. Entretanto, ao analisar estatisticamente os resultados, não foi verificada significância, sendo, portanto, possível eleger qualquer uma das técnicas.

Dyer & Howlett³⁰ (1994) compararam o desempenho de resinas acrílicas formuladas especialmente para serem polimerizadas pela energia de microondas e uma termo ativada formulada para ser polimerizada pelo banho de água por 22min a 100°C, frente a estabilidade dimensional. Os cp foram confeccionados empregando-se as polimerizações acima citadas e parte deles foi seccionada sagitalmente e reparada usando-se a polimerização por microondas. Neste estudo, não foi encontrada diferença significativa entre os dois grupos estudados, mas naqueles que foram reparados observaram-se distorções significantes.

Ilbay et al.⁴⁸ (1994) estudaram as propriedades físicas das resinas polimerizadas por energia de microondas. Foram empregados vinte e um métodos de polimerização por microondas variando a potência e o tempo, concluindo que quanto à dureza os resultados encontrados foram melhores que os das resinas polimerizadas convencionalmente; e frente a outras propriedades tais como a resistência a fratura, sorção de água e solubilidade, foram comparáveis aos da especificação da ADA. Concluíram, ainda, que a técnica onde se emprega a energia de microondas é viável para confecção das próteses totais.

Cerveira Netto¹⁷ (1995) descreveu os passos para o procedimento de inclusão e polimerização das próteses totais, alertando para os detalhes que devem ser seguidos para a obtenção de aparelhos que cumpram da melhor forma possível suas indicações, tais como, os ciclos de polimerização recomendados e os possíveis efeitos nas propriedades.

Kimpara & Muench⁵⁶ (1996) estudaram a alteração dimensional em resina para bases de próteses totais, tendo como variáveis a polimerização realizada logo após a prensagem ou aguardando 24h; as fases em que o material foi prensado (pegajosa, plástica e borrachóide); armazenagem dos cp após a desinclusão e os locais de mensuração. Para obterem os resultados foram confeccionadas próteses maxilares que eram mensuradas antes da inclusão em locais determinados; logo após a desinclusão; duas e oito semanas depois, estando os espécimes imersos em água. O ciclo de polimerização utilizado foi aquele em que a temperatura é elevada até 65°C em 30min deixando por uma hora; após, levando a fervura em 30min e mantendo por 1h. Os resultados, após a análise estatística, permitiram concluir que a magnitude de contração não foi dependente do tempo de início da polimerização (imediate: -0,19%; 24 horas: -0,18%); a fase borrachóide (-0,23%) não conduziu a maiores contrações do que a plástica (-0,20%); a imersão em água recupera em parte a contração e existem diferenças no grau de contração, dependendo do local mensurado.

Kimpara & Muench⁵⁷ (1996) investigaram a ocorrência de porosidade nas resinas para bases de próteses totais variando o volume do material, polimerizando logo após a prensagem e 24h após; e a resina prensada na fase pegajosa, plástica e borrachóide. Foram preparados cp de 2,0X2,0cm de base e: 0,5, 1,0 e 2,0cm de espessura e um cubo de 3,0cm de aresta. A presença de porosidade foi avaliada por observadores

calibrados que fizeram um ranqueamento, e os resultados submetidos a análise estatística pelo teste de Kruskal-Wallis. Concluíram que um maior tempo de espera, antes da polimerização, conduziu a uma diminuição na quantidade de porosidade; a fase borrachóide tende a diminuir o aparecimento da porosidade. Na polimerização imediata, conseguiu-se a isenção de porosidade em até 1,0cm de espessura e naquela após 24h, em até 2,0cm.

Rodrigues-Garcia & Del-Bel⁸¹ (1996) estudaram a precisão e porosidade em bases de prótese totais submetidas a um duplo ciclo de polimerização. Foram preparadas bases de próteses totais em resinas acrílicas convencionais, divididas em três grupos, sendo que o primeiro e o segundo grupo foram polimerizados pelo ciclo de 73° C por 9h em banho de água e o terceiro grupo por energia de microondas a uma potência de 500 W durante 3min. A adaptação das peças foi avaliada e, após o estudo, foram submetidas ao reembasamento e os processos de polimerização foram repetidos. A verificação da porosidade foi através da imersão dos cp em tinta preta e a observação foi feita num stereomicroscópio. Concluíram que, após o reembasamento, tanto as resinas polimerizadas convencionalmente como as por microondas, mostraram boa adaptação e alto número de porosidades.

Craig & Ward²¹ (1997) descreveram a natureza básica dos polímeros como sendo moléculas formadas a partir da união de monômeros. Assim sendo, por exemplo, o polimetilmetacrilato formado a partir do metilmetacrilato. Quanto ao peso molecular ou à distribuição do mesmo, exibido pelos polímeros, pode ser o determinante de algumas propriedades físicas. Citam também as reações que podem ocorrer para a polimerização: as de adição e as de condensação, sendo que no primeiro tipo não há a liberação de subprodutos e no segundo sim. Estão descritos, ainda, outros polímeros de interesse para a Odontologia.

O'Brien⁷¹ (1997) cita a composição, e que o grau de polimerização é definido pelo número de meros num polímero e o peso molecular como sendo a soma do peso molecular de cada mero. Descreve, ainda, as fases de uma reação de polimerização e as propriedades como consequência de alguns fatores. Com relação a polímeros para bases de prótese totais, cita os diversos tipos relacionando as vantagens e desvantagens de cada um e o efeito do processamento nas propriedades físicas e mecânicas do material. O autor tece comentários sobre os materiais de revestimento macio permanente e temporário.

Anusavice⁵ (1998) no capítulo relativo à química das resinas sintéticas e resina para base de prótese totais enfoca: os requisitos para uma resina odontológica, os mecanismos de polimerização, descrevendo os estágios da polimerização por adição dividindo em quatro etapas, sendo as da indução, propagação, terminação e transferência de cadeia. Com relação a resinas para bases de prótese totais, cita os diversos tipos existentes, além das técnicas de processamento e formas de ativação do iniciador. Quanto à técnica, descreve em detalhes a compressiva. Como procedimento de polimerização, explica que quando o peróxido de benzoíla é aquecido acima de 60°C, as moléculas do mesmo se decompõem para permitir uma neutralidade elétrica contendo elétrons descasados denominados radicais livres. Devido a exotermia da reação de polimerização o ciclo de polimerização é comentado como forma de controle do tempo e da temperatura para minimizar a elevação da temperatura do material que poderá ocasionar inconvenientes como a porosidade. Cita, ainda, os diversos tipos de porosidades que podem ocorrer e as possíveis causas, além de outras propriedades, tais como a contração de polimerização, absorção de água, solubilidade, resistência, flexão, entre outros.

Cucci et al.²² (1998) compararam absorção de água, solubilidade e resistência transversa em duas resinas quimicamente ativadas, para reembasamento (Duraliner II e Kooliner) e uma resina termo ativada (Lucitone 550), uma vez que a absorção de água das resinas quimicamente ativadas para reembasamento é acompanhada de uma alteração volumétrica, que é uma propriedade importante. A sorção de água e solubilidade foram avaliadas segundo a especificação N°. 1567 da ISO para polímeros para bases de prótese totais. A adesão entre os materiais químio e termo ativados foram avaliados em três locais com os espécimes imersos em água a 37°C por 50h e trinta dias, sendo as falhas observadas visualmente. Concluíram que as resinas quimicamente ativadas para reembasamento atendem aos requisitos quanto à sorção de água e solubilidade; entretanto, uma delas mostrou uma adesividade menor que a outra.

Em 1998, Kimpara et al.⁵⁸ realizaram um estudo para verificar a existência de diferenças quanto ao desajuste das bases experimentais de resinas acrílicas quimicamente ativadas, utilizadas durante a confecção de próteses totais. As variáveis pesquisadas foram a técnica de confecção, forma e tempo de armazenagem e as mensurações realizadas em diferentes locais. As técnicas utilizadas foram: depositar o material sobre o modelo e adaptar, dando a melhor conformação possível, e prensar o material entre duas placas de vidro para obter uma espessura uniforme e adaptar ao modelo. O material empregado foi a resina acrílica ativada quimicamente (Clássico), incolor. A mensuração foi realizada interpondo silicona para moldagem de consistência fluída, logo após a polimerização e decorridas 24h, uma semana e um mês, ficando metade do número de cp de cada técnica sobre a bancada, no modelo, e o restante imerso em água. Concluíram que a técnica de confecção e a forma de armazenar não influenciaram no grau de desajuste, mas foram

observadas diferenças estatisticamente significantes nos diversos locais de mensuração e conforme o tempo de armazenagem.

Panduric et al.⁷⁵ (1998) apresentaram um trabalho utilizando uma análise por elementos finitos para determinar a distribuição dos locais da fadiga numa prótese total mandibular. Verificaram através dos resultados obtidos que os aparelhos sofrem baixa fadiga e que esta análise pode ser utilizada para otimizar a forma da prótese e também indicar a região de maiores possibilidades de fratura.

Ariolli Filho et al.⁸ (1999) analisaram a influência do período de armazenagem e técnicas de polimerização em três marcas de resina acrílica (Lucitone 550, QC 20 e Acron MC) observando a movimentação dos dentes de próteses totais superiores. As técnicas de polimerização empregadas foram: banho de água a 74°C por 9h; microondas por 3min na potência de 500 Watts e o ciclo rápido em água fervente por 20min. A mensuração ocorreu após o enceramento, após a inclusão, na "demuflagem", 24h após, armazenado em água, decorridos sete e trinta dias após a demuflagem. Concluíram que diferentes métodos de polimerização mostraram comportamentos distintos; as resinas QC-20 e Lucitone 550 apresentaram expansão, embora estatisticamente não significantes; a resina Lucitone 550 polimerizada em banho de água apresentou médias intermediárias de contração; as resinas Lucitone 550 e QC-20 polimerizadas em banho de água e por microondas não mostraram diferenças estatísticas após trinta dias de armazenagem em água e a resina Acron-MC polimerizada em microondas apresentou o maior índice de contração.

Em 1999, Kimpara et al.⁵⁹ propuseram um processamento alternativo com a finalidade de eliminar porosidade em resina termicamente ativada para bases de próteses totais. Foram

confeccionados cp com volume de 18, 36 e 54 cm³ de forma cilíndrica. Estes espécimes foram obtidos pela técnica da moldagem por compressão e o material prensado na fase pegajosa. A polimerização ocorreu de quatro formas: a) a mufla colocada n'água a 65°C por 90min, sendo elevada a temperatura de fervura em 30min e permanecendo nesta por uma hora; b) a mufla foi colocada n'água a 65°C por 30min e em seguida a temperatura diminuída para 50°C, permanecendo nesta por uma hora e em seguida levada à fervura e mantida por 30min; c) a mufla foi colocada n'água a 50°C por 24h e em seguida submetida ao primeiro ciclo de polimerização; d) a mufla colocada n'água a 65°C por 30min sendo a temperatura abaixada para 50°C e mantida por 23h e 30min, em seguida levada à fervura e mantida por uma hora.

Os resultados mostraram ausência de porosidade na terceira e última forma de polimerização, estando os cp do primeiro e segundo ciclos com formações abundantes de porosidades. Concluíram que submeter grande volume do material a uma temperatura acima daquela que se desencadeia a polimerização num espaço de tempo curto, favorecem a ocorrência de porosidades. Experimentados no estudo os processos de longa duração levaram à eliminação de porosidades.

Paes Junior et al.⁷⁴ em 1999 estudaram a ocorrência de porosidade em cp de resina acrílica ativada termicamente tendo como variáveis a polimerização em banho de água quente, convencional, e utilizando a energia de microondas. Os cp do experimento consistiam de cubos de 2cm de aresta e os materiais empregados foram a resina incolor ativada termicamente "Clássico" e a resina "Onda-Cryl" formulada para microondas, também fabricada pela Clássico. Foram ainda variáveis desta pesquisa, a fase em que o material se encontrava no ato da prensagem (pegajosa, plástica e borrachóide) e o início da polimerização (imediatamente após a prensagem ou decorridas 24h). Concluíram que os melhores resultados foram verificados nos ciclos de polimerização

convencional em banho de água quente, prensadas nas fases plástica e borrachóide, com o período de descanso de 24h.

Seraidarian et al.⁶⁹ (1999) estudaram a alteração dimensional em resina acrílica termicamente ativada tendo como variáveis ciclos de polimerização e diferentes tipos de gesso durante a inclusão. Concluíram que o ciclo de polimerização longo da resina incluída com gesso comum, sem a muralha de gesso pedra, foi que apresentou melhores resultados, causando menor contração de polimerização; fato que, segundo os autores, seria um comportamento semelhante ao processo de expansão verificado nos revestimentos para fundições, que compensa a contração das ligas metálicas.

2.2.Monômero residual

Nyquist⁶⁹ (1952) estudou a hipersensibilidade da mucosa oral e concluiu que a mesma, sob condições de uma prótese total, pode sofrer desordens de caráter inflamatório, pelos fatores abaixo relacionados:

- a) trauma: vários tipos de trauma podem resultar em injúria à mucosa oral sob prótese total;
- b) acúmulo de calor: pela baixa condutividade térmica pode resultar em aumento da temperatura sob a peça;
- c) reações alérgicas: o metil metacrilato puro tem um efeito tóxico em certos casos, mas, quando completamente polimerizado, não é tóxico. Portanto, o reembasamento direto dá chance de irritação da mucosa. Foram encontradas na literatura cerca de quarenta citações de casos de hipersensibilidade a materiais para bases de próteses totais;

- d) significação de doenças sistêmicas: alguma conexão entre doenças sistêmicas e mucosa com sintomatologia dolorosa causada por próteses totais podem existir.

Smith & Bains⁹² (1955) investigaram a quantidade de monômero residual na polimerização incompleta e relacionaram este resultado com o dano aos tecidos orais e também com algumas falhas nas propriedades mecânicas. Para a detecção do monômero residual foi experimentado, para um teste qualitativo, a solução de permanganato de potássio e no quantitativo cinco métodos, encontrando melhores resultados com o uso da solução de bromato de potássio. Concluíram que todos os materiais que compõem a base para próteses totais, como o metil e polimetil metacrilato, o peróxido de benzoila, a hidroquinona e os pigmentos são irritantes químicos da mucosa oral, mas se a presença do monômero residual causaria inflamação ou dor na mucosa oral era discutível, em face dos resultados obtidos nesta pesquisa.

Smith & Bains⁹³ (1956) estudando novamente o potencial do monômero residual como irritante da mucosa oral, concluíram que o monômero desaparecia na resina termo ativada, dependendo do número de horas de polimerização e da temperatura empregada. Citaram também que o monômero desaparece quando imerso em água e que a irritação pode depender desta armazenagem.

Fisher³³ (1956), estudando a resina acrílica, concluiu que o monômero é um sensibilizante e pode causar alergia por contato com reação eczematosa na pele e na mucosa oral e que, quando completamente polimerizada, deixa de sensibilizar, sendo que as resinas quimicamente ativadas têm suficiente quantidade de monômero residual para desencadear reações em pacientes sensíveis. Verificou, ainda, que

em alguns indivíduos, no intervalo de 48h houve o aparecimento de vermelhidões e formações bolhosas que ao exame histológico apresentaram-se como bolhas subepiteliais com algumas reações eczematosas.

Smith⁹¹(1958) investigando a presença de monômero residual utilizando a técnica da brominação concluiu que a concentração do monômero residual depende do processo de polimerização. Esta polimerização deve ser realizada em cerca de três horas a 100°C e a cerca de oitenta a cem horas a 70°C e que a polimerização em ambiente úmido é mais rápida do que em ambiente seco. Concluiu, ainda, que com exceção dos processos de polimerização com 100°C por mais de 1h, todas as próteses conterão apreciáveis quantidades de monômero residual, dependendo das condições do ambiente e da eficiência do calor transferido, encontrando valores de 0,12% até acima de 1%.

