

RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA

Cirurgiã-Dentista

**ESTUDO DA ADAPTAÇÃO E POROSIDADE DE
BASES DE PRÓTESES CONFECCIONADAS COM
RESINA ACRÍLICA DENTAL SUBMETIDAS A
DOIS CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO**

*Este exemplar
foi devidamente corrigido
conforme resolução
Piracicaba, 9/10/1995
Dr. Del Bel Leung
CCPG/036/83*

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em
Clínica Odontológica da Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do título de
Doutor em Odontologia - Área de concentração -
Prótese Dental.

- Piracicaba -

1995

RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA

Cirurgiã-Dentista

**ESTUDO DA ADAPTAÇÃO E POROSIDADE
DE BASES DE PRÓTESES CONFECCIONADAS COM
RESINA ACRÍLICA DENTAL SUBMETIDAS A
DOIS CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO**

**Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em
Clínica Odontológica da Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do título de
Doutor em Odontologia - Área de concentração
Prótese Dental.**

Orientadora: Profa. Dra. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY

FOP-UNICAMP

- Piracicaba -

1995

Cm 00020343-8

| | |
|--------------|-----------|
| UNIVERSIDADE | 30 |
| INSTITUTO | |
| TUNICAMP | |
| R618e | |
| | 2609F |
| | 433195 |
| | D X |
| | R\$ 11,00 |
| | 18/11/95 |
| | Nº CPD |

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP-UNICAMP

| | |
|-------|---|
| R618e | Rodrigues-Garcia, Renata Cunha Matheus Estudo da adaptação e porosidade de bases de próteses confeccionadas com resina acrílica dental submetidas a dois ciclos de polimerização / Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia. - Piracicaba, SP : [s.n.], 1995. 107f. : il. Orientador: Altair Antoninha Del Bel Cury. Tese(doutorado)-Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Prótese Dentária Completa. 2. Adaptação - Fisiologia. 3. Porosidade. 4. Resina. I. Del Bel Cury, Altair Antoninha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. 19.CDC -617.69 -617.695 |
|-------|---|

Índices para Catálogo Sistemático:

1. Prótese dental 617.69
2. Materiais dentários 61.695



Tese aprovada em 28 de setembro de 1995, pela banca examinadora
abaixo discriminada:

1. Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury Altair Del Bel Cury

2. Prof. Dr. Heitor Panzeri Heitor Panzeri

3. Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachella Wellington Cardoso Bonachella

4. Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva Frederico Andrade e Silva

5. Prof. Dr. Mário Fernando de Góes Mário Fernando de Góes

Ao *Maurício*, maior incentivador
desta trajetória, que sempre
soube dividir bons e maus
momentos,

Aos meus pais, *ANETE* e *ADEMAR*,
pelo amor, carinho e exemplo sempre
presentes à formação dos filhos.

DEDICO

À Profa. Dra. *Altair A. Del Bel Cury*

pela orientação firme e segura, sobretudo
pelo grande exemplo de profissionalismo.

DEDICO

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. *Rosana Cristina Pereira Parente* do Departamento de Estatística da Universidade Federal do Amazonas, pela análise estatística.

À estudante de pós-graduação *Eliane Melo Franco* do Curso de Farmacologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas pelo trabalho de digitação.

Ao Prof. Dr. *Jaime A. Cury* da Área de Bioquímica Oral da Faculdade de Odontologia de Piracicaba e aos técnicos *Mariza de Jesus Carlos Soares* e *Waldomiro Vieira Filho* pela utilização da Balança Digital Eletrônica.

Aos técnicos do Laboratório de Produção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, *Paulo Roberto Alcarde*, *Mauro Augusto Barbosa Dias*, *Emília Takaki* e *Cilene Maria Pompeu Cera* pela colaboração durante a fase experimental.

Ao Prof. Dr. *Mário Fernando de Góes* e aos técnicos da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba pelo empréstimo da Lupa CARL ZEISS, utilizada neste experimento.

À Profa. Dra. *Célia Mariza Rizzatti Barbosa* e colegas do Departamento de Prótese e Periodontia pelo apoio e incentivo.

À Sra. *Sueli Duarte de Oliveira Soliani*, Diretora Técnica da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade, Estadual de Campinas, pela correção da revisão bibliográfica.

Ao Sr. *Pedro Sérgio Justino*, técnico da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas - pelo auxílio na documentação fotográfica.

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação pela amizade e agradável convívio.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

| | |
|--------------------------------------|----|
| 1. Lista de Ilustrações | 01 |
| 2. Resumo | 03 |
| 3. Introdução | 04 |
| 4. Proposição | 08 |
| 5. Revisão da Literatura | 10 |
| 6. Material e Métodos | 54 |
| 7. Resultados | 65 |
| 8. Discussão dos Resultados | 71 |
| 9. Conclusão | 79 |
| 10. Apêndice | 81 |
| 11. Summary | 94 |
| 12. Referências Bibliográficas | 96 |

**LISTA de
ILUSTRAÇÕES**

1. LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1.1. FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1: Modelo mestre metálico simulando uma maxila edêntula | 57 |
| Figura 2: Modelo de gesso incluído na parte inferior da mufla metálica | 58 |
| Figura 3: Resina acrílica e mufla especiais para polimerização através de energia de microondas | 60 |
| Figura 4: Resina acrílica termopolimerizável convencional utilizada no estudo | 60 |
| Figura 5: Médias para adaptação das bases de próteses através do peso do material de moldagem (g) interposto entre modelo metálico e base de prótese antes e após o reembasamento | 67 |
| Figura 6: Médias de porosidade das bases de próteses antes e após o reembasamento | 69 |

1.2. TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela I: Resinas acrílicas utilizadas no estudo | 59 |
| Tabela II: Resinas acrílicas e métodos de polimerização utilizados para o reembasamento dos corpos de prova | 63 |

| | |
|--|----|
| Tabela III: Médias e desvios-padrão do peso do material de moldagem (g) interposto para verificação da adaptação da base de prótese antes após o reembasamento | 66 |
| Tabela IV: Médias e desvios-padrão antes e após o reembasamento | 68 |
| Tabela V: Médias e desvios-padrão de porosidade para o teste t-Student antes do reembasamento | 70 |

RESUMO

2. RESUMO

Este estudo verificou a adaptação e porosidade de bases de prótese submetidas a um duplo ciclo de polimerização. Foram confeccionados 36 modelos em gesso pedra a partir de moldagem de um modelo-mestre metálico. Esses modelos foram divididos em 03 grupos de 12 elementos cada. Bases de resina acrílica convencional foram confeccionadas sobre os modelos dos grupos 1 (G1) e 2 (G2), polimerizados em banho de água durante 9 horas a 73° C; e bases de resina específica para microondas foram construídas sobre os modelos do grupo 3 (G3) e curadas em forno de microondas a 500W durante 3 min. A adaptação foi verificada através do peso de um material de impressão interposto entre a base da resina e o modelo mestre sob carga de 2 Kg. A seguir todas as bases foram reembasadas pelo método de adição, sendo que aquelas dos grupos 1 e 3 foram reembasadas com o mesmo material e técnica de polimerização. As bases do grupo 2 foram preenchidas com a mesma resina, porém curadas em forno de microondas a 500W durante 3 min. A adaptação foi reavaliada da maneira descrita acima. A porosidade foi verificada através de imersão das amostras polidas em tinta preta, e os poros contados em lupa estereoscópica com aumento de 63x. As médias e desvios-padrão obtidos para a adaptação antes e após o reembasamento foram: G1: $0,632 \pm 0,024$ - $0,659 \pm 0,026$; G2: $0,632 \pm 0,033$ - $0,677 \pm 0,031$; G3: $0,580 \pm 0,019$ - $0,798 \pm 0,049$, sendo que houve diferença significativa apenas para o G3. As médias e desvio-padrão para a porosidade antes e após o reembasamento foram respectivamente: G1 = $8,33 \pm 0,69$ - $9,25 \pm 0,85$; G2 = $8,17 \pm 0,98$ - $10,08 \pm 1,63$; G3 = $5,42 \pm 0,78$ - $6,58 \pm 1,02$, sendo que não houve diferenças significantes entre os grupos estudados após o reembasamento.