Nyquist⁷⁰ (1964) estudou o efeito biológico do monômero quanto ao tipo de reação. Freqüência, concentração do agente injuriante, exposição prévia e tempo de latência foram considerados, concluindo que nos dois primeiros fatores os resultados foram baixos e nos últimos foi necessário a exposição e tempo de latência de semanas e meses.

Garlipp³⁶ (1969) pesquisou a influência da concentração da N,N dimetil-p-toluidina sobre a porcentagem de monômero residual nas resinas acrílicas ativadas quimicamente. Trabalhou com os materiais devidamente proporcionados segundo a proposta da pesquisa, quantificando o monômero residual pela técnica proposta por SMITH & BAINS assim como a determinação da massa molecular. Concluiu que a variação da concentração da N,N dimetil-p-toluidina adicionada ao monômero acarretou alterações na porcentagem de monômero residual, e a porcentagem mais baixa foi obtida com a concentração de 2%. Quanto

maior a concentração da amina, até 6%, houve a diminuição da massa molecular e os resultados mostraram uma correlação significativa, encontrando uma regra geral que pode ser resumida como: "em correspondência à diminuição da porcentagem de monômero residual houve a tendência para diminuir a massa molecular média do polímero originário do monômero".

MacCabe & Basker⁶³ (1976) descreveram a técnica da cromatografia para determinar a porcentagem de monômero residual numa investigação em pacientes cujos sintomas eram resultantes de sensibilidade tecidual a um alto nível de monômero residual em bases de prótese totais termo ativadas. O método apresentou vantagens quando comparado ao da brominação por ser extremamente acurado, identificando positivamente o monômero residual contido na resina. Neste trabalho, a presença do monômero residual variou conforme as condições de polimerização, sendo detectada uma maior quantidade em resinas auto ativadas. Com relação aos pacientes em estudo, os que apresentavam queixas de "sensação de queimação", após dois dias apareceram escaras no palato, e com a remoção da prótese total esta sensação cessava em cerca de uma hora e as escaras desapareciam em uma noite. Com a recolocação do aparelho os sintomas retornavam. Quando foram confeccionadas novas próteses com resina termo ativada por um ciclo de 7h a 70°C e por mais 3h a 100°C os sintomas não mais se apresentaram. Pelos resultados da cromatografia verificaram que nas peças que causaram sensação de queimação, com polimerização ignorada foram encontrados 0,233% de monômero residual e naquela com o ciclo conhecido de 0,023 a 0,053%.

Giunta et al.³⁹ (1979) descreveram um caso de estomatite alérgica de contato causada por resina acrílica auto ativada. A história médica não revelava nenhum fato que pudesse atribuir a presença desta

patologia. Com relação à história odontológica, havia sido preparada para os dentes anteriores uma prótese fixa temporária com resina acrílica auto-ativada, reembasada com o mesmo material e cimentada com um material à base de óxido de zinco e eugenol. Dois dias após, o paciente reportou um ligeiro desconforto que apesar dos cuidados com os contornos e fisioterapia não apresentou melhoras. Em seguida, os segmentos posteriores foram submetidos ao mesmo procedimento num intervalo de uma semana, quando o paciente relatou dificuldade em falar e deglutir, acompanhado de um mal estar e ligeira febre. Ao exame clínico verificou-se uma severa estomatite com vermelhidão generalizada, sendo diagnosticada como um eritema multiforme sendo levantada a suspeita da resina ser o agente causador. O tratamento consistiu em remover as peças temporárias e as mesmas foram colocadas em água morna e submetidas a uma pressão por 20min com o intuito de diminuir o monômero não polimerizado. Em seguida, as mesmas foram cimentadas com o mesmo agente cimentante e recomendado bochecho e uso de um analgésico; os sintomas diminuíram na primeira noite. Quatro dias após, os sintomas haviam desaparecido, sendo a reabilitação concluída sem maiores dificuldades. Dois meses após a manifestação alérgica, foram realizados testes de contato com quatro materiais: resina auto polimerizável; cimento de óxido de zinco e eugenol; solução de 25% de líquido de monômero em azeite de oliva e azeite de oliva. Os resultados após 48h foram para o primeiro material, positivo; segundo, negativo; terceiro, severa reação com formação de vesículas e larga zona de eritema e, para o quarto, sem reação.

Austin & Basker⁹ (1980) descreveram uma técnica para mensurar a quantidade de monômero residual. Trata-se de uma técnica de cromatografia gás/líquido que permite ser realizada em pequenas quantidades de material e sua precisão foi comparada a outras técnicas. Verificaram que materiais polimerizados num espaço de tempo curto

continham quantidades maiores de monômero residual em comparação aos dos ciclos longos; as resinas termo ativadas mostraram resistência a remoção do monômero residual, estando imersas em água.

Austin & Basker¹⁰ (1982) pesquisaram o efeito da variação de ciclos de polimerização nos níveis de monômero residual em bases de prótese totais. O objetivo foi o de demonstrar a preocupação pelos ciclos de polimerização menores (0,5 a 2h), comumente utilizados com temperatura e os tempos de polimerização controlados arbitrariamente. Na pesquisa, foram utilizados ciclos com menos de duas horas; ciclo com duração entre duas e seis horas e um ciclo com mais de seis horas, além de um grupo controle. Os resultados mostraram valores de três a sete vezes maiores em ciclos curtos, quando comparados ao ciclo longo, chegando em alguns casos de nove a 16 vezes mais monômero residual, o que sugere que o dano à mucosa oral seria inevitável.

Ruyter & Oysaed⁸² (1982) estudaram resinas termo e quimicamente ativadas convencionais e as empregadas na técnica da resina fluida, quanto ao nível de monômero residual e fração insolúvel do gel. O monômero residual foi determinada pela análise *high-performance liquid chromatography* "HPLC" de extração por tetrahidrofurano e a fração do gel foi determinado pela análise gravimétrica, assim como a porção não extraída de monômero da fração do gel, quantificada pela técnica da espectrometria por infravermelho. Verificaram que, geralmente, nas resinas termo ativadas a quantidade de monômero residual foi baixa, sendo a quantidade da fração de gel maior e a quantidade de monômero reagido dependente da quantidade inicial do agente de ligação cruzada presente no monômero. A fração do gel formada nas resinas quimicamente ativadas ocupou posição intermediária entre as resinas quimicamente ativadas da técnica fluída e da termo ativada.

Huggett et al.⁴⁶ (1984) realizaram um estudo para verificar a efetividade dos vários ciclos de polimerização ocasião em que se alterou o tempo e a temperatura buscando uma condição ideal, conseguindo assim, converter o máximo de monômero em polímero nas resinas acrílicas à base de metilmetacrilato. Procuraram, ainda, estabelecer a relação entre o monômero residual e o ciclo de polimerização, utilizando para esta análise o método do gás cromatográfico líquido. Os resultados mostraram que foi possível conseguir um nível mínimo de monômero residual utilizando-se a técnica convencional de laboratório; e a fervura por uma hora no final do ciclo contribuiu para reduzir o nível de monômero residual. Mesmo nos casos em que o tempo de fervura foi menor que uma hora, os níveis de monômero residual foram menores, quando comparados ao ciclo de uma noite sem a fervura. Foi observado que o incremento da temperatura até 100°C pode provocar efeitos adversos na estabilidade dimensional, mas as diferenças observadas não apresentaram relevância clínica. O ciclo de polimerização de eleição foi o de 70°C por 7h, mais 1h a 100°C.

Delvin²³ (1984) discutiu o tema: “Monômero acrílico – amigo ou inimigo?” Considerou as inúmeras aplicações da resina na prótese, embora lembrasse os efeitos psicológicos decorrentes da inalação dos vapores, além de serem na forma líquida irritantes para pele, membranas, mucosa e conjuntiva do olho. Estudos realizados em animais de laboratório mostram efeitos de toxicidade do monômero. Recomenda, portanto, que a utilização destes materiais seja feita sob proteção, evitando o contato direto com o monômero, sendo o valor limite de segurança da concentração média diária de 100ppm.

Delvin & Watts²⁴ (1984) questionaram, em “Alergia ao acrílico”?, o fato do acrílico ser um fator desencadeante de alergia em

seres humanos. Mostraram o mecanismo da alergia ao acrílico, além de outros componentes do material e efetuaram testes em pacientes. Concluíram ser muito difícil dissociar irritação da pele devido à hipersensibilidade retardada, vista nos pacientes, embora acreditem que na prática clínica, não haja lugar para o diagnóstico de alergia ao acrílico.

Jerolimov et al.⁵¹ (1985) estudaram o efeito das variações das proporções das misturas de polímero/monômero, nos níveis de monômero residual das resinas para bases de prótese totais. Os cp empregados obedeceram às especificações da ISO e cinco tipos de proporção foram utilizados neste estudo, sendo o ciclo de polimerização utilizado de 7h a 70°C, mais 3h a 100°C. Os resultados mostraram que o decréscimo na quantidade de monômero residual melhorou as propriedades flexurais do material e que a escolha do ciclo de polimerização tem maior influência do que a proporção da mistura, em relação aos níveis de monômero residual.

Clerk¹⁹ (1987) estudou a polimerização de resinas acrílicas em microondas, concluindo que esta técnica tem um potencial para poupar tempo e dinheiro. As resinas polimerizadas por energia de microondas apresentaram uma proporção menor de monômero residual e as propriedades físicas semelhantes ao processo convencional, embora haja a necessidade de muflas especiais e de um forno de microondas programável.

Basker et al.¹² (1988) estudaram a liberação do monômero residual na cavidade oral humana. Foi desenvolvido um serviço de cromatografia a gás/liquido para detectar a presença do monômero em saliva com limite de detecção de 1micrograma/mililitro. Voluntários usaram aparelhos recém-confeccionados em resinas acrílicas, quimicamente e termo ativadas, sendo observada a presença do

monômero por mais de uma semana após a inserção das peças com uma concentração máxima de 40 a 180 microgramas/mililitros, no filme salivar onde acontecia a aposição do aparelho, naqueles materiais quimicamente ativados. Foi detectado monômero residual também nos que utilizaram aparelhos polimerizados a 70°C por 1h, mas nos que haviam sido polimerizados por três horas não se observou. Verificaram que o máximo de monômero liberado por um aparelho de resina acrílica auto ativada foi de 29,5 microgramas, na primeira hora. Este valor, embora não apresente toxicidade, pode sensibilizar o paciente ou levar a manifestação de uma reação alérgica. Sugerem que para a minimização de liberação do monômero residual, os aparelhos devam ser imersos em água por 24h, antes da instalação.

Oku⁷³ (1989) estudou a resistência ao impacto, resiliência e dureza nas resinas para bases de prótese totais e o efeito da temperatura e do monômero residual nestas propriedades. Observou que com o aumento da temperatura de 23°C para 60°C a resistência ao impacto dos espécimes experimentados decresceram, havendo ainda uma adequada correlação entre as características de impacto e quantidade de monômero residual. Concluiu que a resistência ao impacto das resinas para bases de prótese totais mostrou-se muito susceptível à temperatura e/ou ao monômero residual.

Undurwade & Sidhaye⁹⁸ (1989) estudaram uma variação do processo de polimerização, buscando um tempo e pressão adequados no uso de uma panela de pressão doméstica para se conseguir resinas para base de prótese totais com o menor nível de monômero residual possível e sem porosidade. O nível de monômero residual mínimo foi conseguido com a polimerização efetuada a alta pressão por 30min, sendo este valor menor do que o encontrado com o ciclo de polimerização rápida. A polimerização de 20min, ou menos, foi considerada inadequada

por apresentar uma quantidade de monômero residual maior do que as encontradas no ciclo de polimerização rápido.

Honorez et al.⁴⁴ (1989) investigaram o efeito de três ciclos de polimerização na quantidade de monômero residual de uma resina acrílica termo ativada, sendo dois ciclos preconizados pelos fabricantes e um onde se leva a uma rápida fervura. Os níveis de monômero residual foram mais altos quando não se alcançou a temperatura de ebulição da água.

Frangou et al.³⁴ (1990) experimentaram um novo material a base de metil-metacrilato que tem a sua polimerização ajudada pelo ácido barbitúrico e é indicado para bases de próteses totais e parciais, assim como para reembasamentos. A comparação foi realizada em relação aos materiais convencionais. Os resultados mostraram que o nível de monômero residual do material experimentado foi mais alto comparado aos convencionais, com um período final em ebulição.

Kalipçilar et al.⁵³ (1991) avaliaram o nível de monômero residual em materiais para base de prótese totais obtidos a partir de duas técnicas, cada qual utilizando os materiais próprios. A primeira, convencional, polimerizada sob calor e pressão e a outra, injetada à temperatura ambiente e sob pressão. Os resultados não revelaram diferenças significantes entre os dois tipos de materiais pesquisados sob o aspecto do monômero residual, tendo sido detectado de 0,22 a 0,54 % na resina estudada e 0,23 a 0,52% para os empregados rotineiramente.

Harrison & Huggett⁴¹ (1992) pesquisaram o efeito do ciclo de polimerização sobre a presença de monômero residual. A técnica empregada para determinar o monômero residual foi a cromatografia gás/líquido e os ciclos experimentados foram o rápido com um nível de

monômero residual entre 0,56% a 18,46%, tendo concluído que o melhor ciclo seria aquele onde se submete os espécimes a 70°C por 7h seguido de fervura por uma hora.

Sadamori et al.⁸⁴ (1992) estudaram a presença de monômero residual em 24 próteses totais maxilares através da cromatografia. Foram verificados valores entre 0,12 a 4,22% nas próteses totais que tinham como período de uso entre um a 17 anos. Concluíram que o conteúdo de monômero residual pode ser baixo em próteses com longos anos de uso e que a maior diminuição pode ocorrer entre cinco a seis anos de uso.

Sadamori et al.⁸⁵ (1994) estudaram a influência da espessura e localização com relação a presença de monômero residual, em três marcas de resina. Os materiais empregados foram submetidos à polimerização pelos métodos recomendados pelos fabricantes, e os cp tiveram as dimensões variadas, com base de 50X50mm, e de espessuras 0,5; 1,0 e 4,5mm. Os métodos de polimerização foram o convencional, o que emprega a técnica da resina fluída e o que utiliza a irradiação pela energia de microondas. A avaliação foi realizada pela técnica do gás cromatográfico líquido, e os resultados mostraram que a espessura é um fator significativo para o objetivo do estudo. Quanto à localização, não foi possível verificar diferenças estatisticamente significantes, entre os métodos de polimerização empregados. Sugerem que o ciclo de polimerização e a espessura interferem na estabilidade dimensional.

Yunus et al.¹⁰⁰ (1994) compararam três formas de polimerização e o seu grau de polimerização, com vistas no nível de monômero residual. O primeiro método consistiu em realizar a polimerização ao ar livre, sobre a bancada e sob pressão (20°C); no segundo a polimerização ocorreu na água à temperatura de 35°C e sob

pressão de 2,2 Bar por 20min e o terceiro em microondas por 5min a 50 watts. A determinação do nível de monômero residual foi realizada por cromatografia a gás em intervalos de 20min, 1h, uma semana e um mês após o preparo dos cp. Os resultados apontaram uma maior quantidade de monômero residual na primeira técnica, seguido da segunda técnica, sendo a técnica onde se empregou a energia de microondas a que apresentou os menores valores.

Dogan et al.²⁷ (1995) analisaram o efeito do processamento das resinas para bases de prótese totais no nível de monômero residual. Variaram temperatura e os tempos de polimerização e concluíram que nas quatro resinas polimerizadas pelo calor úmido, aumentando o tempo de polimerização havia um decréscimo no nível de monômero residual. Nos materiais quimicamente ativados, o nível de monômero residual diminuiu com o aumento da temperatura, mantido o tempo de polimerização. A temperatura constante foi importante para se obter uma resina isenta de poros com menor conteúdo de monômero residual, e a porcentagem de absorção de água foi mais alta nos espécimes contendo níveis mais altos de monômero residual.

Vallittu et al.⁹⁷ (1998) investigaram o efeito do tempo e da temperatura de polimerização na quantidade de monômero residual. Foram pesquisadas duas resinas termo ativadas e duas quimicamente ativadas. Os níveis de monômero residual foram determinados pela cromatografia gasosa. Concluíram que submeter resinas quimicamente ativadas a uma temperatura entre 30 e 60°C diminui o conteúdo de monômero residual e nas resinas termo ativadas num ciclo de 70°C, elevar a temperatura a 100°C contribui para a diminuição do monômero residual, quando comparado ao ciclo de 70°C, somente. Polimerizar a resina termo ativada a 100°C afeta, significativamente, o nível de monômero residual no polímero obtido e quando se polimerizou por 12h a

100°C o monômero residual verificado foi de 0,07%, sugerindo por fim que tanto a temperatura como o tempo de polimerização afetam o conteúdo do monômero residual nas prótese totais de resina.

Shim & Watts⁹⁰ (1999) estudaram a concentração do monômero residual após um segundo ciclo de polimerização, por calor, proposto pela aplicação de um revestimento macio (*soft liner*). Os cp, em forma de disco, foram submetidos a diversos ciclos de polimerização e após submetidos a extração do monômero em acetona e determinada a quantidade pela técnica da cromatografia líquida. Concluíram que um ciclo adicional nos materiais de revestimento macio (*soft liner*) apresentou uma redução do monômero residual significativa estatisticamente, além de elevar as propriedades mecânicas.

Kedjarune et al.⁵⁴ (1999) investigaram a citotoxicidade do monômero residual presente na saliva na primeira e segunda 24h após o processamento do aparelho, utilizando cultura de fibroblastos orais humanos. Foram estudadas três resinas termo ativadas e três resinas quimicamente ativadas com diferentes proporções de mistura e/ou processamento. Os resultados mostraram que a quantidade de monômero residual é dependente do tipo de polimerização, quantidade de líquido da mistura e do método de processamento. O metil metacrilato testado no mesmo grau e concentração do encontrado nas resinas do presente estudo, mostraram toxicidade nas células da cultura. Portanto, recomendam que os profissionais orientem os pacientes para evitar as substâncias que permeiem no material após a inserção de novas próteses e recomendam para não usarem as novas próteses durante a noite, pois podem causar irritação na mucosa.

Em razão do que se pôde verificar através da revisão da literatura no que se refere aos possíveis efeitos para os tecidos vivos da

quantidade de monômero residual, além da influência nas propriedades da RAAT, surgiu a curiosidade de avaliar o desempenho do material polimerizado por ciclos de polimerização diferenciados que buscam, principalmente, a eliminação de porosidades.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo do trabalho é analisar a influência de diferentes ciclos de polimerização da Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT) avaliando:

- a) monômero residual superficial;
- b) alteração de peso;
- c) presença de porosidades;
- d) alteração dimensional linear;
- e) dureza superficial.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Obtenção dos corpos-de-prova (cp)

Os cp utilizados no presente trabalho foram obtidos empregado-se o protocolo para processamento de próteses totais, descrita por Phillips⁷⁸ (1993), como técnica de moldagem por compressão.

Para se conseguir os cp foram incluídas em mufas metálicas nº 6, pela técnica acima citada, os seguintes padrões:

a) três padrões em cera rosa nº7 (obtidas a partir de um molde de sílica, que por sua vez, foi confeccionada moldando peças em resina acrílica com peso de aproximadamente 0,50 g);

b) um padrão metálico em alumínio (com formato tronco cônico tendo na base maior diâmetro de 30 mm +/- 1mm, base menor de 20mm +/-1mm e altura de 20 mm +/-1mm, portanto com um volume de 9,93 ml, aproximadamente);

c) dois padrões de acrílico (em forma de placa com as dimensões de 10mm de largura por 65mm de comprimento e 2mm de espessura, aproximadamente).

Os padrões acima citados foram incluídos numa mufla e após a cristalização final do gesso o padrão metálico foi removido com o auxílio de um parafuso posicionado na rosca previamente confeccionada no centro da base maior, assim como as placas de resina e os padrões de cera 7, estando, desta forma, preparadas para a prensagem da RAAT. No total, os cp, foram incluídas em oito mufas (Figura 1).

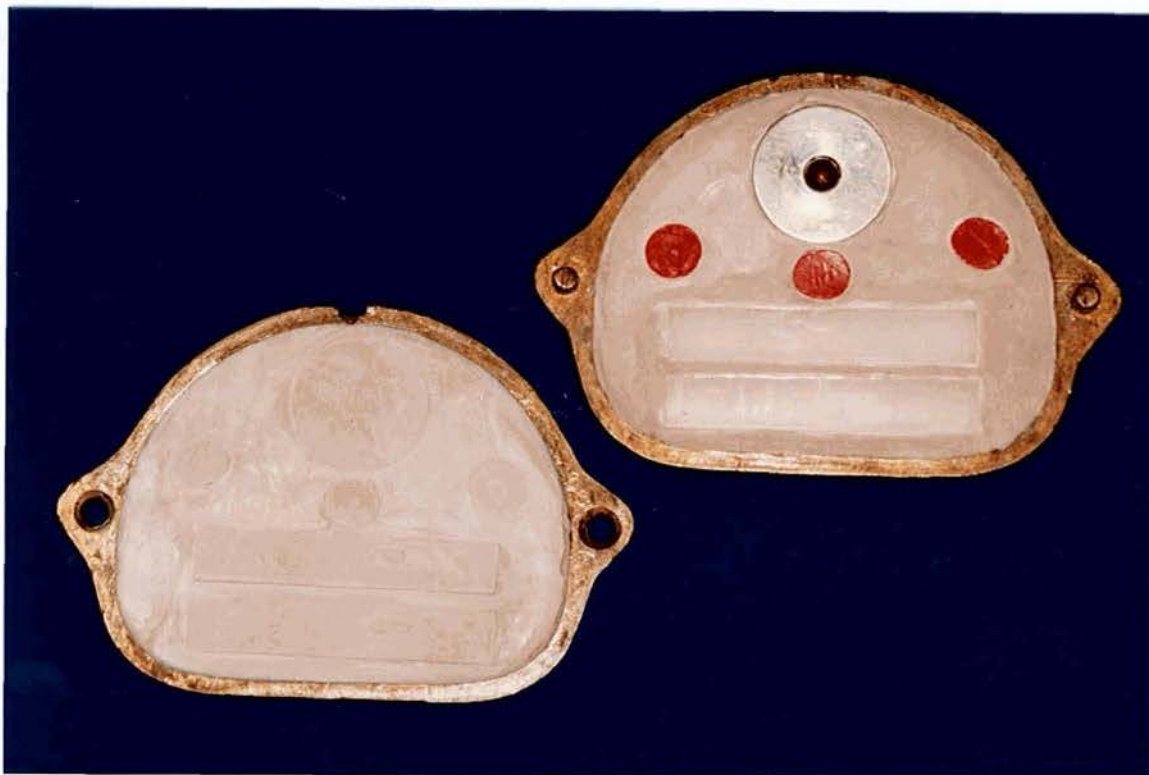


FIGURA 1 A mufla com os padrões incluídos.

Após a aplicação do isolante para resina Cel-Lack sobre a superfície do gesso a RAAT (Clássico - Artigos Odontológicos Clássico - Brasil), incolor, foi preparada obedecendo a proporção de três partes de polímero para uma de monômero, em volume, conforme a indicação do fabricante. A fase escolhida para a prensagem foi a *pegajosa* pelo fato de ser esta o que teve o pior desempenho quanto à porosidade no trabalho de Kimpara & Muench ⁵⁷(1996). A prensagem da resina foi realizada inicialmente numa prensa de bancada, observando como parâmetro a justeza entre as bordas da base da mufla com a respectiva contra mufla, sendo, o conjunto, posteriormente transferidos para prensa de molas quando fôra submetidos aos ciclos de polimerização.

Os ciclos de polimerização que foram empregados estão descritos em seguida, mas vale ressaltar que os cp das duas muflas foram polimerizadas por um dos ciclos propostos.

CICLO I : as mufas foram colocadas na água a 65° C por 30min, em seguida a temperatura abaixada para 50°C, deixada por 23h e 30min em água a 50°C e, finalmente, a água levada à fervura e mantida nesta temperatura por 1h.

CICLO II: as mufas foram colocadas na água a 50°C por 24h e, em seguida, aplicado o ciclo onde a água estava a 65° C, por 1h, em seguida, 30min para atingir a fervura e mantida a esta temperatura por 1h.

CICLO III: as mufas foram colocadas na água a 72°C por 9h.

CICLO IV: as mufas foram colocadas na água à 65°C, por 1h, 30min para atingir a fervura e mantidas nesta temperatura por 1h.

Após a polimerização, as mufas foram resfriadas espontaneamente para evitar ao máximo a indução de tensões que poderia provocar alterações nas propriedades do material. Foram desincluídos e deram origem aos cp citados a seguir, e quanto, ao acabamento a que foram submetidos, será descritos juntamente com o método da obtenção dos resultados.

Os cp obtidos a partir dos padrões de cera, num total de 24, constituíram o grupo para verificar o conteúdo do monômero residual superficial. O padrão metálico serviu para preparar a mufla para obtenção de oito cp para verificar a alteração de peso, e presença de porosidades; as placas de resina acrílica deram origem a 16 cp para os mensurar a alteração dimensional linear e para o teste de dureza superficial. Os corpos de prova obtidos estão representados na Figura 2.

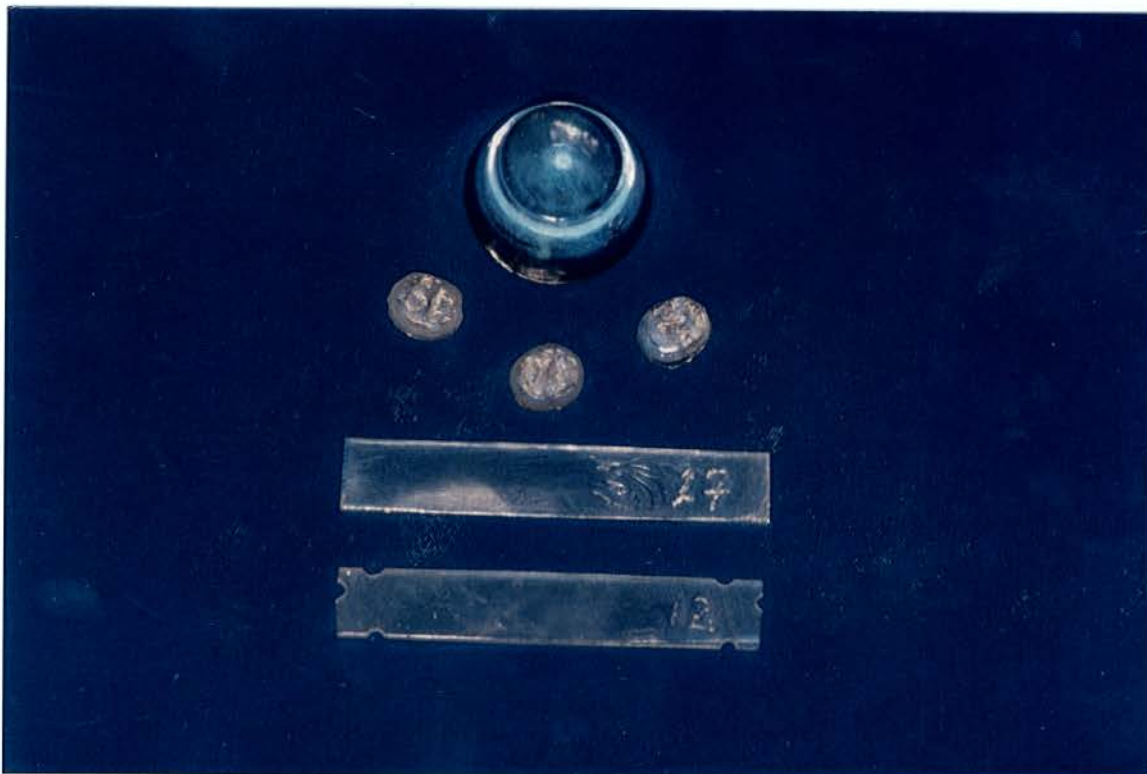


FIGURA 2 Os cp obtidos para a obtenção dos resultados.

4.2 Métodos para análise das variáveis propostas

Os métodos utilizados para a obtenção dos resultados serão apresentados em tópicos para uma maior facilidade de apresentação e compreensão.

4.2.1 Monômero residual superficial

O monômero residual foi mensurado pela técnica da "Cromatografia de gás de alta resolução e padronização externa" pelo aparelho "Cromatógrafo de gás com detector de ionização de chama, modelo 5890A e processador cromatográfico Chemstation, Hewlett Packard". Os 24 cp em resina acrílica, obtidos a partir dos padrões em cera, com peso aproximado de 0,50 g, foram pesados inicialmente e

divididos em três grupos com oito cp para cada grupo, sendo dois cp oriundos de cada ciclo de polimerização do experimento. Os do primeiro grupo foram imersos em 10 ml de metanol; os do segundo grupo foram armazenados em água destilada por 24h, quando foram também imersos no metanol, e os do terceiro grupo, após a armazenagem em água destilada por uma semana, também receberam tratamento semelhante aos do grupo anterior. Os cp, de todos os grupos, foram removidos do metanol após duas semanas de imersão. Em seguida o metanol foi submetido ao ensaio de detecção da quantidade de monômero residual pela técnica da cromatografia.

Embora a literatura consultada nos trabalhos referentes à verificação da quantidade de monômero residual utilizem do protocolo de desgastar o material para que a ação da substância extratora seja mais efetiva, neste trabalho optou-se pela conduta apresentada devido ao fato de simular com maior fidelidade a condição prática de não aplicar nenhuma outra variável, além do que, se for utilizado o que se verifica nos trabalhos, como o desgaste da resina e submeter a extrusão, a indução de calor seria inerente, podendo interferir no resultado pela polimerização da porção monomérica dos cp.

Os resultados da cromatografia foram obtidos em mg/Kg, mas como a extração ocorreu na superfície dos cp utilizou-se do seguinte protocolo para obter os resultados em mg/cm²:

A metodologia empregada para mensurar a área da superfície constituiu-se em recortar películas de chumbo, utilizadas nos filmes radiográficos, na dimensão de 1,5 cm X 1,5 cm que tem, portanto, como área superficial 2,25cm² e pesar numa balança com precisão de 1mg. Em seguida utilizou-se a película de chumbo, já pesada, e ajustou-se nas faces do cp com o objetivo de recobrir totalmente. Para isto a película foi recortada nas dimensões da base maior, da base menor e da face lateral, do cp, tendo o cuidado de evitar dobras e/ou excessos; posteriormente pesou-se a película utilizada.

Como o peso da área de 2,25 cm² da película de chumbo já era conhecido, teve-se a possibilidade de conhecer através do peso da película utilizada para recobrir o cp a área da superfície do mesmo.

Logo após a desinclusão e limpeza, antes de submeter e realizar o ensaio proposto, os cp foram pesados numa balança com precisão de 1mg, marca "E. Mettler"; portanto, já era conhecido o peso do cp que teve a área da superfície medida da maneira acima citada, o que possibilitou utilizá-la como referência para obter a área da superfície de todos os cp do experimento.

De posse dos valores do peso de todos os cp e com os valores de monômero residual encontrado pela cromatografia que foi mg/Kg foi possível encontrar o valor da quantidade de monômero residual de cada cp, e dividindo pela área da superfície chegou-se aos resultados em mg/cm², correspondente a quantidade de monômero residual superficial de cada cp.