Conclui-se que a resina convencional, quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e no segundo ciclo através de energia de microondas, apresentou adaptação semelhante ao método convencional de reembasamento. Em relação à porosidade foi verificado que, tanto após o primeiro como o segundo ciclo de cura, a resina convencional apresentou maior número de poros.

Palavras-chave: Base de Prótese
Resinas Acrílicas
Porosidade
Adaptação - fisiologia

INTRODUÇÃO

3. INTRODUÇÃO

A confecção de Prótese é uma área da Odontologia que se destina a substituir os dentes naturais ausentes, restabelecendo estética e funcionalmente o paciente.

Muitos materiais e técnicas de processamento têm sido introduzidos na tentativa de se melhorar as condições clínicas de adaptação e estabilidade da prótese (WOELFEL & PAFFENBARGER⁵¹, 1959; GOODKIND & SCHULTE¹⁹, 1970).

Antes de 1936 e por quase cem anos, o material mais utilizado para confecção de próteses totais foi a borracha dura vulcanizada (HAYDEN²¹, 1986), que a despeito de sua opacidade, possuía propriedades físicas adequadas (SPENCER & GARIAEFF⁴⁴, 1949). Em 1936, surgiu a primeira resina acrílica formulada para o uso odontológico, o polimetil metacrilato (WOELFEL & PAFFENBARGER⁵¹, 1959), e em 1938 esta foi lançada no comércio substituindo totalmente o vulcanite (SPENCER & GARIAEFF⁴⁴, 1949 e HAYDEN²¹, 1986).

O método de processamento das resinas acrílicas se constitui na mistura de um monômero com um polímero, formando uma massa plástica que é comprimida no molde contido no interior de muflas metálicas. A polimerização da resina é conseguida através da imersão das muflas em água com temperatura controlada e tempo prolongado, que pode resultar em deformação devido à liberação de tensões internas incorporadas no interior do molde (SPENCER & GARIAEFF⁴⁴, 1949) e formação de poros principalmente em porções espessas de resina, quando a temperatura da água ultrapassa o ponto de ebulição do monômero, (SABT et al.³⁹, 1975) causando o empobrecimento das propriedades físicas e estéticas do material.

Pesquisas sobre o método de polimerização prosseguiram, e em 1968 NISHII³³ descreveu a cura através de irradiação por microondas. Por este método a energia de microondas é absorvida pela resina e instantaneamente transformada em

calor, diminuindo as tensões e reduzindo as distorções (NISHII³³, 1968 e KIMURA et al.²⁹, 1983) e porosidade devido ao controle da energia. Além disso, este método de polimerização é considerado mais rápido e limpo se comparado ao método tradicional (KIMURA et al.²⁷, 1984; HAYDEN²¹, 1986; De CLERCK¹⁶, 1987).

A resina acrílica pode ser irradiada no interior de um forno de microondas, desde que os modelos de gesso sejam incluídos em muflas plásticas especiais confeccionadas com fibra de vidro e desenvolvidos especificamente para este fim (KIMURA et al.²⁸, 1984). No entanto, existem controvérsias se este método de polimerização melhoraria a estabilidade dimensional das bases de próteses (KIMURA et al.²⁷, 1984; LEVIN et al.³¹, 1989 e TAKAMATA et al.⁴⁶, 1989).

Uma das alterações que mais comumente ocorrem em pacientes portadores de próteses removíveis é a reabsorção do rebordo alveolar abaixo da base da prótese, tornando-a desajustada, sendo necessário um reembasamento para restabelecer não só a adaptação como a correta relação maxilo-mandibular (BLATTERFEIN⁸, 1958). E quando as próteses são reparadas após fraturas ou reembasadas, visando melhor adaptação das bases, uma maior resitência do material é alcançada quando se utilizam resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis curadas pelo banho de água aquecido (LEONG & GRANT³⁰ 1971, HARRISON et al.²⁰, 1977) ou resinas autopolimerizáveis curadas através de microondas (YUNUS et al.⁵⁵, 1944). Porém tal procedimento exige um segundo ciclo de polimerização, que representa um potencial para deformação (WOELFEL & PAFFENBARGER⁵², 1959 e CRAIG¹², 1980).

Da mesma forma que a adaptação, a porosidade das bases de prótese se constitui em um problema, pois, quando presente em grande quantidade, além de causar o enfraquecimento na resina acrílica (SANDERS et al.⁴², 1987) favorece o acúmulo de placa bacteriana nas próteses, acarretando um aumento na quantidade de *Candida albicans* na cavidade bucal, causando estomatite protética (DAVENPORT¹⁵, 1970). A formação de poros pode ser atribuída à presença de monômero residual (JAGGER²⁵,

1978) e segundo WOLFAARDT et al. ⁵³, 1986, o seu mecanismo de geração é um fenômeno complexo e com origens multifatoriais.

Em relação à adaptação e porosidade das próteses em suas bases, quando submetidas a uma segunda polimerização através de energia de microondas, nada foi encontrado na literatura, e como os reembasamentos e consertos são métodos usuais, fazer um preenchimento das mesmas e submetê-las a um segundo ciclo de cura através de energia de microondas, por ser mais rápido, resolveria o problema do paciente, pois o mesmo não precisaria permanecer sem a prótese por um longo período de tempo, desde que o método oferecesse adaptação semelhante ou superior àquela obtida através do método convencional.

PROPOSIÇÃO

4. PROPOSIÇÃO

É propósito deste trabalho verificar e comparar a adaptabilidade e a porosidade de bases de próteses removíveis, confeccionadas com resinas acrílicas submetidas a dois ciclos de diferentes de polimerização: um convencional, através do banho de água a temperatura controlada e o outro por meio de energia de microondas.

REVISÃO
da LITERATURA

5. REVISÃO DA LITERATURA

SPENCER & GARIAEFF⁴⁴, em 1949, em uma revisão da literatura compararam as vantagens do uso de plásticos como material para base de dentadura com o vulcanite. Segundo os autores, as vantagens dos plásticos sobre o vulcanite são: 1) facilidade de manipulação e reparo, 2) melhor condutividade térmica, 3) resistência ao crescimento bacteriano, 4) translucência e estabilidade de cor, 5) menor permeabilidade aos fluidos orais e 6) menor contração de reprocessamento. As vantagens do vulcanite sobre o plástico seriam: maior tolerância dos tecidos orais e em muitos casos, mais baixa gravidade específica. Os autores concluem que os plásticos, quando adequadamente processados, têm vantagens definitivas sobre o vulcanite.

De acordo com BLATTERFEIN⁸, em 1958, o grau de reabsorção do rebordo residual é que indicará a necessidade de reembasamento das próteses. O autor classifica, de acordo com as observações clínicas, as próteses parciais removíveis que necessitam de reembasamento em 7 grupos, considerando os seguintes fatores: 1) o tipo de base que a prótese apresenta, 2) o grau de reabsorção do rebordo marginal, 3) a extensão da base de resina, 4) a oclusão dos dentes artificiais e 5) a presença de movimento de rotação da estrutura metálica. A consideração desses fatores ditam a técnica ideal de reembasamento das próteses parciais removíveis.

Segundo WOELFEL & PAFFENBARGER⁵¹, em 1959, a alteração dimensional que ocorre em próteses totais pode ser dividida em dois grupos: aquela que ocorre durante sua confecção e aquela que ocorre durante o uso clínico das mesmas.

As alterações que ocorrem durante a confecção da prótese devem-se às propriedades físicas da resina e do gesso de revestimento. A contração linear que ocorre nas próteses, de molar a molar, ocorre antes da prótese ser entregue ao paciente, principalmente quando a dentadura polimerizada é removida do modelo de gesso.