Os valores assim obtidos foram submetidos a análise estatística, utilizando os programas computacionais *STATISTICA FOR WINDOWS, V. 4.3B (Stat. Soft, Inc. 1993)* e *MINITAB FOR WINDOWS, V. 12.23 ((Minitab Inc, 1999)* , sendo para este ensaio especificamente aplicado o teste estatístico de análise de variância com dois fatores, sendo eles os ciclos de polimerização e o tempo de armazenagem.

4.2.2 Alteração de peso

A determinação do peso dos cp, originados dos padrões metálicos em forma de tronco de cone, foi realizada na balança marca "E. Mettler" com capacidade para indicar o peso de até 1mg e foi submetido a avaliação:

- logo após a desinclusão e remoção das rebarbas,
- decorridas 24h,
- uma semana após, estando os cp armazenados em água destilada à temperatura ambiente.

A pesagem realizada no início serviu como valor inicial, sendo que as outras apontaram a variação de peso ocorrida durante a armazenagem dos cp nos intervalos considerados.

Devido às diferenças de tamanhos existentes entre os cp, embora sutis, na primeira mensuração os valores das variações de peso observados nas avaliações realizadas com 24h e uma semana, foram transformados em porcentagem e submetidos à análise estatística, utilizando os mesmos programas e testes estatísticos do item anterior.

4.2.3 Porosidade

Os cp utilizados para as mensurações da alteração de peso (item 4.2.2) após os ensaios de alteração de peso, ao final de uma semana de armazenagem, foram submetidos a um cuidadoso polimento, a fim de serem avaliados quanto à presença de porosidades. Os resultados foram obtidos através da avaliação feita por três observadores calibrados pelo treinamento prévio, através de parâmetros pré-estabelecidos, que fizeram um ranqueamento atribuindo notas de zero (sem porosidade), um (mínima quantidade de porosidade), dois (quantidade apreciável de porosidade) e três (grande quantidade de porosidade). Após a avaliação obteve-se a média aritmética das notas atribuídas pelos examinadores individualmente, o que possibilitou detectar a presença de porosidades em alguns cp.

4.2.4 Alteração dimensional linear

A verificação da alteração dimensional linear foi realizada nos cp que se originaram das peças de acrílico em forma de placa, utilizando um paquímetro digital, marca MITUTOYO com resolução de 0,001mm, nos intervalos:

- imediatamente após a desinclusão e remoção das rebarbas,
- decorridas 24h

- e uma semana após, estando os cp imersos em água destilada à temperatura ambiente.

Os locais que foram selecionados para a mensuração foram um no longo eixo da placa e dois no menor eixo, próximo a cada extremidade, todos devidamente identificados. Também neste experimento os valores iniciais serviram como base para verificar as alterações ocorridas ao longo do período de armazenagem. Os valores obtidos foram transformados em porcentagem, uma vez que as dimensões dos locais selecionados eram diferentes.

Os resultados obtidos foram submetidos aos mesmos tratamentos estatísticos do item 4.2.2.

4.2.5 Dureza

Para avaliar a dureza utilizou-se um aparelho portátil marca Roell & Korthaus tipo esclerógrafo para verificação da “dureza shore”, também nos intervalos acima descritos, nos cp em forma de placa. A mensuração dos valores de dureza superficial com o aparelho citado consiste em apoiar a parte ativa do instrumento verticalmente sobre o cp e liberar um eixo para que o impacto da ponta na superfície da amostra oriente a altura da volta do eixo, que por sua vez se mantém fixo após o retorno, o que possibilita o registro dos valores obtidos neste experimento. Vale lembrar que o apoio ao cp para ser submetido ao ensaio foi um local pré-estabelecido, idêntico para todos, para que não houvesse a interferência desta variável nos resultados. Neste estudo, os valores iniciais foram considerados, uma vez que os valores verificados apresentaram importância como resultado de avaliação logo após a desinclusão e os obtidos nos intervalos estabelecidos como dependentes da variável imersão em água destilada.

Os resultados obtidos também foram submetidos ao tratamento estatístico semelhante aos do item 4.2.2.

5 RESULTADOS

Os valores obtidos nos experimentos estão relacionados nas Tabelas 11 a 15, do Apêndice.

A seqüência de apresentação dos resultados obedecerá a mesma ordem da apresentada no capítulo da proposição, ou seja: quantidade de monômero residual superficial, alteração de peso, presença de porosidade, alteração dimensional linear e dureza.

5.1 Monômero residual superficial

A quantidade de monômero residual, por área da superfície dos cp estão relacionados na Tabela 11 (Apêndice A).

Ao submeter os valores da quantidade de monômero residual superficial encontrado à análise estatística, verificou-se significância estatística entre os ciclos de polimerização que foram empregados no experimento. A variável tempo de armazenagem e a interação entre ciclos de polimerização e armazenagem não mostraram diferenças estatisticamente significantes. O resultado do teste da análise de variância encontra-se na Tabela 1.

Tabela 1- Análise de variância da quantidade de monômero residual superficial encontrado nos cp do experimento (mg/cm²)

Fatores	gl	SQ	QM	F	p
Ciclos	3	5,5169	0,0392	140,4972	0,000*
Armazena.	2	0,0466	0,0392	1,1875	0,3384
CicXArm.	6	0,0515	0,0392	1,3120	0,3235

*Significante ao nível de 5%

A Tabela 2 apresenta o resultado do teste de Tuckey (5%) onde se verifica significância estatística entre o CICLO III em relação aos demais, e a ausência de significância entre os outros CICLOS.

Tabela 2- Resultado do teste de TUCKEY para os valores de monômero residual superficial (mg/cm²) nos ciclos pesquisados

Ciclos*	I	II	III	IV
	0,2550	0,2483	2.1700	0,2533
I	-	0,9999	0,0002**	0,9999
II	-	-	0,0002**	0,9999
III	-	-	-	0,0002**

**significante ao nível de 5%

*ciclo I: 65°C/ 30min; 50°C/ 23,5 h e 100°C/ 1h;

ciclo II: 50°C/ 24h; 65°C/1h; 100°C/ 1h;

ciclo III: 72°C/ 9h e

ciclo IV: 65°C/ 1h; 100°C. 1h.

Na Tabela 3 estão relacionadas as médias da quantidade de monômero residual superficial encontrado, em mg/cm², considerando

os ciclos experimentados, nos tempos em que ocorreram a extração do monômero residual.

Tabela 3- Média da quantidade de monômero residual superficial (em mg/cm^2), nos quatro ciclos e nos diversos tempos de avaliação e as respectivas médias de cada variável

Armaz. \ Ciclos*	I	II	III	IV	Médias
0hs	0,18	0,16	1,29	0,18	0,45
24 hs	0,16	0,17	1,53	0,17	0,51
1 sem.	0,17	0,17	1,58	0,16	0,52
Médias	0,17	0,17	1,47	0,17	

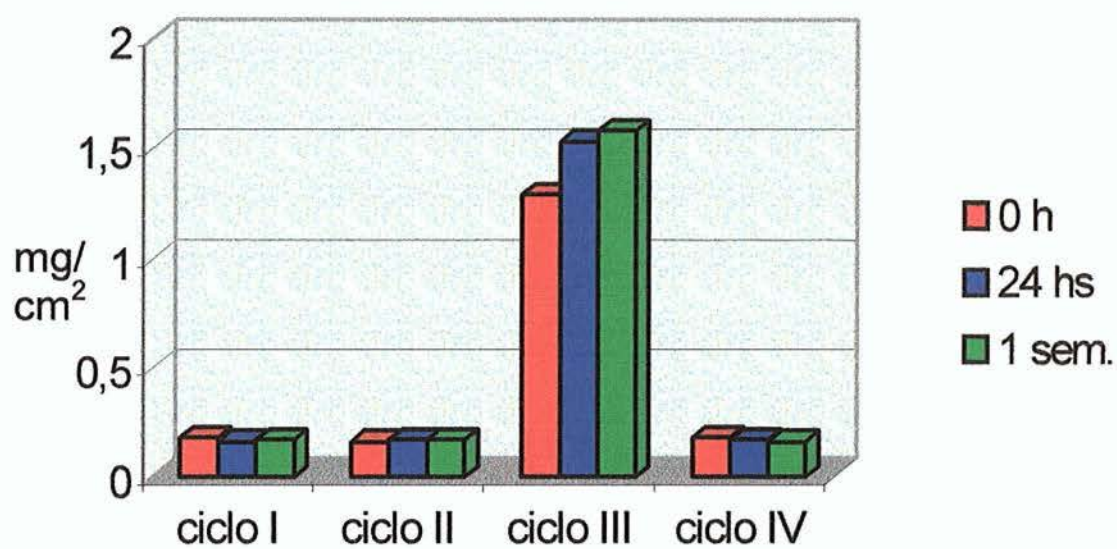
*ciclo I: $65^{\circ}\text{C}/30\text{min}$; $50^{\circ}\text{C}/23,5\text{ h}$ e $100^{\circ}\text{C}/1\text{h}$;

ciclo II: $50^{\circ}\text{C}/24\text{h}$; $65^{\circ}\text{C}/1\text{h}$; $100^{\circ}\text{C}/1\text{h}$;

ciclo III: $72^{\circ}\text{C}/9\text{h}$ e

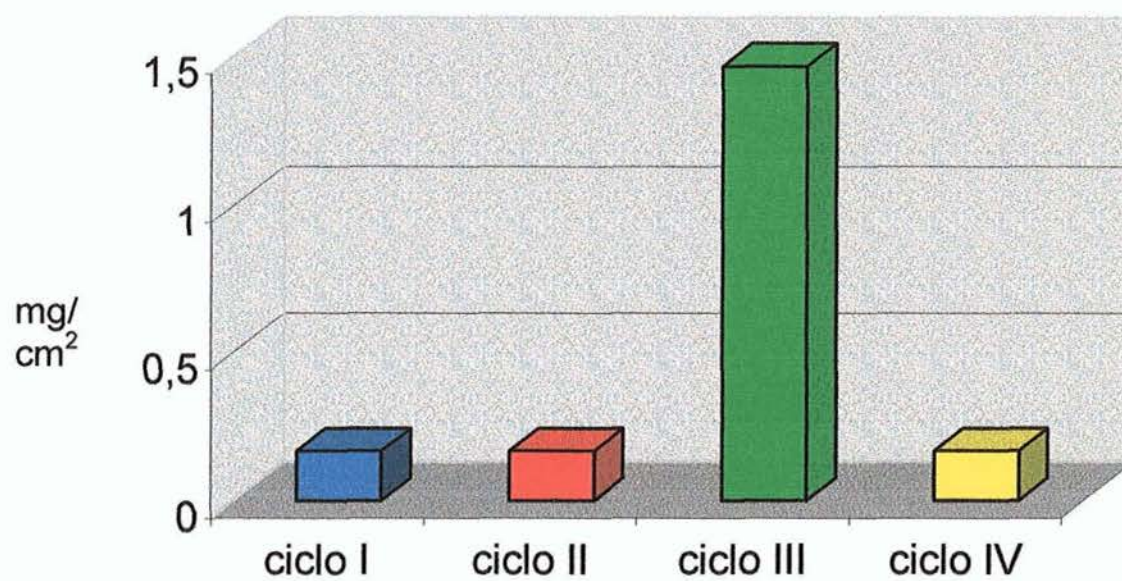
ciclo IV: $65^{\circ}\text{C}/1\text{h}$; $100^{\circ}\text{C}. 1\text{h}$.

Para uma melhor visualização dos resultados, as médias da quantidade de monômero residual superficial em mg/cm^2 encontrado nos ciclos experimentados e os intervalos em que foram avaliados estão na Figura 3. Na Figura 4 estão as médias da quantidade de monômero residual superficial em mg/cm^2 detectado nos ciclos do experimento e na Figura 5, também, as médias da quantidade de monômero residual superficial, em mg/cm^2 , nos intervalos considerados no estudo.



ciclo I: 65°C/ 30min; 50°C/ 23,5 h e 100°C/ 1h,
 ciclo II: 50°C/ 24h; 65°C/1h; 100°C/ 1h,
 ciclo III: 72°C/ 9h e
 cicloIV: 65°C/ 1h; 100°C 1h.

FIGURA 3 Gráfico das médias da quantidade de monômero residual superficial (mg/cm^2) nos ciclos e nos intervalos estudados.



ciclos I: 65^oC/ 30min; 50^oC/ 23,5 h e 100^oC/ 1h,
ciclo II: 50^oC/ 24h; 65^oC/1h; 100^oC/ 1h,
ciclo III: 72^oC/ 9h,
cicloIV: 65^oC/ 1h; 100^oC 1h.

FIGURA 4 Gráfico das médias da quantidade de monômero residual superficial (mg/cm²) nos ciclos estudados.

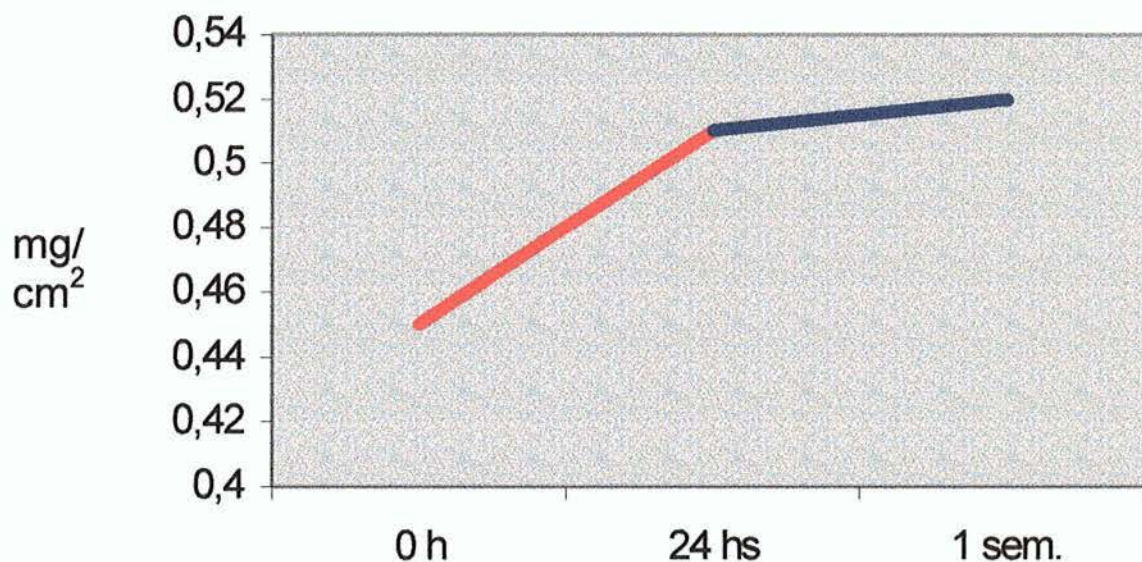


FIGURA 5 Gráfico das médias da quantidade de monômero residual superficial (mg/cm²) nos intervalos estudados.

5.2 Alteração de peso

A alteração de peso, avaliada pela variação de peso, comparando os valores obtidos a partir da pesagem dos cp logo após a desinclusão, aos resultados obtidos após a armazenagem dos cp em água destilada a temperatura ambiente no intervalo de 24h e uma semana após a desinclusão. Os valores deste estudo estão apresentados na Tabela A2 do apêndice.

Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística, sendo aplicada a análise de variância. O resultado está apresentada na Tabela 4 tendo sido os valores transformados de porcentagem para arco-seno da raiz quadrada, por estarem os valores situados fora do intervalo de 0,3 e 0,7.

Tabela 4 - Análise de variância da alteração de peso (%), tendo sido os valores transformados em arco seno da raiz quadrada

Fatores	gl	SQ	MQ	F	p
Ciclos	3	0.004902	0.001634	2.51	0.132
Armazena.	1	0.150525	0.150525	231.58	0.000*
CicXArm.	3	0.013393	0.004464	6.87	0.013*

*significante ao nível de 5%

Pelos resultados da análise de variância aplicada no fator ciclo de polimerização, não foi detectada diferença estatisticamente significativa, mas no fator armazenagem verificaram-se diferenças significantes, assim como na interação dos dois fatores.

O resultado do teste de Tuckey, para detectar as diferenças significantes entre as médias, na interação ciclo de polimerização X armazenagem encontra-se na Tabela 5.

Tabela 5 - Resultado do teste de Tuckey das médias dos valores de alteração de peso (porcentagem) para a interação ciclo de polimerização X armazenagem. (I= ciclo I X 24 h; II= ciclo I X 1 sem.; III= ciclo II X 24 h; IV= ciclo II X 1 sem.; V= ciclo III X 24 h; VI= ciclo III X 1 sem.; VII= ciclo IV X 24 h; VIII= ciclo IV X 1 sem.)

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII
	0,1350 000	0,3530 000	0,2140 000	0,3275 000	0,1850 000	0,3575 000	0,0950 000	0,3660 000
I		0,0006*	0,1496	0,0011*	0,5523	0,0005*	0,7565	0,0004*
II			0,0084*	0,9617	0,0025*	0,9999	0,0003*	0,9992
III				0,0270*	0,9298	0,0069*	0,0208*	0,0048*
IV					0,0072*	0,9184	0,0004*	0,7853
V						0,0022*	0,0863	0,0016*
VI							0,0003*	1,0000
VII								0,0003*

*significante ao nível de 5%

As médias das alterações do peso, verificadas entre os ciclos de polimerização e tempo de armazenagem experimentados, estão relacionadas na Tabela 6, em porcentagem, devido a diferenças dimensionais existentes nos cp, assim como a média do peso dos quatro ciclos e tempos de armazenagem experimentados.

Tabela 6 - Média das alterações de peso (em %) verificadas nos quatro ciclos de polimerização e média entre eles, nos intervalos de 24h e uma semana e a média entre eles.

Armaz. \ Ciclos*	I	II	III	IV	Média Armaz.
24 hs	0,018	0,045	0,036	0,009	0,027
1 sem.	0,120	0,104	0,123	0,128	0,119
Média	0,069	0,075	0,080	0,069	

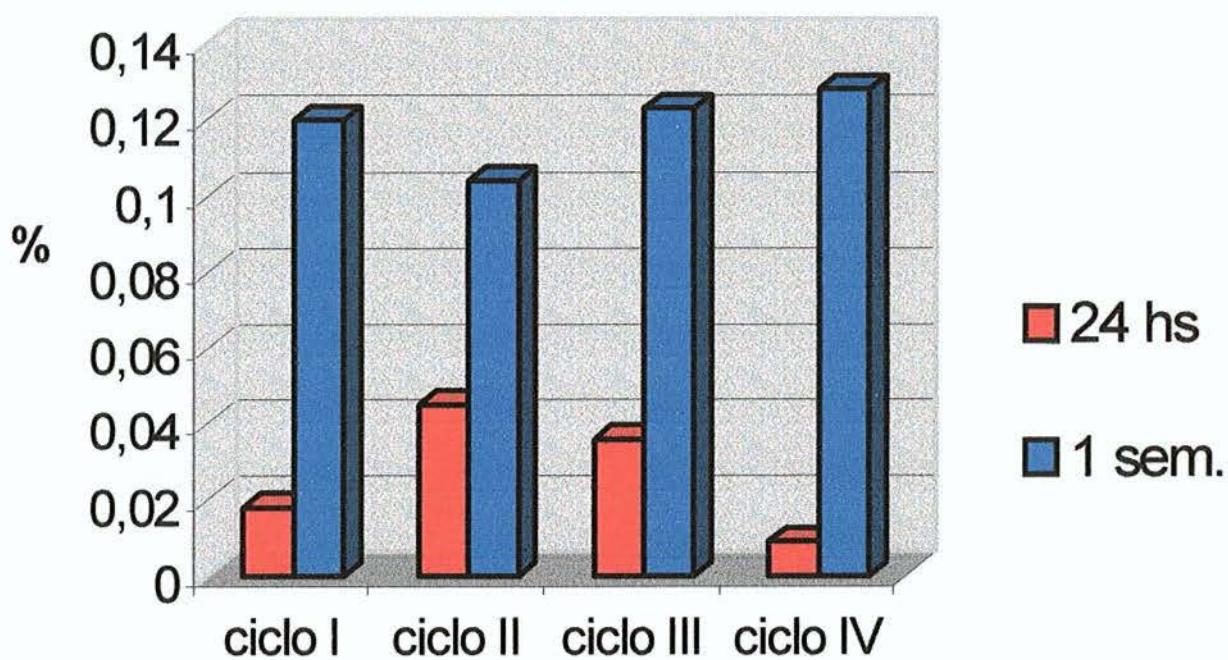
*ciclo I: 65°C/ 30min; 50°C/ 23,5 h e 100°C/ 1h,

ciclo II: 50°C/ 24h; 65°C/1h; 100°C/ 1h,

ciclo III: 72°C/ 9h e

cicloIV: 65°C/ 1h; 100°C. 1h.

Foram confeccionadas gráficos das médias de alteração de peso, em porcentagem, para melhor visualizar os resultados. Assim, na Figura 6 estão as médias levando em conta os ciclos de polimerização experimentados e os intervalos em que ocorreram as pesagens; na Figura 7, as médias obtidas dos resultados de cada ciclo, e na Figura 8, as médias obtidas nos diferente tempos de observação.



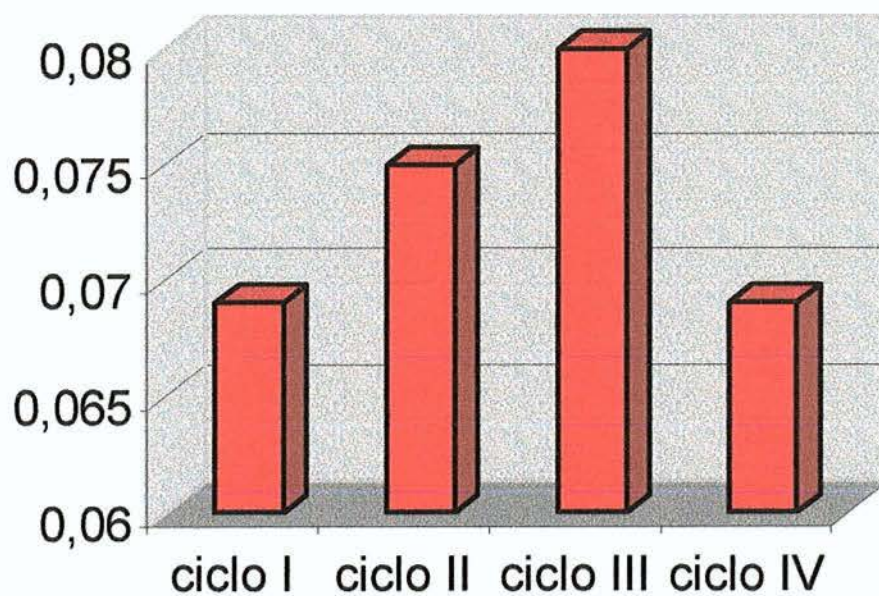
ciclo I: 65°C/ 30min; 50°C/ 23,5 h e 100°C/ 1h,

ciclo II: 50°C/ 24h; 65°C/1h; 100°C/ 1h,

ciclo III: 72°C/ 9h e

cicloIV: 65°C/ 1h; 100°C. 1h.

FIGURA 6 Gráfico das médias das alterações de peso (em %) nos quatro ciclos de polimerização.



ciclo I: 65°C/ 30min; 50°C/ 23,5 h e 100°C/ 1h,
ciclo II: 50°C/ 24h; 65°C/1h; 100°C/ 1h,
ciclo III: 72°C/ 9h e
cicloIV: 65°C/ 1h; 100°C. 1h.

FIGURA 7 Gráfico das médias das alterações de peso (em %) nos quatro ciclos de polimerização.

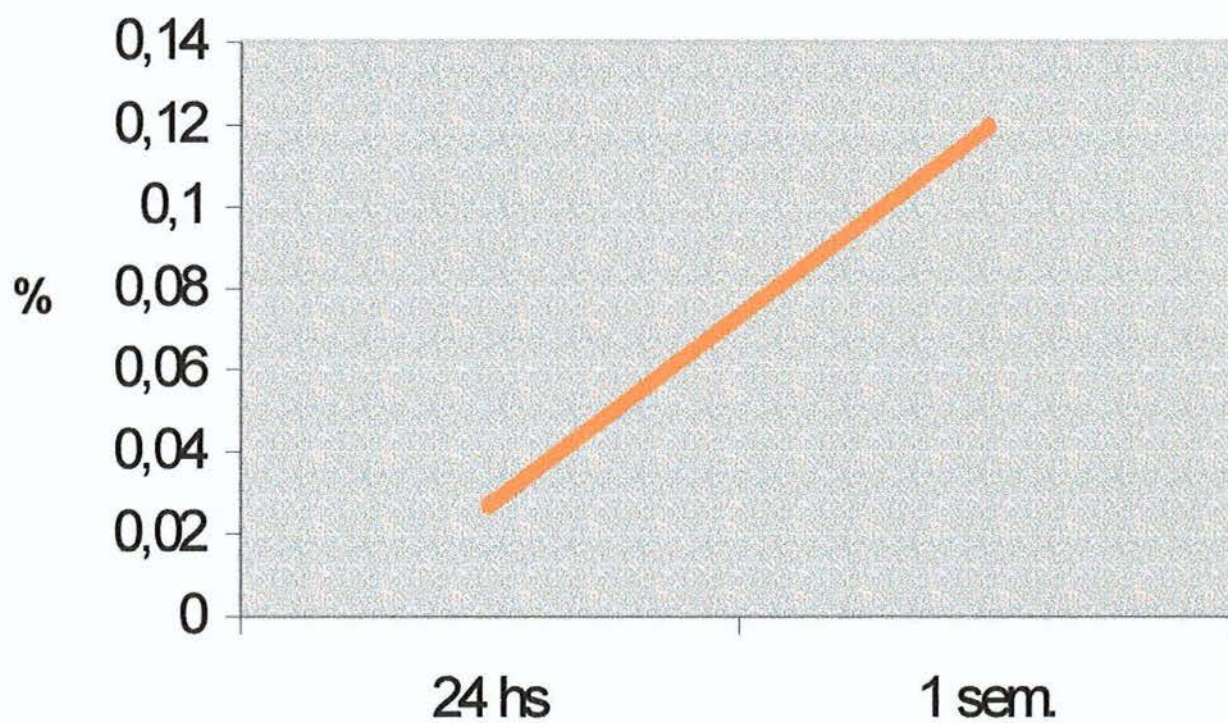


FIGURA 8 Gráfico das médias das alterações de peso (em %) nos dois tempos de armazenagem (24h e uma semana).

5.3 Presença de porosidade

O ranqueamento realizado pelos três observadores teve como resultado a ausência de porosidade nos ciclos I e II, no ciclo III mínima quantidade, e, no ciclo IV, quantidade apreciável de porosidades. A média das notas atribuídas pelos observadores estão na Tabela 7, assim como as notas atribuídas pelos examinadores, individualmente, estão apresentadas na Tabela 13 do Apêndice A.

Tabela 7 - Média das notas atribuídas pelos observadores quanto ao grau de porosidades observada, sendo o ciclo I: 65^oC/ 30min; 50^oC/ 23,5 h e 100^oC/ 1h, ciclo II: 50^oC/ 24h; 65^oC/1h; 100^oC/ 1h, ciclo III: 72^oC/ 9h, cicloIV: 65^oC/ 1h; 100^oC. 1h.

Amostras	Ciclos de polimerização	Porosidade
1	I	0
2	I	0
3	II	0
4	II	0
5	III	1
6	III	0,33
7	IV	2
8	IV	1,33

5.4 Alteração dimensional linear

Os resultados individuais deste estudo estão na Tabela 14 do Apêndice A.

Ao submeter os valores de alterações dimensionais lineares à análise estatística, verificou-se a existência de diferenças estatisticamente significantes somente no fator armazenagem, sendo que no fator ciclo de polimerização e na interação entre os fatores não foram observadas diferenças estatisticamente significantes, quando submetidos ao teste de análise de variância. A Tabela 8 traz o resultado da análise de variância dos valores obtidos no estudo das alterações dimensionais lineares.

Tabela 8 - Análise de variância dos valores (porcentagem) de alteração dimensional linear

Fatores	gl	SQ	QM	F	p
Ciclo	3	0,178	0,059	0,55	0,651
Armazena	1	0,912	0,912	8,46	0,006*
Cic X arm	3	0,015	0,005	0,05	0,986

* significativa ao nível de 5%

As médias das alterações dimensionais lineares verificadas em cada um dos ciclos de polimerização da presente pesquisa, estando os cp armazenados água destilada por 24h após a desinclusão e decorridas uma semana e as suas médias, estão relacionados na Tabela 9.

TABELA 9 - Médias das alterações dimensionais lineares verificadas nos quatro ciclos de polimerização, nos intervalos de 24h e uma semana e as suas médias, em porcentagem

Armaz. \ Ciclos*	I	II	III	IV	Médias %
24 hs.	0,300	0,185	0,252	0,097	0,209
1 sem.	0,535	0,496	0,497	0,408	0,484
Médias	0,418	0,341	0,375	0,253	

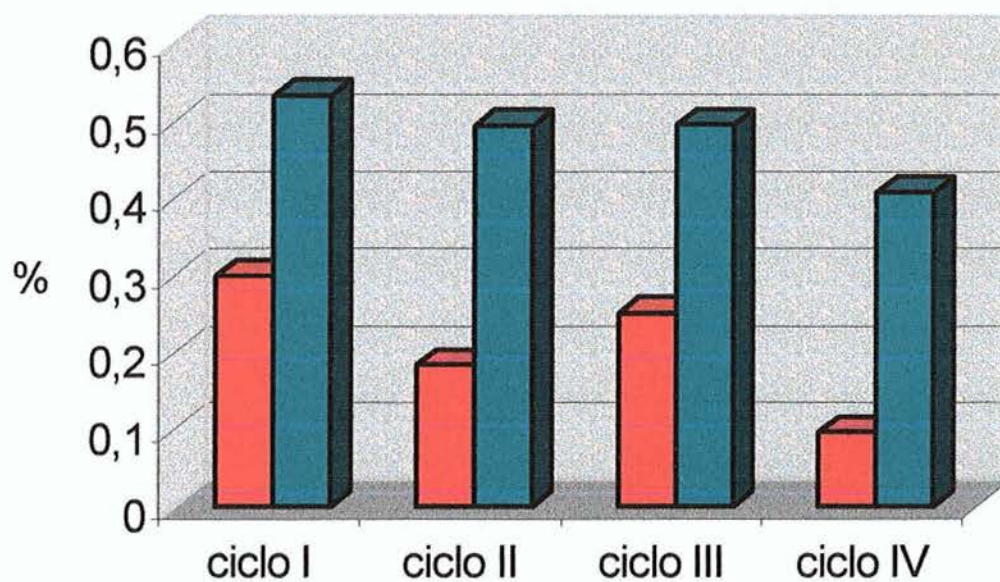
*ciclo I: 65°C/ 30min; 50°C/ 23,5 h e 100°C/ 1h,

ciclo II: 50°C/ 24h; 65°C/1h; 100°C/ 1h,

ciclo III: 72°C/ 9h e

cicloIV: 65°C/ 1h; 100°C. 1h.