As alterações dimensionais que ocorrem durante o uso clínico devem-se, em grande parte, à sorção de água pela resina, e esta compensa em parte a contração de polimerização, e após os 3 primeiros meses de uso aproximadamente, a alteração dimensional é insignificante.

Segundo os autores, todas as alterações que ocorrem na resina acrílica são de pequena dimensão, sendo muitas vezes imperceptíveis clinicamente.

Nesse mesmo ano, esses autores³² realizaram um estudo clínico para determinar a alteração dimensional na região posterior de próteses totais durante o processamento, durante o uso, e após indução de empenamento. Foram confeccionadas próteses totais superior e inferior com resina termopolimerizável curada a 180 - 190° F por 30 minutos, para um paciente com 73 anos de idade. Essas foram usadas durante nove meses, quando novas próteses foram confeccionadas para melhorar a estética e determinar a alteração dimensional. Estas últimas foram usadas durante 2 meses, e as próteses originais foram mantidas em água durante esse mesmo período. A alteração dimensional linear de ambas as próteses foi determinada através da medida da distância de bordo - a - bordo posterior e de molar - a - molar durante o processamento, durante o uso, e após o armazenamento em água durante 30 minutos a $73 \pm 2^{\circ}$ F. Esta propriedade também foi avaliada vazando-se gesso nas próteses antes de indução de empenamento, e após indução de empenamento, sendo que a adaptação da prótese sobre este modelo foi comparada com a alteração linear. A prótese superior foi induzida ao empenamento através de dois ciclos de imersão em água: 1) a 100° C durante 15 minutos e resfriamento imediato em água à temperatura ambiente, e 2) inclusão em

gesso e indução de empenamento a 100° C durante 40 minutos e resfriamento rápido em água à temperatura ambiente. Os resultados demonstraram que a contração de molar - a - molar e de bordo - a - bordo foi cerca de 0,1 mm durante os primeiros três meses de uso da prótese, porém não causou efeito clínico na sua adaptação e função; e nenhuma alteração ocorreu na adaptação, quando o gesso foi vazado na prótese. Quando esta foi induzida ao primeiro empenamento houve contração de 0,51 mm de molar - a - molar e 0,33 de bordo - a - bordo, sendo que não mais se adaptou ao modelo de gesso, porém foi confortável durante o uso clínico. Após a segunda indução de empenamento, houve contração de 0,4 mm de molar - a - molar, e 0,6 mm de bordo - a - bordo, num total de 0,9 mm de alteração. Clinicamente esta contração acarretou dor durante a inserção da prótese e grandes áreas de compressão da mucosa, principalmente na região de tuberosidades.

Os autores concluíram que a contração de 0,5 mm e aquela que ocorre durante o processamento da prótese superior não apresentam significado clínico, porém, quando esta alteração é aumentada para 0,9 mm, a prótese não mais se adapta adequadamente ao rebordo alveolar, sendo impossível seu uso clínico.

O método de contorno métrico foi utilizado em 1959 por RYGE & FAIRHURST³⁸ para avaliação das bases de próteses. Estas foram confeccionadas com: a) gel de metilmetacrilato usando a técnica de injeção do molde e calor seco; b) metilmetacrilato- pó e líquido - curadas por compressão do molde e banho de água a 165° F por 8 horas, c) resina à base de estireno, usando a técnica de injeção do molde com pré-aquecimento da resina, e d) metilmetacrilato - pó e líquido - curadas sob pressão de água de um lado e calor seco do outro - processo "HIDROCAST". A avaliação pelo "Contorno Métrico" foi feita imediatamente após a abertura das muflas, depois de 10 dias, 1 mês e 1 ano de armazenagem em água a 37° C. Os autores verificaram que em geral a adaptação logo após a abertura da mufla é muito pobre, e

que após 1 mês houve uma melhora sensível e concluíram que não houve superioridade de adaptação com qualquer dos métodos usados na polimerização.

CRAIG et al.¹³, em 1960, propuseram-se a estudar os fatores físicos envolvidos na retenção das próteses, e com esta finalidade verificaram: a) o ângulo de contato da saliva sobre o polimetil metacrilato; b) tensão superficial da saliva e espessura do filme; e c) as forças que atuam ao tentar separar materiais de base de prótese de uma superfície de vidro com um filme de saliva interposto. A tensão superficial foi medida através de tensiômetro Noüy à temperatura ambiente. O ângulo de contato foi determinado usando a técnica de reflexão de imagem, e as forças de retenção foram medidas usando-se uma carga de 150 g para separar o plástico do vidro com um aparelho desenvolvido pelos autores. Foi concluído que as forças capilares oferecidas pelo filme de saliva são as principais forças físicas envolvidas na retenção de próteses.

ANTHONY & PEYTON⁴, em 1962, investigaram a precisão de adaptação de próteses confeccionadas com vários materiais: a) resina termopolimerizável convencional; b) resina autopolimerizável; c) vulcanite; d) porcelana; e) liga de cromo-cobalto; f) resina epóxica; g) polimetil metacrilato na forma de gel e h) acrílicos de polivinil e poliestereno processados pela técnica de injeção do molde. Cada material foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, e as próteses foram armazenadas em água à temperatura ambiente durante 24 horas e durante 8 meses, simulando o uso da prótese pelo paciente. Os autores verificaram a adaptação das próteses através de um comparador modificado (para possibilitar medidas pantográficas), que fornecia diferenças de medidas entre o contorno das próteses e aqueles do molde de impressão. Os autores concluíram que as próteses que apresentaram melhor adaptação foram aquelas confeccionadas com resinas

autopolimerizáveis devido à menor tensão durante o processamento, pois o mesmo é realizado à baixa temperatura. As resinas polimerizadas através de calor foram consideradas aceitáveis, apesar da contração observada. Segundo os autores, isso ocorreu devido à grande quantidade de resfriamento exigido após ter atingido o estado sólido. As próteses processadas através de injeção do molde mostraram maior contração em relação aos demais materiais, devido à alta temperatura de polimerização. Após um período de armazenagem em água por 8 meses, as dentaduras apresentaram-se estáveis, sendo que as alterações ocorridas foram de natureza expansiva, melhorando a adaptação das próteses.

Em 1964, BAILEY⁶, descreveu dois métodos de transferência dos registros realizados na boca do paciente para o articulador, através da utilização de bases estabilizadoras. Essas bases foram confeccionadas por meio de duas técnicas: 1) enceramento e inclusão, utilizando a técnica de compressão do molde ou métodos mais especializados como a injeção do molde, e 2) adaptação sobre modelo de gesso, de folhas de resina com espessura determinada, através do uso de vácuo ou pressão de ar. Segundo o autor, a utilização de bases estabilizadoras oferecem algumas vantagens como: 1) favorecimento da estética porque são construídas em cor natural, 2) facilidade de detecção de erros de moldagem, 3) facilidade de realização dos movimentos mandibulares do paciente devido à perfeita adaptação. As desvantagens estão relacionadas à união dos dentes artificiais à base, cujas superfícies devem estar perfeitamente limpas. O autor concluiu que a utilização deste tipo de base é um método seguro para registro e transferência para o articulador da relação cêntrica e movimentos mandibulares do paciente.