As médias de alteração dimensional linear observadas nos quatro ciclos de polimerização armazenados em água destilada por 24h e uma semana estão apresentados em forma de gráfico para uma melhor visualização dos fenômenos (Figura 9), assim como as médias dos valores de alteração dimensional linear de cada ciclo (Figura 10) e nos tempos em que foram mensurados (Figura11).



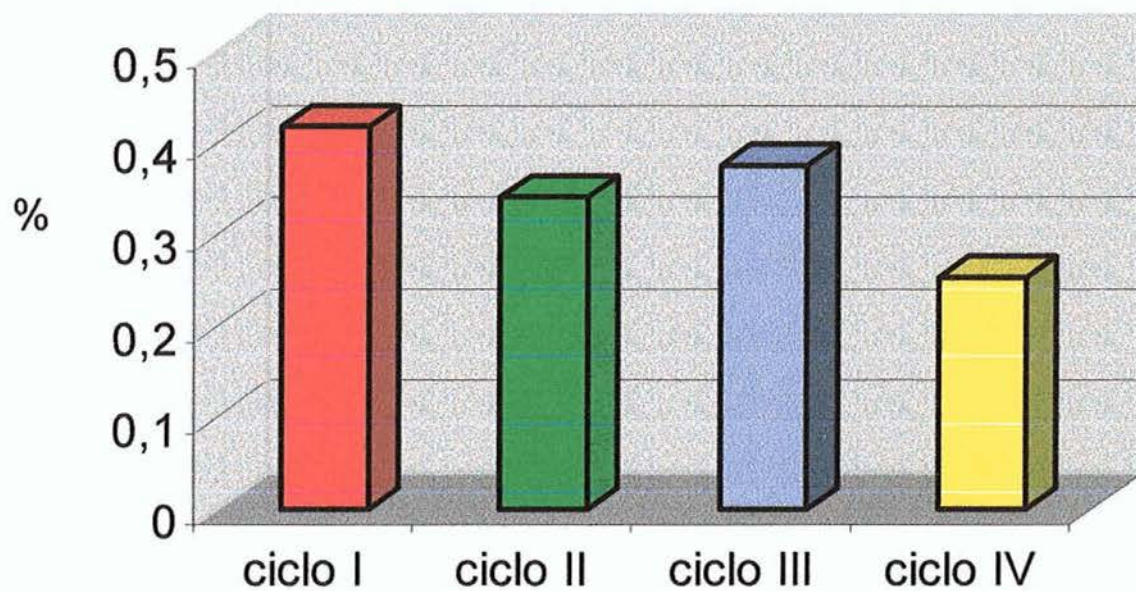
ciclo I: 65^oC/ 30min; 50^oC/ 23,5 h e 100^oC/ 1h,

ciclo II: 50^oC/ 24h; 65^oC/1h; 100^oC/ 1h,

ciclo III: 72^oC/ 9h e

cicloIV: 65^oC/ 1h; 100^oC. 1h

FIGURA 9 Gráfico das médias da alteração dimensional linear nos quatro ciclos de polimerização em 24h e uma semana de armazenagem, em porcentagem.



ciclo I: 65°C/ 30min; 50°C/ 23,5 h e 100°C/ 1h,

ciclo II: 50°C/ 24h; 65°C/1h; 100°C/ 1h,

ciclo III: 72°C/ 9h e

cicloIV: 65°C/ 1h; 100°C. 1h.

FIGURA 10 Gráfico das médias das alterações dimensionais lineares de cada ciclo, em porcentagem.

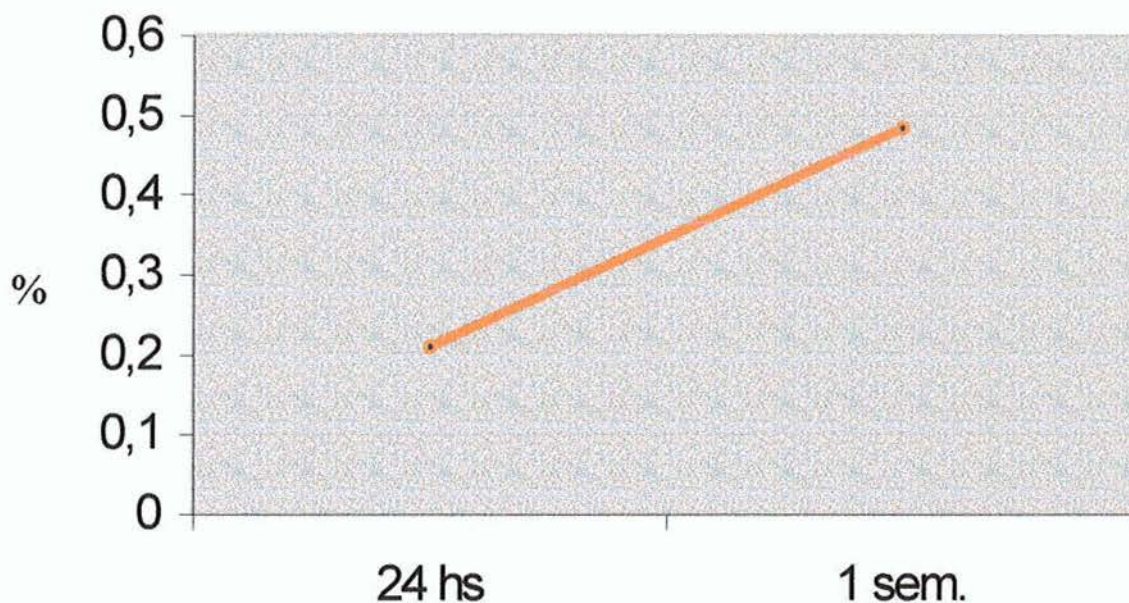


FIGURA 11 Gráfico das médias das alterações dimensionais, em porcentagem, em 24 h e uma semana.

5.5 Dureza

Com relação à esta propriedade, a mensuração iniciou-se logo após a desinclusão sendo considerada a leitura em 0 horas, 24 horas e uma semana, estando os cp armazenados imersos em água destilada durante os intervalos considerados na pesquisa. Os valores obtidos estão relacionados na Tabela 15 do Apêndice A.

Os valores obtidos foram na escala "SHORE" e os resultados quando submetidos à análise estatística não apresentaram diferenças significantes estatisticamente.

A média dos valores de dureza superficial obtida nos quatro ciclos de polimerização utilizados neste experimento e nos tempos

de armazenagem estabelecidos, assim como as médias de cada ciclo e dos tempos que ocorreram o teste estão na Tabela 10 e Figura 12.

Tabela 10 - Média dos valores de dureza superficial, nos quatro ciclos de polimerização e em zero hora, 24 horas e uma semana, em SHORE

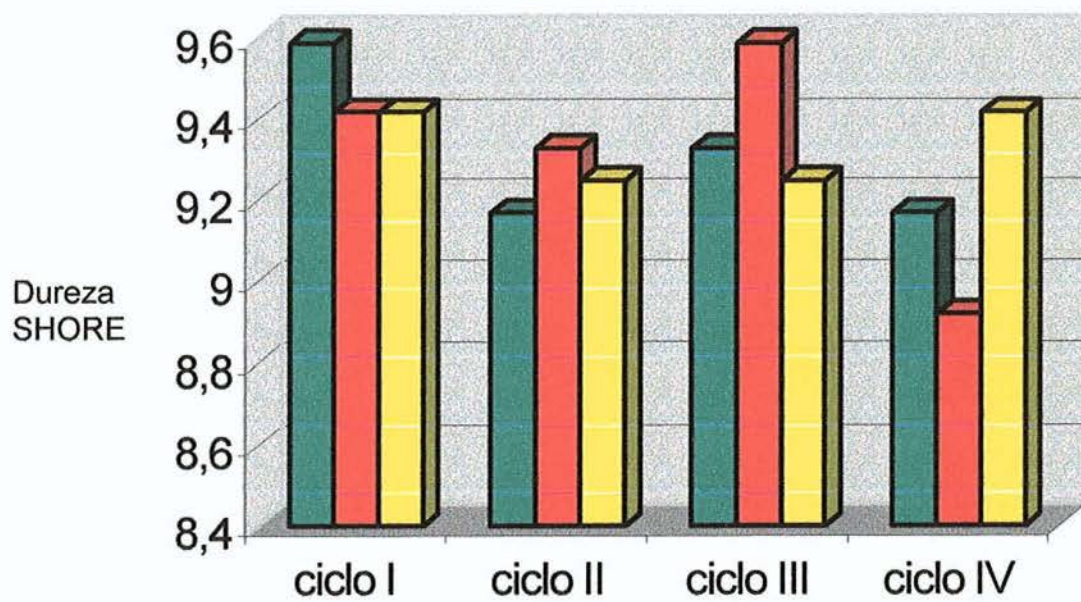
Armaz. \ Ciclos*	I	II	III	IV	média
Zero	9,59	9,17	9,33	9,17	9,32
24 hs.	9,42	9,33	9,59	8,92	9,32
1 sem.	9,42	9,25	9,25	9,42	9,34
Médias	9,48	9,25	9,39	9,17	

*ciclo I: 65^oC/ 30min; 50^oC/ 23,5 h e 100^oC/ 1h,

ciclo II: 50^oC/ 24h; 65^oC/1h; 100^oC/ 1h,

ciclo III: 72^oC/ 9h e

cicloIV: 65^oC/ 1h; 100^oC. 1h.



ciclo I: 65°C/ 30min; 50°C/ 23,5 h e 100°C/ 1h,

ciclo II: 50°C/ 24h; 65°C/1h; 100°C/ 1h,

ciclo III: 72°C/ 9h,

cicloIV: 65°C/ 1h; 100°C. 1h.

FIGURA 12 Gráfico das médias dos valores de dureza (Shore) dos cp obtidos nos quatro ciclos de polimerização em 0, 24h e uma semana.

6 DISCUSSÃO

Os resultados obtidos e analisados parecem confirmar a importância de se pesquisar cada item do processamento dos materiais odontológicos. Quanto aos ciclos de polimerização praticados convencionalmente, que se acreditava como aquela que melhores resultados apresentavam, pareceram que merecem ainda alguns cuidados, principalmente, nos dias atuais onde cresce a preocupação com a biocompatibilidade dos materiais.

Como nos capítulos anteriores o assunto será abordado em itens, mais uma vez, obedecendo a seqüência apresentada na proposição.

6.1 Monômero residual superficial

Através dos resultados verificados com relação a quantidade de monômero residual superficial e após a análise estatística, o fator ciclo de polimerização mostrou diferenças estatisticamente significantes. O fator tempo de armazenagem, assim como a interação entre ciclo e tempo não foram significantes.

Com relação a significância observada no fator ciclo, através do teste de Tuckey, pode-se verificar que existe diferença significativa entre as médias dos ciclos I, II e IV quando comparados ao ciclo III, não tendo sido verificadas diferenças significantes entre os ciclos I, II e IV.

O melhor desempenho, representado por uma menor quantidade de monômero residual, dos ciclos I, II e III pode estar ligado a uma maior difusão do monômero no polímero, exacerbada pelo aumento de temperatura, sem contudo, no ciclo II atingir a temperatura de

60°C, uma vez que segundo Anusavice⁵ (1998), para ocorrer o início da polimerização haveria a necessidade da aplicação de uma temperatura de 60°C. No ciclo I, esta temperatura foi atingida, mas, por um tempo relativamente curto, o que provavelmente não tenha possibilitado a ocorrência de uma exotermia que ocasionasse o aparecimento de porosidades. O objetivo desta manobra foi a de polimerizar uma dada porção de monômero, para diminuir a quantidade do mesmo, diminuindo assim, o que ainda deveria ser polimerizado, mas os resultados entre os dois ciclos (I e II), quando comparados, não mostraram significância, demonstrando a não interferência da polimerização inicial no desempenho dos materiais, quanto à quantidade de monômero residual.

Por outro lado, a presença de uma maior quantidade de monômero no ciclo III, onde não se completa o ciclo com a água em fervura concorda com diversos trabalhos como os de Huggett et al.⁴⁶ (1984), Jerolimov et al.⁵¹ (1985) e Vallittu et al.⁹⁷ (1998), onde se considera que a fervura no final do ciclo é a responsável pela diminuição apreciável da quantidade de monômero residual.

Os resultados obtidos na variável tempo de armazenagem mostraram que deixar o material em água por 24h ou uma semana não diminui a liberação de monômero residual, sendo, portanto, imperioso o cuidado com o ciclo de polimerização para que os níveis de monômero residual sejam reduzidos ao máximo já no ciclo de polimerização, uma vez que a armazenagem em água parece não eliminar o monômero não reagido. Estes resultados mostram concordância com os trabalhos de Sadamori et al.⁸⁴ (1992) que encontraram teores de 0,12 a 4,22 % no intervalo entre um a 17 anos de uso das próteses e segundo Austin & Basker⁹ (1980) que relatam uma maior dificuldade em se remover o monômero residual das resinas acrílicas ativadas termicamente, além do trabalho de Basker et al.¹² (1988) que encontraram monômero residual em saliva após uma semana, embora Anusavice⁵ (1998) no item relacionado à toxicidade deste material, cite que 17h de imersão em água

eliminaríamos completamente o monômero superficial, fato já citado, em 1956, por Smith & Bains⁹².

Segundo Delvin²³ (1984) o nível de monômero residual que pode desencadear alguma reação de hipersensibilidade está em torno de 100 ppm por dia, portanto, no ciclo de 72°C por 9h, estes valores estariam sendo ultrapassados o que faz com que a preocupação pelo ciclo empregado realmente seja destacada, principalmente em atenção à biocompatibilidade.

A presença de monômero residual após a polimerização parece estar relacionada com diversos fatores. Entre eles pode-se ressaltar os trabalhos de McCabe & Basker⁶³ (1976) que apontam a presença de uma maior quantidade de monômero não reagido nas resinas acrílicas quimicamente ativadas e segundo a pesquisa de Garlipi³⁶ (1969) a quantidade de ativador do iniciador teria influência sobre o monômero residual presente. Algumas manifestações na cavidade bucal são citadas tendo sido em alguns casos relacionadas com a presença monômero residual na resina acrílica como nos trabalhos de Nyquist⁷⁰ (1964), McCabe & Basker⁶³ (1976), Giunta et al.³⁹ (1979), entre outros.

Pode-se entender, portanto, que a busca pela diminuição do monômero residual deve ser uma constante para que os trabalhos realizados com o uso da resina apresentem uma maior biocompatibilidade. Para se conseguir, no caso da resina acrílica, a polimerização de uma maior quantidade do monômero residual, alguns fatores tais como o controle do tempo e da temperatura são importantes como mostram os trabalhos de Smith & Bains⁹³ (1956), Austin & Basker¹⁰ (1982), Huggett et al.⁴⁶(1984), Honorez et al.⁴⁴ (1989), Harrison, & Huggett⁴¹ (1992), Dogan et al.²⁷ (1995), cuja maioria chama a atenção da necessidade de um período de fervura no final do ciclo.

Além dos fatores citados, a presença da pressão sobre o material parece exercer influência como mostram as pesquisas realizadas por Underwade & Sidhaye⁹⁸ (1989) e Kalipçilar et al.⁵³ (1991). Outro fator

estudado por Jerolimov et al.⁵¹ (1985) é a proporção do pó e líquido, já relatada por O'Brien & Ryge⁷² (1981), que deve ser respeitada para diminuir a possibilidade da presença do monômero residual.

6.2 Alteração de peso

Quanto a alteração de peso, pela análise estatística não foram observadas diferenças significantes entre os ciclos de polimerização que foram empregados, mas com relação à variável tempo de armazenagem (24h e uma semana após a desinclusão), as diferenças apresentaram significância, assim como a interação ciclo de polimerização X armazenagem.