A polimerização de resina acrílica por irradiação através de microondas é um método de aquecimento dielétrico em que o calor é imediato e uniformemente

transferido tanto para a superfície como para as partes internas da resina. Este método foi relatado pela primeira vez em 1968 por NISHII³³, quando a energia de microondas gerada por um oscilador magnético foi transferida para uma câmara irradiando uma mufla. A energia de microondas é absorvida e imediatamente transformada em calor. Em sua pesquisa, NISHII³³ avaliou a porosidade em amostras de 65,0 x 13,0 x 9,0 mm confeccionadas com resina termopolimerizável convencional, processadas em diferentes formatos de muflas através de energia de microondas durante 9 minutos. O autor também irradiou amostras com dimensões específicas por 9, 10, 11 e 12 minutos e verificou as seguintes propriedades físicas:

- 1) sorção de água: calculada através da imersão das amostras em água destilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ até atingirem peso constante;
- 2) dureza Brinell: através de carga de 25 Kg durante 30 segundos;
- 3) resistência à tração: medida através de máquina AMSLER com carga de 500 g e velocidade de 30 mm por minuto;
- 4) resistência transversal: através de máquina de teste descrita pela A.D.A., esp nº 12 com carga de 500g;
- 5) deflexão transversal: através da mesma máquina anterior com carga de 3.500 e 5.000g;
- 6) repetição da deflexão transversal: através do método de KATO et al 1968;
- 7) resistência à retenção de dentes artificiais: através de aplicação de força com velocidade de 13 Kg por minuto até a fratura;
- 8) adaptabilidade das bases de próteses: observada em amostras secas e úmidas e após armazenagem em água a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 24 dias. A discrepância entre a base e o modelo original pressionados com carga de 300g foi medida através de microscópio em 9 pontos diferentes.

De acordo com os resultados, foi concluído que: a) uma polimerização livre de porosidade pode ser obtida diminuindo a energia de alta frequência; e b) as

propriedades físicas das resinas irradiadas por 11 minutos foram tão satisfatórias quanto às curadas pelo banho de água. Além disso, seria necessário o desenvolvimento de mufas adequadas.

Uma análise da estabilidade dimensional de resinas para base de dentadura produzidas pela técnica de "vazamento" do molde e pelo método convencional de polimerização a frio foi realizada em 1970 por GOODKIND & SCHULTE¹⁹. Foi utilizado um modelo mestre metálico de maxila edêntula, com o qual foram produzidos modelos em gesso especial (tipo IV). Sobre estes modelos foram confeccionadas bases de resina acrílica, usando a técnica de vazamento e a técnica convencional de polimerização a frio. A alteração dimensional foi medida através de um comparador óptico para verificação da diferença na base de resina comparada ao modelo de gesso sobre o qual foi confeccionada. De acordo com os pesquisadores, houve uma contração da base em ambos os métodos, sendo que esta foi maior para a técnica de vazamento em comparação com a técnica de polimerização a frio, principalmente na região do palato. Os autores também verificaram o efeito da absorção de água pelas bases, e através do mesmo método verificaram que não houve alterações dimensionais significantes após armazenagem em água por 6 meses para as bases confeccionadas por ambas as técnicas.

Nesse mesmo ano, DAVENPORT¹⁵ investigou a distribuição e a concentração de *Candida sp* em próteses totais superiores e saliva. Foram preparados esfregaços da superfície em contato com a mucosa de próteses totais superiores e da mucosa palatal de 50 pacientes portadores de estomatite protética. Esses esfregaços foram comparados com aqueles de pacientes com mucosa sadia. Além disso, biópsias foram realizadas, retirando-se uma amostra circular com 3,0 mm de diâmetro da mucosa palatal inflamada de 10 pacientes com estomatite protética. Os pesquisadores

observaram que o número de células com cândida foi maior nos esfregaços das próteses em relação aos da mucosa palatal, resultado confirmado pelas biópsias. Segundo os autores, a estomatite protética está associada com a proliferação da cândida, que ocorre primeiramente na placa bacteriana existente sobre a prótese do que aquela existente sobre a mucosa inflamada, sugerindo que o tratamento deve ser direcionado para reduzir o número de cândida, principalmente sobre as próteses.

Em 1971, YARMAND & GEHL⁵⁴ estudaram a estabilidade dimensional de um material chamado UNIBASE, utilizado como base de prova, sobre a qual são registradas as relações maxilo-mandibulares durante a confecção de próteses totais, e que permanece como base de prótese após o processo de polimerização. O estudo foi realizado em duas partes: uma clínica e outra laboratorial. Para o estudo clínico foram selecionados dez pacientes edêntulos, e o procedimento clínico de rotina para confecção de próteses totais foi seguido até a obtenção dos modelos finais. Quatro orifícios com profundidade de 0,75 mm foram feitos sobre os modelos de gesso, localizados sobre o rebordo residual: um na região de tuberosidade de cada hemi-arco, um na região dos incisivos próximo à linha mediana e o último no centro do palato na região posterior. Sobre esses orifícios foram adaptadas esferas metálicas com 1,0 mm de diâmetro. As distâncias entre as esferas foram registradas na forma de gráficos através de contorno métrico. A seguir, bases de prova foram confeccionadas com UNIBASE através de moldagem a vácuo. Após o registro das relações maxilo-mandibulares, os modelos foram montados em articulador, e o procedimento de enceramento e inclusão foi realizado de acordo com o procedimento de rotina. O preenchimento dos moldes com resina acrílica foi realizado mantendo-se a UNIBASE, e a polimerização foi realizada em banho de água aquecida por 9 horas a 160° F. A seguir, novas medidas foram realizadas, logo após a abertura das muflas e em intervalos de 3 e 6 meses após o uso. Para o estudo laboratorial, foram confeccionadas dez

próteses totais sobre um modelo artificial à semelhança do estudo clínico, sendo que as medidas foram feitas após imersão em água destilada a 100° F à temperatura ambiente nos mesmos intervalos de tempo. Os resultados demonstraram que: 1) as próteses realizadas para o estudo clínico apresentaram pequena alteração dimensional, porém não afetam sua adaptação clínica; 2) após seis meses de uso houve melhora na adaptação; e 3) diferentes temperaturas de água não afetam as bases.

LEONG & GRANT³⁰, nesse mesmo ano, compararam a resistência transversal após reparos, realizados em amostras de polimetil metacrilato, usando várias técnicas e materiais. Corpos de prova de resina convencional termopolimerizável foram polimerizados por 90 minutos a 71° C, seguidos de 30 minutos a 100° C, resfriados à temperatura ambiente sobre bancada, e divididos em cinco grupos:

- 1) grupo A: amostras simulando bases de próteses foram confeccionadas com polimetil-metacrilato de acordo com A.S. nº T II. A seguir, foram seccionadas transversalmente e reparadas;
- 2) grupo B: amostras com 2,0 mm de largura e profundidade x 65,0 mm de comprimento foram cortadas para padronização do tamanho antes do reparo.
- 3) grupo C: amostras com metade do comprimento (curtas) e cortadas antes do reparo.
- 4) grupo D: amostras curtas com tamanho padronizado após o reparo
- 5) grupo E: amostras longas com tamanho padronizado após o reparo.

As amostras foram posicionadas com 1,5 e 3,0 mm de distância e os reparos foram realizados usando três métodos: 1) resina termopolimerizável convencional; 2) resina autopolimerizável curada à temperatura ambiente e 3) resina autopolimerizável curada sob pressão d'água de 50 lb/pol² a 37° C. A resistência transversal foi medida de acordo com a British Standard B.S. 2487, registrando os valores da carga e da deflexão. Os resultados indicaram que a resistência transversal do

reparo realizado com resina termopolimerizável foi cerca de 80% da resistência da base de prótese original. Quando o reparo foi feito com resina quimicamente ativada à temperatura ambiente, a resistência foi de 65% e quando sob pressão d'água foi de 75%. Dentre os reparos com resina termopolimerizável os valores de resistência mais altos foram encontrados para as amostras que sofreram padronização do tamanho após o reparo. De acordo com os autores, quando grande quantidade de resina é utilizada para o reparo e posteriormente cortada para padronização da amostra, a resistência do reparo é maior devido à alta temperatura atingida durante a polimerização. Além disso, as amostras a serem reparadas devem ser separadas por uma distância não superior a 1,5 mm.