Os ciclos de polimerização empregados, pelos resultados da análise estatística, parecem não mostrar qualquer impedimento em serem utilizados. Ao se referir à diferença significativa na variável armazenagem, como já era esperado, embasados no que informa Anusavice⁵ (1998): que o poli(metil metacrilato) é um material que absorve relativamente pequenas quantidades de água quando colocado em meio aquoso, os resultados desta pesquisa, verificados com 24h de imersão em água, 0,027% foram menores do que os observados com uma semana, 0,119%. Pela significância estatística observada também na interação entre os dois fatores, presume-se a influência dos ciclos de polimerização nos resultados da alteração de peso ao longo da armazenagem seja em razão de uma diferença na difusão da água nos cp, fato citado por Anusavice⁵ (1998), embora a diferença significativa tenha sido observado somente nas interações III (ciclo II X 24h) e a interação VII (ciclo IV X 24h) como se observa pelo teste de Tuckey, onde a interferência estaria sendo exercida pelo ciclo de polimerização, uma vez que as outras diferenças significantes têm o respaldo do tempo de armazenagem.

Diversas pesquisas foram realizadas com a finalidade de verificar a sorpção de água e os seus efeitos no material, comparando

diversas variáveis, como os de Pellizer et al.⁷⁶(1977), Gee et al.³⁸ (1979), Murph et al.⁶⁷ (1982), Dirtoft et al.²⁵ (1984), Mc Cartney⁶⁴ (1984), Huggett et al.⁴⁷ (1992), Heath et al.⁴³ (1993), Ilbay et al.⁴⁸ (1994), Kimpara & Muench⁵⁶ (1996), Cucci et al.²² (1998) e Seraidarian et al.⁸⁹ (1999), e, invariavelmente, em todos esses trabalhos foi verificada a absorção de água, estando de acordo com os resultados encontrados no presente estudo, embora Dixon²⁶ (1992) tenha verificado que esta alteração não apresenta significado clínico.

6.3 Presença de porosidade

A presença de porosidade nos cp preparados para a verificação das alterações volumétrica e dimensional foi comparável a encontrada por Kimpara et al.⁵⁹ (1999). Somente a intensidade foi um pouco menor, provavelmente pelo fato dos cp também serem menores (volume de 10 +/- 1 cm³).

As condições experimentais aplicadas neste estudo para o processamento da resina acrílica quanto a fase em que o material foi prensado e o tempo decorrido para se colocar a mufla em água quente, foram exatamente as que apresentaram os piores resultados no trabalho de Kimpara & Muench⁵⁷ (1996). Mesmo utilizando as condições que propiciaram os resultados menos favoráveis na citada pesquisa, os cp dos ciclos I e II não apresentaram porosidades.

Ao considerar os resultados obtidos, levando em conta a forma e o volume dos cp deste trabalho e baseado na literatura pertinente, faz-se necessário salientar que nos casos em que a espessura do material empregado for discreta, o ciclo I e II pesquisado não encontra indicação, podendo ser indicado os ciclos convencionais, mas devido a quantidade de monômero residual é recomendável levar a água a ebulição ao final do ciclo, ficando a indicação dos ciclos propostos para casos em que se utiliza uma grande quantidade de material, com espessura exagerada.

6.4 Alteração dimensional linear

Com relação à alteração dimensional linear, expansão, os resultados da análise estatística não mostraram significância na variável estudada: ciclo de polimerização; mas significância estatística na variável armazenagem. Na interação entre os dois fatores não se verificou significância. Da mesma forma, como se observou nas pesquisas de alterações de peso, após a armazenagem houve um aumento das dimensões, provavelmente, devido à absorção de água, que é uma propriedade inerente ao próprio material, o que segundo Anusavice⁵ (1998) seria aproximadamente igual a contração térmica verificada durante a polimerização.

6.5 Dureza

O objetivo de incluir investigação desta propriedade no presente trabalho foi o de verificar se poderia haver um comportamento visivelmente inferior nas resinas polimerizadas pelos ciclos I e II, embora a aplicação destes ciclos tenha base na pesquisa de Kimpara & Muench⁵⁷ (1996) onde foram obtidos melhores resultados quanto à ocorrência de porosidades nos casos que se esperava 24h após a prensagem e antes da aplicação do ciclo de polimerização. Uma outra curiosidade, baseada nos trabalhos que recomendam levar a água a ebulição ao final do ciclo de polimerização, o fato de não se aplicar este protocolo levaria a uma diminuição da dureza superficial do material.

Os valores obtidos nesta pesquisa submetidos à análise estatística não mostraram significância, tanto nas variáveis ciclos de polimerização, como no tempo de armazenagem, embora os valores das médias apontem para uma maior dureza no ciclo I (9,48) em relação aos ciclos II (9,25), III (9,39) e IV (9,17). Como as diferenças entre elas não são acentuadas é prudente não credenciar como melhor ou pior qualquer um dos ciclos quanto a dureza. Com relação ao tempo de armazenagem,

se fosse verificada uma diminuição na dureza ao longo do tempo de armazenagem, talvez não fosse de se estranhar, uma vez que, segundo Anusavivce⁵ (1998), após a absorção de água pela difusão entre as cadeias poderia ocorrer um relaxamento, diminuindo então a resistência. No presente trabalho não se verificou esta ocorrência que pode ser atribuída ao tipo de teste realizado, ou seja, o teste de dureza SHORE é indicado para verificação rápida e imediata, do tipo controle de qualidade, dando portanto, resultados qualitativos e não com precisão quantitativa.

6.6 Considerações gerais

Ao considerar a revisão da literatura percebe-se uma preocupação, já desde os tempos de Harman⁴⁰ (1949), em encontrar um ciclo de polimerização que permita um maior grau de polimerização, o que mostra a importância do controle do tempo e da temperatura para obter o melhor desempenho das resinas acrílicas.

Outros trabalhos foram desenvolvidos também comparando os resultados da aplicação de diversos ciclos de polimerização como os de Jagger⁴⁹ (1978), McCartney⁶⁴ (1984), Polyzois⁸⁰ (1987), e ainda autores que experimentaram utilização da técnica de resina fluída, comparando com a polimerização convencional em banho de água, como Antonopoulos⁶ (1978), Dukes²⁹ (1985), e mais recentemente a utilização de energias de microondas e luz visível, que favoreceram também o surgimento de materiais com formulações distintas, estudados por Khan et al.⁵⁵ (1987), Sanders et al.⁸⁷ (1987), Al Doori et al.² (1988), Harvey & Harvey⁴² (1989), Al Hambali et al.³ (1991), Dyer & Howlet³⁰ (1994), Ilbay et al.⁴⁸ (1994), Paes Junior et al.⁷⁴ (1999).

Isto posto, acredita-se que a importância do controle do tempo e da temperatura é inquestionável e a obtenção de propriedades favoráveis parece estar diretamente relacionada à seleção de um ciclo adequado para o caso planejado.

Com este estudo, pode se supor que os ciclos I e II estudados mostram bons resultados quanto a quantidade de monômero não reagido e ausência de porosidade. Quanto a outras propriedades estudadas não foi observada significância estatística entre os ciclos experimentados, o que credencia o uso destes ciclos como uma alternativa para obter melhores resultados quanto aos aspectos da presença do monômero residual e porosidade, mas entende-se que é um ciclo muito longo e talvez o tempo dispendido não tenha que ser todo o que foi gasto, podendo haver uma redução do tempo em função da quantidade do material a ser polimerizado.

Há de se salientar a importância da aplicação da fervura no final do ciclo para uma diminuição da quantidade do monômero residual, embora autores como Huggett⁴⁶ (1984) apontem a manobra como facilitadora da alteração dimensional.

7. CONCLUSÕES:

Com bases nos resultados da presente pesquisa parece lícito concluir que:

- a) quanto ao monômero residual superficial o maior percentual foi verificado no ciclo de 72°C por 9h (ciclo III), tendo sido detectadas diferenças estatisticamente significantes em relação aos demais ciclos:
 - os ciclos experimentados, exceto o de 72°C por 9h (ciclo III), não mostraram diferenças significantes entre si, quanto a presença de monômero residual;
 - a armazenagem em água por 24h ou uma semana não eliminou monômero residual superficial das amostras;
- b) a alteração de peso não mostrou diferenças significantes estatisticamente para a variável ciclo de polimerização;
 - verificou-se diferenças significantes estatisticamente nos fatores armazenagem e interação entre ciclos X armazenagem, no estudo da alteração de peso;
- c) as porosidades detectadas foram consideradas em mínima quantidade no ciclo III e quantidade apreciável no ciclo IV, sendo que nos ciclos I e II as porosidades não foram observadas;
- d) na alteração dimensional linear, as diferenças estatisticamente significantes foram observadas no fator armazenagem;
- e) os resultados de dureza não mostraram diferenças estatisticamente significantes em nenhum dos fatores estudados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ABOU-TABL, Z.M. et al. The development of modified denture base materials. **J Biomed Mater Res**, v. 17, n.5, p.885-98, Sept. 1983.
2. AL DOORI, D. et al. Acomparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and conventional water bath curing systems. **Dent Mater**, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
3. AL-HANBALI, E. et al. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. **J Dent**, v.19, n3, p.176-80, Mar 1991.
4. ALKHATIB, M.B.et al. Comparison of microwaves polymerized denture base resins. **Int J Prosthodont**, v.3, n.3, p.249-55, May/June 1990.
5. ANUSAVICE, K.J. **Phillips materiais dentários** 10 ed.Trad. por Moreira, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1998. 411 p.
6. ANTONOPOULOS, A.N. Dimensional and occlusal changes in fluid resin denture. **J Prosthet Dent**, v.39, n.6, p.605-15, June 1978.
7. ARAÚJO, P.A. et al. **Materiais Dentários I (materiais não metálicos)**. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP, 1973. 191p.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro. **Referências Bibliográficas NBR6023**, Rio de Janeiro, 2000. 22p.

8. ARIOLLI FILHO, J.N.; DOMITI, S.S.; CONSANI, S. Influência da resinas acrílicas, técnicas de polimerização e tempo de armazenamento na movimentação dental em prótese. **Rev Bras Prot Clin Lab**, v.1, n.4, p.303-7, 1999.
9. AUSTIN, A .T.; BASKER, R.M. The level of residual monomer in acrylic denture base materials. **Br Dent J**, v.149, n.19, p.281-6, Nov. 1980.
10. AUSTIN, A.T.; BASKER, R.M. Residual monomer levels in denture bases: the effect of varying curing cycles. **Br Dent J**, v.153, n.12, p.424-6, Dec. 1982.
11. BAFILLE, M. et al. Porosity of denture resin cured by microwave energy. **J Prosthet Dent**, v.66, n.2, p.269-4, Aug. 1991.
12. BASKER, S.; BROOKS, S.C.; WALKER, D.M. The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: an assay for monomer in saliva. **J Dent Res**, v.67, n.10, p. 1295-9, Oct. 1988.
13. BAUDUIN, G. et al. Les matériaux acryliques des bases prothétiques en Odontologie: influence de l' immersion des bases sur le hiatus palatin. **Cah Prothese**, v.66, p.60-7, june 1989
14. BOMBONATTI, P.E.; VIEIRA, D.F. Influencia do isolamento , tipo de resina e temperatura de abertura da mufla após a polimerização sobre a adaptação de uma base de dentaduras. **Rev Fac Odontol Araçatuba**, v.7, n.1, p.119-24, 1978.

15. CAMPAGNONI, M.A. et al. Alteração da dimensão vertical nas bases de dentaduras. Estudo comparativo entre duas técnicas de isolamento do gesso durante a inclusão. **Rev Ass Paul Cir Dent**, v.37, n.1, p.49-54, jan./fev. 1983.
16. CAUL, H.J.; SCHOONOVER, I.C. A method for determining the extent of polymerization of acrylic resins and its applications for dentures. **J Am Dent Assoc**, v.39, n.1, p.1-9, July 1949.
17. CERVEIRA NETTO., H. **Prótese total mucosuportada: resumo de aulas teóricas e comentários**. São José dos Campos, s.n., 1995. 86p. (Apostila).
18. CHOW, T.W.; CHENG, Y.Y.; LADIZESKY, N.H. Polyethylene fibre reinforced poly(methylmethacrylate) water sorption and dimensional changes during immersion. **J Dent**, v.21, n.6, p.367-72, May 1993.
19. CLERCK, J.P. DE. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J Prosthet Dent**, v.57, n.5, p.650-9, May 1987.
20. CRAIG, R.G.; O'BRIEN, W.J.; POWERS, J.M. **Materiais dentários- propriedades e manipulação**. 3.ed. Trad. por Franco, Cansani e Ruhnke. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. 203p.
21. CRAIG, R.G.; WARD, M.L. **Restorative dental materials**. 10. ed., St. Louis: Mosby-Year Book, 1997. 373p.
22. CUCCI, A.L. et al. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and heat-polymerizing acrylic resin. **J Prosthet Dent**, v.80, n. 4, p.434-8, Oct. 1998.

23. DELVIN, H. Acrylic monomer – friend or foe? **Quintessence Dent Technol**, v.8, n.8, p.511-2, Sept. 1984.
24. DELVIN, H.; WATTS, D.C. Acrylic “Allergy”? **Br Dent J**, v.157, n.8, p.272-5, Oct. 1984.
25. DIRTOFT, I.; ABRAMSOM, N.; TERSELIUS, B. Sorption in dentures measured by holography and other methods. **J Dent Res**, v.63, sp. iss., p.289, 1984. (Abstract 1068).
26. DIXON, D.L.; BREEDING, L.C.; EKSTRAND, K.G. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. **J Prosthet Dent**, v.68, n.1, p. 196-200, July 1992.
27. 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**, v.23, n.5, p.313-8, May 1995.
28. DONAVAN, T.E.; HURST, R.G.; CAMPAGNI, W.V. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. **J Prosthet Dent**, v.54, n.4, p.522-4, Oct. 1985.
29. DUKES, B.S. et al. A laboratory study of changes in vertical dimension using a compression molding and a pour resin technique. **J Prosthet Dent**, v.53, n.5, p. 667-9, May 1985.
30. DYER, R.A.; HOWLETT, J.A. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. **J Dent**, v.22, n.4, p.236-41, Aug. 1994.

31. ELAHI, J.M.; ABDULLAH, M.A. Effect of different polymerization techniques on dimensional stability of record bases. **J Prosthet Dent**, v.71, n.2, p.150-3, Feb. 1994.
32. FARAJ, S.A.A.; ELLIS, B. The effect of processing temperatures on the exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. **Br Dent J**, v. 147, n.8, p. 209-12, Oct. 1979.
33. FISHER, A.A. allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic resin denture materials. **J Prosthet Dent**, v.6, n.5, p.593-602, Sept. 1956.
34. FRANGOU, M.; HUGGETT, R.; STAFFORD, G.D. Evaluation of the properties of a new pour denture base material utilizing a modified technique and initiator system. **J Oral Rehabil**, v.17, n.1, p.67-77, Jan. 1990.
35. GARFUNKEL, E. Evaluation of dimensional changes in complete denture processed by injection processing and the pack-and-press technique. **J Prosthet Dent**, v.50, n.6, p.757-61, Dec. 1983.
36. GARLIPP, O.A. **Influência da concentração da N,N dimetil-p-toulidina sobre: a porcentagem de monômero residual, a massa molecular média do polímero originário do monômero, a temperatura máxima de polimeirização e o tempo necessário para a sua ocorrência.** 1969. 66f. Tese (Doutorado em Ciências) - Faculdade de Farmácia e Odontologia de Araçatuba, 1969.
37. GAY, W.D.; KING, G.E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. **J Prosthet Dent**, v.42, n.4, p.437-40, Oct. 1979.