SABT et al.³⁹, em 1975, estudaram o efeito de diferentes ciclos de polimerização e materiais de inclusão utilizados na confecção de próteses sobre a porosidade. Setenta amostras com 27,0 mm de diâmetro x 1,0 mm de espessura foram confeccionadas e divididas em cinco grupos de 14 elementos. Cada grupo foi subdividido em 02 subgrupos de acordo com o material de inclusão utilizado, sendo que metade das amostras foram incluídas em gesso Paris, e metade em gesso especial (MOLDANO). Resina acrílica convencional foi inserida nos moldes e polimerizada pelos seguintes métodos:

- 1) banho de água a 160° F por 03 horas, seguido de 01 hora a 212° F;
- 2) banho de água a 150° F por 90 minutos, seguido de 01 hora a 212° F;
- 3) banho de água a 165° F por 08 horas, seguido 1/2 hora em água fervendo;
- 4) banho em água a 140° F por 30 min, 160° F por mais vinte minutos e 212° F por 45 minutos;
- 5) banho de água por 9 horas a 160° F.

As amostras foram polidas, e a gravidade específica foi determinada usando o princípio de Arquimedes, onde todos os corpos de prova foram pesados em ar com

balança hidrostática e a densidade calculada em g/cm^3 . Os resultados indicaram que o gesso utilizado não tem efeito sobre a porosidade quando dos 2º e 3º ciclos de polimerização.

HARRISON et al.²⁰, em 1977 propuseram-se a estudar o efeito do tempo sobre as propriedades físicas de reparos realizados com resina acrílica autopolimerizável. Amostras de resinas acrílicas termo e autopolimerizáveis, medindo 2,6 mm de espessura x 10,1 mm de largura x 70,0 mm de comprimento, foram confeccionadas, sendo que as termopolimerizáveis foram curadas a 70º C durante 7 horas e a 100º C por mais 1 hora. Posteriormente os corpos de prova foram fraturados e o reparo realizado com resina acrílica autopolimerizável, deixando uma fenda de 3 mm entre as partes fraturadas. O reparo foi curado a 37º C sob pressão de água de 30 lb/pol² durante 15 minutos. A seguir as amostras foram reduzidas ao tamanho original. O teste de resistência transversal foi realizado em máquina Instron com velocidade de 0,5 cm/min, sendo que amostras foram testadas em água. A dureza foi medida com aparelho WALLACE com profundidade da indentação de 0,2 mm, e a resistência ao impacto das amostras autopolimerizáveis com máquina HOUNSFIELD PLASTICS. Todos os testes foram realizados em amostras das duas resinas após o reparo em intervalos de 1 dia, 1 semana e 1 mês. Os resultados indicaram que a resistência dos reparos aumentam com o tempo, atingindo proporção significativa em 24 horas e o máximo entre 1 dia e 1 semana. Desta forma, os autores sugerem que próteses reparadas devem ser instaladas na boca preferencialmente após 24 horas do procedimento laboratorial.

Em 1978, JAGGER²⁵ investigou o efeito do ciclo de cura sobre o grau de polimerização de resinas acrílicas e suas propriedades mecânicas. Amostras de resina termopolimerizável convencional foram preparadas misturando-se polímero e

monômero na proporção de 3,5 para 1 por volume e polimerizada através de quatro diferentes ciclos: 1) 7 horas a 70° C; 2) 14 horas a 70° C; 3) 1 hora a 100° C e 4) 7 horas a 70° C mais 1 hora a 100° C. Para se estudar a estrutura do polímero, as amostras foram imersas em ácido nítrico 80% durante 5 segundos, lavadas em água e secas com ar comprimido. A seguir foram examinadas e fotografadas através de lupa ZEISS ULTRAPHOT. A viscosidade da solução foi investigada através da dissolução de 5g de polímero em 100 ml de clorofórmio em banho de água com temperatura controlada a $20 \pm 0,5^\circ \text{C}$, e medida com viscosímetro de acordo com a B.S.S. 188. A quantidade de monômero residual foi determinada através de cromatografia gasosa. Testes de dureza foram realizados em microdurômetro WALLACE, e de resistência transversal em máquina Instron com velocidade de 5,0 cm/min. Finalmente, a sorção de água foi verificada através do peso de amostras secas e amostras imersas em água destilada a 37° C durante 1 a 24 horas. O ganho de água foi expresso como a porcentagem de aumento do peso da amostra após remoção do dessecador. Os pesquisadores verificaram que o ciclo de cura não tem importância sobre a dissolução do polímero no monômero, sendo improvável que a proporção matrix/polímero residual interfira nas propriedades mecânicas. O ciclo de polimerização de 7 horas a 70° C, acrescido de 1 hora a 100° C, produziu amostras com alto grau de polimerização e, conseqüentemente, com maiores valores de dureza e resistência transversal, garantindo amostras sem poros e com alto peso molecular. Também foi observado que existe correlação entre monômero residual, dureza, resistência transversal e sorção de água, sugerindo que a concentração de monômero residual é o parâmetro mais importante na determinação das propriedades do material.

Nesse mesmo ano, KAWAZOE & HAMADA²⁶ estudaram o papel da saliva na retenção de próteses totais superiores através de 3 séries de experimentos. Para eliminar qualquer efeito mecânico ou fisiológico, os autores realizaram um primeiro

experimento para estabelecer a relação entre o fluido palatal e forças de deslocamento. Através de um aparelho desenvolvido para medir a força de deslocamento, bases de próteses que se estenderam 3,0 mm além da crista alveolar e 3,0 mm além da linha do post-damming foram testadas e as medidas registradas em 1,2,3,4 e 5 minutos após inserção da base com e sem estimulação ácida (ácido tartárico 0,25 M), em 6 pacientes com 50 a 80 anos de idade que possuíam bastante ou pouco fluido palatal. A magnitude da força requerida para o deslocamento da base foi assumida como a medida de sua retenção. Outra série de experimento foi feita para se obter a relação entre a mudança no volume salivar e as forças de deslocamento, através da determinação da resistência elétrica da membrana mucosa palatal com maior ou menor volume de saliva. O último experimento foi feito para se avaliar a alteração do volume salivar durante movimento de mastigação através da alteração da resistência elétrica da mucosa palatal, registrada durante o uso da prótese confeccionada com pobre retenção (sem a parede vestibular) ou com boa retenção. Os resultados indicaram que no primeiro experimento a força máxima de deslocamento foi observada após 2 minutos da inserção da prótese com estimulação ácida em paciente que possuía bastante fluido palatal, porém, após 5 minutos, a força de deslocamento sem estimulação ácida foi maior. Em pacientes com pouco fluido palatal, a força de deslocamento com estimulação ácida foi maior. Os resultados do segundo experimento demonstraram que a força de deslocamento da prótese aumenta gradualmente com a diminuição da resistência elétrica, ou seja, existe um volume salivar ótimo que resulta em maior força retentiva. Esse volume ótimo de saliva é atingido durante mastigação, onde o excesso de saliva é escoado, e permanece um volume mínimo entre a base e o palato. Após o terceiro experimento, os autores verificaram que a resistência elétrica diminui gradualmente durante o uso da prótese com má retenção, ou seja, quando a prótese é instalada na boca, a saliva presente em excesso causa uma diminuição da resistência elétrica. No entanto, durante o uso dessa prótese com pouca retenção, a camada de saliva se torna mais espessa, porém há um

aumento na resistência devido ao fechamento da mandíbula que diminui o volume salivar durante a mastigação. Em paciente portador de prótese com adequada retenção (com bordas vestibulares), a resistência elétrica também aumenta quando a prótese é colocada na boca, porém diminui com o uso. Os autores concluem que o escoamento de saliva é maior na prótese com pouca retenção, no entanto quando o volume salivar entre a base e o palato é ótimo, o escoamento de saliva é mínimo.

O efeito de gradientes de temperatura sobre as propriedades de resinas acrílicas polimerizadas através do calor ou temperatura ambiente foi verificado por FARAJ & ELLIS¹⁸ em 1979. Amostras de resinas termo e autopolimerizáveis foram feitas a partir da inclusão de discos metálicos com 50,0 mm de diâmetro x 8,0 mm de espessura. Após o preenchimento dos moldes, pares termoeletricos foram adaptados tanto no gesso próximo à parede da mufla, como na resina, no centro da massa e na periferia, através de orifícios na mufla metálica. A resina termopolimerizável foi curada a 70° C e 100° C. A densidade das amostras foi determinada pelo peso em ar e em água a 21 ± 1° C imediatamente após a abertura da mufla e após condicionar peso constante em dessecador. As alterações dimensionais durante o processamento foram medidas relativas às dimensões de círculos marcados no gesso. O módulo de elasticidade foi verificado em corpos de prova de 6,0 cm de comprimento x 1,0 cm de largura x 1,7 mm de espessura, através de carga de 100 g/minuto em três pontos, e a deflexão foi medida através de microscópio. Segundo os autores, a resina autopolimerizável completa sua cura satisfatoriamente sem temperatura exotérmica elevada, e isto depende da espessura da amostra. No entanto, durante a cura em banho de água aquecida, o centro da massa da resina termopolimerizável apresentou um "atraso" em atingir a temperatura da água do banho durante o processamento, ou seja, existe um determinado período de tempo para que o centro da massa de resina consiga atingir a mesma temperatura do banho de água. Nenhuma porosidade foi encontrada para esta resina, quando curada a 70° C,

porém quando processada a 100° C, a porosidade foi observada quando a temperatura exotérmica atingiu 136° C, ultrapassando o ponto de ebulição do monômero. Houve contração dimensional de 0,53 e 0,26% e densidade de 1,19 e 1,18 para as resinas termo e autopolimerizáveis, respectivamente.

Em 1979, BARCO et al.⁷ propuseram-se a estudar *in vivo* e *in vitro* a adaptação de próteses após o reembasamento e a estabilidade dimensional das mesmas em função. Para o estudo *in vitro*, foi utilizado um modelo metálico superior edentado, sobre o qual foram construídas bases de próteses com e sem dentes artificiais, utilizando resina acrílica termopolimerizável convencional, curada em banho de água por 1,5 hora a 150° F, seguida de elevação da temperatura a 165° F por 7 horas, e finalmente a 212° F por mais 30 minutos. Após refrigeração sobre bancada, as amostras foram armazenadas em água durante 28 dias. A adaptação foi verificada através do peso de um material de impressão (silicona de baixa viscosidade) interposto entre a base de prótese e o modelo metálico sob carga de 4,2 libras. Este processo foi repetido cinco vezes para cada amostra. A seguir, estas foram reembasadas com resina acrílica autopolimerizável curada durante 20 minutos sob pressão d'água de 22 libras, e a adaptação verificada novamente pela mesma técnica. Para o estudo *in vivo*, a estabilidade das próteses, quando em função, foi avaliada antes e após o reembasamento, através da instalação de sensores magnéticos nos bordos posteriores direito e esquerdo das mesmas, localizados de 4 a 5 mm acima do plano oclusal adjacente ao segundo pré-molar e primeiro molar, capazes de detectar movimentos horizontais e verticais. O teste foi realizado de forma que os pacientes mastigavam uma amostra de 1,2 cm de diâmetro x 0,5 cm de espessura de material condicionador tecidual antes e após o reembasamento. Os resultados indicaram que houve aumento na distorção das bases de próteses construídas com dentes antes do reembasamento. Além disso, a adaptação de todas as amostras foi melhor após o reembasamento. Com relação

ao estudo *in vivo*, os dados revelaram que não houve diferenças significantes na estabilidade após o reembasamento, apesar dos dados sugerirem tendência definitiva de redução de movimento após o reembasamento. A diferença na distorção de próteses com ou sem dentes pode ser devido ao comportamento térmico da resina abaixo da temperatura de transição vítrea. Os dentes ficam firmemente unidos ao gesso e a resina acrílica polimerizada sela perfeitamente os dentes. Quando ocorre a contração térmica da resina, os dentes ficam firmemente no lugar e provavelmente induzem tensões complexas na base da prótese. Quando a mufla é aberta, ocorre liberação das tensões, causando distorção. Quando não existe a presença de dentes, a resina fica livre para contrair contra o modelo.

McCABE & WILSON³², em 1980, mediram a temperatura de transição vítrea de resinas acrílicas polimerizadas por dois métodos: 1) por meio de calor e 2) curadas a frio. As resinas utilizadas foram: 1) resinas convencionais termopolimerizáveis, 2) resinas autopolimerizáveis, 3) resinas de alto impacto, 4) policarbonato, 5) resinas usadas para técnica de vazamento e 6) material vinílico.

Foram confeccionadas amostras de 60,0 x 60,0 x 3,0 mm para todos os materiais, exceto para o policarbonato, cujos corpos de prova de forma cilíndrica mediram 6,0mm de diâmetro x 1,0 mm de espessura. Todas as amostras foram pesadas, e a temperatura de transição vítrea foi medida através de Escalonamento Diferencial Calorimétrico (D.S.C.), sendo os corpos de prova encapsulados em recipiente de alumínio e os testes realizados em nitrogênio líquido sob pressão de 138 N/ mm³ e quatro velocidades para cada amostra: 5^o C/min, 10^o C/min, 20^o C/min e 40^o C/min. Foi observado que o policarbonato tem a mais alta temperatura de transição vítrea, enquanto o vinílico tem a menor. Em geral, as resinas polimerizadas por meio de calor têm maior temperatura de transição vítrea do que aquelas curadas a frio e do tipo

vazáveis. Segundo os autores, para se evitar alterações dimensionais, devido ao “creep”, é vantajoso possuir alto valor de temperatura de transição vítrea.

A aplicação de energia de microondas para polimerização de resinas acrílicas dentais foi estudada em 1983 por KIMURA et al²⁹. Os autores utilizaram resinas termopolimerizáveis convencionais, sendo uma transparente e outra colorida. Para a manipulação da resina transparente foi utilizada a proporção pó:líquido de 2,4:1, e para a resina colorida de 1:1 em peso. Através dessa proporção foram preparadas misturas com pesos de 7g, 15g e 21 g, polimerizadas através de microondas durante 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 e 40 minutos, para se verificar quanto tempo seria necessário para que atingissem a fase plástica e a polimerização completa. Também foram verificadas as seguintes características:

- 1) adaptação das bases de próteses polimerizadas através dos seguintes métodos: a) banho de água elevando a temperatura para 100° C em 60 minutos e permanecendo em água fervente por mais 30 minutos; e b) energia de microondas por 3 minutos.
- 2) estabilidade de cor e formação de fendas em próteses totais construídas com dentes de resina e de porcelana, curadas através dos métodos descritos no item anterior.
- 3) deformação do gesso pedra dental em amostras de 30,0 X 50,0 mm irradiados por energia de microondas durante 05 a 20 minutos, através da medida do diâmetro e da altura das mesmas, após refrigeração em temperatura ambiente.
- 4) porosidade em amostras de:
 - a) 5,0 mm de espessura de resina transparente curada em microondas durante 2, 3, 5, 10 e 15 minutos refrigeradas em temperatura ambiente;

- b) 10,0 mm de espessura de resina transparente, polimerizada em microondas durante 3 minutos e refrigeradas através das seguintes condições: 1) em gelo (0° C); 2) em água corrente (15° C) e 3) em ar (20° C);
- c) 1,5 e 3,0 mm de espessura irradiada por 3 minutos;
- d) 3,0 mm de espessura contendo grampo de Cr-CO com 0,9 mm de diâmetro, polimerizadas por: 1) energia de microondas durante 3 minutos; e 2) banho de água elevando a temperatura para 100° C em 60 minutos e permanecendo em ebulição por 30 minutos.