38. GEE, A.J.; HARKEL, E.C.; DAVIDSON, C.L. Measuring procedure for the determination of the three dimensional shape of dentures. **J Prosthet Dent**, v.42, n.2, p.149-53, Aug.1979.
39. GIUNTA, J.L.; GRAUER, I.; ZABLOTSKY, N. Allergic contact stomatitis caused by acrylic resin. **J Prosthet Dent**, v.42, n.2, p.188-90, Aug. 1979.
40. HARMAN, I.M. Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. **J Am Dent Assoc**, v.38, p.188-203, Feb. 1949.
41. HARRISON, A.; HUGGETT, R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. **J Dent**, v.20, n.6, p.370-4, June 1992.
42. HARVEY, W.L.; HARVEY, E.V. Dimensional changes at the posterior border of baseplates made from a visible light activated composite resin. **J Prosthet Dent**, v.62, n.2, p.184-9, Aug. 1989.
43. HEATH, J.R.; BORU, T.K.; GRANT, A.A. The stability of temporary prosthetic base materials. II: water sorption and its effects. **J Oral Rehabil**, v.20, n.5, p.517-24, Sep. 1993.
44. HONOREZ, P. et al. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. **J Prosthet Dent**, v.61, n.4, p.510-17, Apr. 1989.
45. HUGGETT, R.; BATES, J.F.; KNOTT, N.J. A comparison of some properties of denture base acrylic resins polymerized by dry and wet

- curing systems. **Quintessence Dent Technol**, v.11, n.4, p.265-9, July/Aug. 1987.
46. HUGGETT, R.; BROOKS, S.C.; BATES, J.F. The effect of different curing cycles on level of residual monomer in acrylic resin denture base material. **Quintessence Dent Technol**, v.8, n.6, p.365-71, June 1984.
47. HUGGETT, R. et al. Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture base. **J Prosthet Dent**, v.68, n.4, p.634-40, Oct. 1992.
48. ILBAY, S.G.; GUVENER, S., ALKUMRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. **J Oral Rehabil**, v.21, n.1, p.103-9, Jan. 1994.
49. JAGGER, R.G. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. **J Oral Rehabil**, v.5, p.151-7, 1978.
50. JEROLIMOV, V.; JAGGER, R.G.; MILWARD, P.J. Effect of the curing cycle on acrylic denture base glass transition temperature. **J Dent**, v.19, n.4, p.245-8, Feb. 1991.
51. JEROLIMOV, V. et al. The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. **Quintessence Dent Technol**, v.9, n.7, p.431-4, July/Aug. 1985.
52. JEROLIMOV, V. et al. Rapid curing of acrylic denture base materials. **Dent Mater**, v.5, n.1, p.18-22, Jan. 1989.

53. KALIPÇILAR, B.; KARAAGAÇLIOĞLU, L.; HASANREISOĞLU, U.
Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. **J Oral Rehabil**, v.18, n.5, p.399-401, Sept. 1991.
54. KEDJARUNE, U.; CHAROENWORALUK, N.; KOONTONGKAEW, S.
Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. **Aust Dent J**, v.44, n.1, p.25-30, Mar. 1999.
55. KHAN, Z.; VON FRAUNHOFER, J.A.; RAZAVI, B.S. The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light cured denture base material. **J Prosthet Dent**, v.57, n.3, p.384-7, Mar. 1987.
56. KIMPARA, E.T.; MUENCH, A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de prótese totais de resina acrílica. **Rev Pós-Grad.**, v.3, n.2, p.110-4, abr./jun. 1996.
57. KIMPARA, E.T.; MUENCH, A. Porosidade em decorrência do processamento e volume de resina acrílica. **Rev Odontol Univ São Paulo**, v.10, n.3, p.237-9, jul./set. 1996.
58. KIMPARA, E.T. et al. Estudo sobre o desajuste das bases experimentais de resina acrílica ativada quimicamente em próteses total, em função da técnica de confecção, tipo e tempo de armazenagem. **Rev Paul de Odontol** v.20, n.6, nov./dez. 1998.

59. KIMPARA, E.T. et al. Processamento alternativo para eliminar porosidades em resina acrílica para bases de próteses totais. **Rev Bras Prot Clin**, v.1, n.4, p.325-9, 1999.
60. KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SUGITA, M. Application of microwave for dental technique (Part 3) - Development of model materials for microwave polymerization. **J Osaka Univ Dent Sch**, v.27, p.41-50, Dec. 1987.
61. KWONG, W.K. Fabricating acrylic resin baseplates for complete dentures. **J Prosthet Dent**, v.50, n.1, p.127-8, July 1983.
62. LECHNER, S.K.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Monitoring dimensional changes in processed acrylic complete dentures. **J Dent Res**, v.62, sp. iss., p.661, 1983. (Abstract 105).
63. McCABE, J.F.; BASKER, R.M. Tissue sensitivity to acrylic resin: a method of measuring the residual monomer content and its clinical application.. **Br Dent J**, v.140, n.10, p.374-50, May 1976.
64. Mc CARTNEY, J.W. Flange adaptation discrepancy palatal base distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures. **J Prosthet Dent**, v.52, n.4, p.545-53, Oct. 1984.
65. MARQUEZINI, A.D.; BOMBONATTI, P.E. Adaptação de bases de dentaduras em função de marcas de resinas acrílicas, diferentes ciclos de polimerização e absorção de água. **Rev Fac Odontol UNESP**, v.15/16, p.147-53, 1986/87.

66. MUENCH, A.; UETI, M. Alterações das posições dos dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. **Rev Fac Odontol S Paulo**, v.12, n 1, p.131-8, jan./jun. 1974.
67. MURPHY, W.M.; HUGGETT, R.; HANDLEY, R.W. A laboratory and clinical study of Trevalon denture base material. **J Oral Rehabil**, v.9, n.5, p.401-11, Sept. 1982.
68. MURRAY, M.D.; DARVELL, B.W. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention: a review- Part 4. **Aust Dent J**, v.38, n.6, p.450-5, Dec. 1993.
69. NYQUIST, G. A study of denture sore mouth. **Acta Odontol Scand**, v.10 Suppl. 9, p.22-8, Oct. 1952.
70. NYQUIST, G. The biological effect of monomeric acrylic. **Int Dent J**, v.14, n.2, p.242-6, June 1964.
71. O'BRIEN, W.J. **Dental materials and their selection**. 2.ed. Chicago:Quintessence 551,1997. 421p.
72. O'BRIEN, W.J.; RYGE, G. **Materiais dentários**. Trad. por Dioracy Fonterrada Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981. 382p.
73. OKU, J.I. Impact properties of acrylic denture base resin. Part 2. Effect of temperature and residual monomer on impact characteristics. **Dent Mater J**, v.8, n.2, p.186-93, Feb. 1989.
74. PAES JUNIOR, T.J.A.; MARCHINI, L.; KIMPORA, E.T. Estudo *in vitro* da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo

longo e energia de microondas. **Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos**, v.2,n.2, p. 36-42 jul./dez. 1999.

75. PANDURIC, J. et al. The simulation and calculation of the fatigue of the lower complete denture in function by means of the finite element analysis. **J Oral Rehabil**, v.25, n.7, p. 560-5, July 1998.
76. PELLIZER, A.J. et al. Alterações dimensionais em diferentes marcas de resinas acrílicas. **Rev Fac Odontol Araçatuba**, v.6, n.1/ 2, p.35-8, 1977.
77. PEYTON, F.A.; CRAIG, R.G. **Materiales dentales restauradores**. 2.ed. Trad. por Macchi. 2.ed. Buenos Aires: Mundi, 1974. 533p.
78. PHILLIPS, R.W. **Materiais dentários**. 9.ed. Trad. por Júlio J. D'Albuquerque Lóssio. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 334p.
79. POLUKOSHKO, K.M. et al. Evaluation of heat cured resin bases following the addition of denture teeth using a second heat cure. **J Prosthet Dent**, v.67, n.4, p.556-62, Apr. 1992.
80. POLYZOIS, G.L. et al. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. **J Prosthet Dent**, v.57, n.5, p.639-47, May 1987.
81. RODRIQUES-GARCIA, R.C.; DEL BEL CURY, A.A. Reembasamento de bases de prótese: métodos convencional e por microondas. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v.10, n.4, p.295 -302, out./dez. 1996.

82. RYUTER, I.E.; OYSAED, H. Conversion in denture base polymers. **J Biomed Mater Res**, v.16, n. 5, p. 741-5, Sep. 1982
83. RYUTER, I.E.; SVENDSEN, S.A. Flexural properties of denture base polymers. **J Prosthet Dent**, v.43, n.1, p.95-104, Jan. 1980.
84. SADAMORI, S.; KOTANI, H.; HAMADA, T. The usage period of denture and their residual monomer contents. **J Prosthet Dent**, v.68, n.2, p.374-6, Aug. 1992.
85. SADAMORI, S. et al. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. **J Prosthet Dent**, v.72, n.1, p.19-22, July 1994.
86. SALIM, S.; SADAMORI, S.; HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. **J Prosthet Dent**, v.67, n.6, p.879-81, June 1992.
87. SANDERS, J.L.; LEVIN, B.; REITZ, P.V. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. **Quintessence Int**, v.18, n.7, p.453-6, July 1987.
88. SANDERS, J.L.; LEVIN, B.; REITZ, P.V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. **Quintessence Int**, v.22, n.3, p.181-6, 1991.
89. SERAIDARIAN, P.I. et al. Alterações dimensionais das resinas acrílicas ativadas termicamente frente a diferentes ciclos de polimerização e formas de inclusão. In: **Reunião Anual da Sociedade Brasileira Pesquisa Odontológica**, 16. 1999. Águas de São Pedro. **Anais São Paulo: SBPqO**, 1999. P.173 (Resumo 287).

90. SHIM, J.S.; WATTS, D.C. Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. **Dent Mater**, v.15, n.4, p.296-300, July 1999.
91. SMITH, D.C. The acrylic denture base: residual monomer. **Br Dent J**, v.105, n.3, p.86-91, Aug. 1958.
92. SMITH, D.C.; BAINS, M.E.D. Residual methyl methacrylate in the denture base and its relation to denture sore mouth. **Br Dent J**, v.98, n.2, p.55-8, Jan. 1955.
93. SMITH, D.C.; BAINS, M.E.D. The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate. **J Dent Res**, v.35, n.1, p.16-24, Feb. 1956.
94. SONI, P.M.; POWERS, J.M.; CRAIG, R.G. Physical and mechanical properties of acrylic and modified acrylic denture resins. **J Mich Dent Assoc**, v.59, p.418-22, July/Aug. 1977.
95. TAKAHASHI, Y. Three dimensional changes of the denture base of the complete denture following polymerization. **Nippon Hotetsu Sika Gakkai Zasshi**, v.34, n.1, p.136-48, Feb. 1990.
96. TAKAMATA, T.; SETCOS, J.C. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. **Int J Prosthet**, v.2, n.6, p.555-62, Nov./Dec. 1989.
97. VALLITTU, P.K.; RYUTER, I.E.; BUYKUILMAZ, S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content

- of denture base polymers. **Eur J Oral Sci**, v.106, n.1, p.588-93, Feb. 1998.
98. UNDURWADE, J.H.; SIDHAYE, A.B. Curing acrylic resin in a domestic pressure cooker: a study of residual monomer content. **Quintessence Int**, v.20, n.2, p.123-9, 1989.
99. WINKLER, S. Denture base resins. **Dent Clin North Am**, v.28, n.2, p.287-97, Apr. 1984.
100. YUNUS, N.; HARRISON, A.; HUGGETT, R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of acrylic resin repair material. **J Oral Rehabil**, v.21, n.6, p.641-8, Nov. 1994.

Apêndice A

Tabela 11 - Quantidade de monômero residual superficial encontrado nos cp do experimento (em mg/cm²)

CICLO	TEMPO DE ARMAZENAGEM	REPETIÇÕES	
		mg/cm ²	
I	0 hs.	0,18	0,17
	24 hs	0,17	0,15
	1 sem	0,17	0,17
II	0 hs	0,16	0,16
	24 hs	0,16	0,17
	1 sem	0,17	0,16
III	0 hs	1,07	1,50
	24 hs	1,53	1,52
	1 sem	1,70	1,46
IV	0 hs	0,18	0,17
	24hs	0,17	0,17
	1 sem	0,15	0,17

Tabela 12 - Valores de alterações de peso dos cp em forma de tronco de cone (porcentagem).

Ciclo	Armazenagem	Repetições		média
		1	2	
I	24hs	0,018	0,018	0,018
I	1Sem.	0,120	0,119	0,120
II	24hs	0,045	0,045	0,045
II	1S	0,099	0,108	0,104
III	24hs	0,018	0,054	0,036
III	1S	0,127	0,118	0,123
IV	24hs	0,009	0,009	0,009
IV	1S	0,128	0,128	0,128

Tabela 13 - Notas atribuídas pelos observadores para a quantidade de porosidade observada nos cp.

Amostra	Ciclo de polimerização	Observador "1"	Observador "2"	Observador "3"
1	I	0	0	0
2	I	0	0	0
3	II	0	0	0
4	II	0	0	0
5	III	1	1	1
6	III	1	0	0
7	IV	2	2	2
8	IV	2	1	1

Tabela 14- Valores das alterações dimensionais lineares mensurada nos cp em forma de placa (porcentagem).

Ciclo	Armazenagem	repetições						média
		1	2	3	4	5	6	
I	24	0,031	0,213	0,309	0,031	0,905	0,312	0,300
I	1Sem.	0,125	0,534	0,515	0,047	1,470	0,520	0,535
II	24	0,079	0,000	0,117	0,031	0,546	0,334	0,185
II	1S	0,095	0,350	0,701	0,063	0,988	0,780	0,496
III	24	0,031	0,583	0,302	0,047	0,331	0,217	0,252
III	1S	0,047	0,973	0,504	0,142	0,663	0,651	0,497
IV	24	0,047	0,214	0,106	0,000	0,105	0,106	0,097
IV	1S	0,078	1,069	0,317	0,031	0,421	0,529	0,408

Tabela15 - Valores de dureza superficial (SHORE).

ciclo	Armazenagem	repetições				Médias
		1	2	3	4	
I	0	10,00	9,00	9,67	9,67	9,59
I	24	9,67	9,33	9,67	9,00	9,42
I	1S	9,67	9,33	9,67	9,00	9,42
II	0	9,67	8,67	9,00	9,33	9,17
II	24	9,33	9,67	9,33	9,00	9,33
II	1S	9,33	9,00	9,33	9,33	9,25
III	0	9,33	9,67	9,33	9,00	9,33
III	24	9,67	9,33	9,33	9,67	9,59
III	1S	9,33	9,33	9,33	9,00	9,25
IV	0	9,00	9,33	10,00	8,33	9,17
IV	24	8,33	9,33	9,33	8,67	8,92
IV	1S	9,00	9,33	10,00	9,33	9,42

KIMPARA, E.T. Avaliação dos ciclos de polimerização da resina acrílica para base de prótese total. 2001. 115 f. Tese (Livre Docência da Disciplina de Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

ABSTRACT

In the present work it was studied the behavior of four water bath curing cycles of heat activated acrylic resin considered as long duration (I - 65°C for 30 min; 50°C for 23h and 30min; and 100° C for 1h; II - 50°C for 24h and the rapid cycle), compared to the known long time curing cycle (9 hours for 72°C) and short curing cycle (1 h for 65°C; 30 min to elevate at 100° C and 1:00 to 100° C). Analysis consisted of observations and verification of the residual monomer, weight alterations, dimensional, dimensional lineal, porosity and hardness to determine material performance. The results pointed out that residual monomer presented statistical significant differences in the factor storage and interaction among the factors cycle X storage for weight alteration; statistical significant differences for the factor storage for lineal dimensional alterations, without significant differences for hardness. Porosity was verified in minimum degree in the cycle III and in appreciable amount in the cycle IV.

KEY WORDS: Complete denture; acrylic resin; curing cycles; properties; residual monomer.

Autorizo a reprodução deste trabalho.
São José dos campos, 15 de janeiro de 2001



Estevão Tomomitsu Kimpara