Os resultados indicaram que:

- 1) embora a mistura monômero-polímero geralmente atinja a fase plástica em 15-20 minutos à temperatura ambiente, este tempo pode ser diminuído com o uso de microondas, e a mistura se torna mais homogênea.
- 2) quanto maior o peso da mistura monômero-polímero, maior será o tempo necessário para atingir a fase plástica.
- 3) a adaptabilidade da base de prótese curada em microondas foi superior àquela obtida pelo banho de água.
- 4) a alteração de cor ou fendas entre dentes artificiais e bases foram raramente observadas em ambas as próteses.
- 5) deformação do gesso pedra foi raramente observada.
- 6) a porosidade foi raramente observada em resinas curadas por 3 minutos e foi menor para amostras refrigeradas em ar. Os grampos de CR-CO não influenciaram a polimerização da resina por microondas, e não foi observada porosidade ao redor dos mesmos.

KIMURA et al.²⁷, continuando seus estudos, no ano seguinte verificaram a adaptabilidade de próteses confeccionadas com resinas acrílicas convencionais,

polimerizadas por energia de microondas e por banho de água, através da medida do espaço entre o modelo original e a base de resina realizada através de microscópio (NIKON), em 5 pontos diferentes da região posterior da base de prótese. Neste estudo os autores desenvolveram o tipo de mufla confeccionada em plástico reforçado. As resinas foram preparadas seguindo a proporção polímero/monômero de 2:1 em peso, e polimerizadas através de microondas por 2,5 min, a 500 e 200 W tanto do lado superior como inferior; e através do banho de água, permanecendo 40 min a 65° C e mais 30 minutos em água em ebulição. Desta forma foram confeccionadas bases com espessura de 3 a 4,5 mm na região da crista alveolar e 1,5 mm na região do palato. Para se medir alterações de temperatura, um par termoeletrônico foi ajustado na base de resina e no revestimento de gesso. A adaptação das bases foi medida em diferentes condições: a) imediatamente após a remoção da mufla, b) após 20 dias de armazenamento a 20 ° C, e c) após o mesmo tratamento do item b acrescido de armazenamento por mais 2 dias em solução salina a 20 ° C. Os resultados indicaram que bases de resina polimerizadas por microondas mostraram melhor adaptação, e esta não foi afetada pelos diferentes meios de armazenamento, enquanto as bases curadas através do banho de água demonstraram desadaptação quando mantidas por longo período de tempo em ambiente a 20 ° C. Além disso, diferentes espessuras entre a região do palato e a porção da crista alveolar aumentam a desadaptação, sendo que a contração de polimerização é maior nas porções mais espessas. Os autores explicam o fato devido aos diferentes gradientes de temperatura atingidos pelos dois métodos de cura, onde, durante a irradiação por microondas, a temperatura da resina e do centro do revestimento de gesso atinge 65 ° C em apenas 1,5 minuto, ao passo que durante o banho de água aquecido para atingir esta mesma temperatura são necessários 30 minutos. Segundo os autores, este pequeno gradiente de temperatura resulta em melhor adaptação das bases polimerizadas por energia de microondas.

HUGGET et al.²³, em 1984, propuseram-se a estudar os efeitos sobre a estabilidade dimensional, quando é adicionado ao ciclo de polimerização convencional das resinas acrílicas um período final em que a resina permanece em água fervente. Um modelo metálico, simulando uma mandíbula edêntula e possuindo demarcações nas regiões anterior e posterior, foi moldado com silicona e vazado com gesso pedra. As distâncias entre as demarcações no modelo de gesso foram medidas por comparador ótico. Placas-base foram confeccionadas sobre os modelos de gesso e polimerizadas em banho de água através dos seguintes ciclos:

- 1) 14 horas a 70° C (ciclo longo);
- 2) 14 horas a 70° C, mais 3 horas a 100° C (ciclo longo);
- 3) água em ebulição com remoção da fonte de calor por 20 minutos até a temperatura atingir 68° C, aí permanecendo por 20 minutos, e retornando ao ponto de ebulição por mais 20 minutos (ciclo médio);
- 4) água em ebulição com remoção do calor por 20 minutos e retornando ao ponto de ebulição por mais 10 minutos (ciclo curto).

As demarcações do modelo reproduzidas na resina foram medidas 24 horas após a polimerização, e após saturação em água a 37° C por um mês; e comparadas às medidas do modelo de gesso sobre o qual foram processadas. De acordo com os resultados foi observado que todas as bases, independente do ciclo de cura utilizado, sofreram contração e apresentaram expansão após saturação em água. Essa expansão não compensa a contração prévia, uma vez que todas as bases saturadas foram menores que o modelo original. No entanto, a porcentagem de contração foi pequena (1%), não apresentando significado clínico. O acréscimo na temperatura da água de 100° C prejudicou a precisão dimensional da base de prótese, apesar deste efeito também não apresentar significado clínico.

As propriedades físicas da resina termopolimerizável convencional curada pelo banho de água e por energia de microondas foram estudadas em 1985 por REITZ et al.³⁷. Foram confeccionadas 20 amostras com 25,0 x 12,0 x 2,5 mm de dimensão e 20 corpos de prova com maior espessura (3,0 x 1,0 x 1,0 cm). Metade das amostras de ambas as dimensões foram polimerizadas em banho de água a 165^o F durante 8 horas, e a outra metade em forno microondas a 400 W por 2 e 1/2 minutos de cada lado. A seguir foram confeccionadas mais 10 amostras espessas, curadas em forno microondas equipado com prato giratório a 90 W por 6 1/2 minutos de cada lado. As propriedades investigadas foram: dureza com Impressora BARCOL, resistência transversal em máquina INSTRON com velocidade de 0,125 cm/min e porosidade. Para estudar a porosidade, as amostras foram polidas, imersas em tinta preta e repolidas, sendo o número de poros contidos em uma área de 2,4 x 1,9 mm contados com aumento de 20 vezes. As amostras mais espessas foram seccionadas ao centro, e a superfície cortada foi examinada quanto à presença de poros. Os resultados demonstraram que não houve diferenças na porosidade entre os métodos de cura para as amostras mais finas, porém para aquelas mais espessas foi observada porosidade na região central, quando curadas por microondas. De acordo com os autores, a porosidade pode ser reduzida, aumentando-se o tempo e diminuindo-se a potência durante a cura através de microondas.

Em 1986 WOLFAARDT et al.⁵³ estudaram a ocorrência e a natureza da porosidade em resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis. Foram confeccionadas 128 amostras com variação na espessura de $\pm 0,1$ a 4,5 mm com resina acrílica convencional polimerizadas pelo ciclo padrão de acordo com a especificação nº 12 da A.D.A., e pelo ciclo rápido, inserindo as amostras em água fervente por 60 minutos. Para verificação da porosidade, cada amostra foi dividida em três regiões: zona periférica, zona média e zona central; e foi examinada quanto à presença, concentração,

tamanho, forma e posição dos poros em microscópio com transluminação e aumento de 25 ou 8 vezes. Segundo os autores, as seguintes variáveis durante o processamento da resina podem resultar em formação de poros: 1) contração de polimerização, 2) inclusão de gases, 3) homogeneidade inadequada da massa, sendo que estes fatores que afetam a porosidade são mais ativos em sessões espessas de polimetil metacrilato do que em sessões finas.

Em 1986 um estudo comparando a resistência à compressão até o ponto de fratura entre resinas acrílicas polimerizadas por banho d'água e por energia de microondas foi realizado por HAYDEN²¹. Foram utilizadas três resinas termopolimerizáveis: a) a primeira contendo copolímeros de metil metacrilato; b) a segunda, uma resina de polimetil metacrilato contendo partículas de borracha, resistente ao impacto; e c) e uma terceira, considerada padrão- resina de polimetil metacrilato. Foram confeccionadas bases de próteses totais, com 2,0 mm de espessura. Os moldes foram prensados, e quatro métodos de polimerização foram utilizados:

- 1) banho de água aquecido a 163° F por 9 horas (ciclo longo);
- 2) banho de água aquecido a 163° F por 1,5 horas (ciclo curto);
- 3) energia de microondas a 700 W por 2 minutos de cada lado da amostra;
- 4) energia de microondas a 90 W por 6 e 1/2 minutos de cada lado do corpo de prova;

Após a polimerização, as amostras foram refrigeradas por 30 minutos em ar e 15 minutos em água fria, e submetidas aos testes de resistência à compressão em máquina INSTRON, sendo anotada onde a energia absorvida no ponto da fratura. A análise estatística dos dados revelou diferenças significantes entre o ciclo curto em banho de água e os métodos de cura em microondas, sendo que as resinas curadas pelo último método apresentaram menores valores de resistência à compressão. A resina acrílica contendo partículas de borracha apresentou maior resistência em relação à resina

padrão. De acordo com o autor, é possível que a menor resistência das amostras curadas em microondas seja devido à rápida polimerização e formação de cadeias curtas de polímeros com baixo peso molecular, enquanto amostras polimerizadas pelo ciclo longo contêm características de absorção de energia devido à formação de cadeias longas com alto peso molecular.

Continuando seus estudos sobre o métodos de polimerização através de energia de microondas, KIMURA et al.²⁸, em 1987 desenvolveram gessos com diferentes composições para tal tipo de cura e avaliaram a adaptabilidade das bases de próteses. O material utilizado foi gesso pedra dental reforçado com: alumínio (200-600 mesh), ferro (250 mesh), carvão vegetal, e fibra de carbono (1-5 mm), sendo que a proporção de água usada foi 0,24 por peso. Pares termoclétricos foram colocados no modelo de gesso e no revestimento, sendo a temperatura registrada em intervalos de 30 seg.. Resina convencional (ACRON nº 5 GC) foi usada na proporção polímero/monômero de 2,6 p/ 1 em peso e polimerizada em forno de microondas com prato giratório durante 90 ~ 180 seg a 500 W. A adaptação das bases sobre o modelo mestre foi medida em 5 regiões diferentes, na porção posterior das mesmas. Os resultados indicaram que o pó de alumínio de 300 mesh foi o material de reforço mais eficiente do gesso para aquecimento em microondas, porém em concentrações superiores a 10% em peso interfere no aquecimento. A adaptabilidade das bases polimerizadas por 150 seg com esses materiais, contendo 20 e 30% em peso de pó de alumínio, foi respectivamente 20 e 50% melhor em relação aos materiais convencionais.

Em 1987, SANDERS et al.⁴² estudaram a diferença na quantidade de porosidade formada em resinas acrílicas após a polimerização por microondas resfriadas subitamente ou então através do resfriamento lento sobre a bancada até a temperatura ambiente. Os autores também compararam dois métodos de polimerização

em microondas com o método convencional do banho de água. Os corpos de prova consistiram de blocos 4,3 x 1,0 x 1,0 cm preparados com cinco diferentes marcas de resina acrílica, sendo uma especialmente fabricada para a polimerização em microondas. Cada resina foi prensada nos moldes e então polimerizada por meio de três técnicas: 1) banho de água a 170^o F por nove horas e resfriada subitamente por 20 minutos em água corrente; 2) irradiação de microondas a 90 W em forno com prato giratório por 6 1/2 minutos de cada lado na amostra e após 15 minutos foi resfriada em água corrente por 45 minutos; 3) polimerização em microondas da mesma forma anterior e resfriada à temperatura ambiente por 2 e 1/2 horas. As amostras foram polidas e tinta nanquim foi aplicada sobre a superfície para avaliação da porosidade. As mesmas foram repolidas e então examinadas por três pesquisadores previamente calibrados. Os resultados indicaram que houve uniformidade na formação dos poros para todas as resinas e técnicas de cura. A resina especialmente formulada para uso em microondas exibiu menor nível de porosidade que as demais, fato este que talvez possa ser atribuído à diferença de composição destas resinas, que apresentam na sua fórmula monômeros de metil e etil metacrilato.

A resina mais comumente usada na confecção de próteses é o polimetil metacrilato. A polimerização é uma reação que exige a ativação de um iniciador (peróxido de benzofila), criando radicais livres que iniciam a reação em cadeia. Essa reação é ativada pelo calor, porém, quando o monômero atinge sua temperatura de ebulição (100,8^o C), cria bolhas e porosidade no interior da resina. Para evitar porosidade, a reação deve ser conduzida da forma lenta e a baixa temperatura. De acordo com De CLERCK¹⁶, em 1987, a energia de microondas pode ser utilizada para gerar calor no interior da resina, eliminando a necessidade da transferência de calor da água quente através de várias estruturas, como a mufla e gesso pedra e modelo até atingir a resina. Segundo o autor, a energia de microondas economiza tempo e custo,

com a vantagem de conter menor quantidade de monômero residual e oferecer as mesmas propriedades físicas, quando comparada ao método convencional de polimerização.

Ainda nesse ano, POLYZOIZ et al.³⁶ comparam a alteração dimensional linear de três resinas para base de prótese de polimerização rápida através de banho de água em ebulição, com resina convencional e de alta resistência ao impacto. Vinte e cinco próteses totais superiores foram confeccionadas contendo quatro pontos de referências demarcados sobre a base de prótese: um na região vestibular anterior, um na região vestibular dos molares de cada hemi-arco e um na região posterior do palato. Outros quatro pontos de referência foram demarcados sobre os dentes artificiais: centrais e molares. Os ciclos de polimerização utilizados foram: 25 e 20 minutos em água fervente para as três resinas de polimerização rápida, e 8 horas a 70^o C para a resina convencional e de alto impacto. As medidas entre os pontos de referência sobre a base de prótese e sobre os dentes artificiais foram realizadas durante a fase de enceramento da prótese, após o processamento, porém antes da demuflagem, após a demuflagem e após as próteses permanecerem armazenadas em água destilada à temperatura ambiente por 1 semana. Todas as medidas foram feitas através de compasso calibrado. Os resultados indicaram que todas as resinas apresentaram contração tanto na base como nos dentes artificiais. A contração linear das bases e a distância entre os dentes foi menor que 1%, sendo que as alterações das distâncias de bordo a bordo, e de molar a molar foram menores que 0,5 e 0,2 mm respectivamente. As próteses confeccionadas com resina de polimerização rápida apresentaram menor distorção na região do palato. Os autores concluem que, embora a alteração linear encontrada possa ser insignificante clinicamente, existe a necessidade da realização de estudos clínicos para se estabelecer a correlação com os achados laboratoriais.

As propriedades físicas de resinas acrílicas polimerizadas por microondas e pelo método convencional de banho de água foram estudadas em 1988 por TRUONG & THOMASZ⁴⁸. Amostras com dimensões específicas para testes de resistência transversal (realizados de acordo com a padrão australiano 1043-1971), dureza Knoop, sorção de água, perda de massa por lixiviação, porosidade e extração do solvente, foram confeccionadas com quatro diferentes resinas. Na polimerização feita por banho de água, as amostras foram imersas diretamente em água fervendo, sendo a fonte de calor imediatamente desligada, após 20 minutos reaplicada e então permanecendo por 10 minutos. Para cura em microondas, a resina preparada foi pré-polimerizada durante 1 min a 90 W, e posteriormente as amostras usadas para avaliação da porosidade foram curadas por um dos seguintes ciclos: 1) 13 min a 90 W, 2) 24 min a 90 W, 3) 30 min a 90 W 4) 6 min a 60 W e 6 min a 90 W, todos os ciclos seguidos de 2 minutos a 500 W. Para os demais testes o método nº 1 de polimerização foi usado. Após a cura, as amostras foram resfriadas em água corrente por 20 minutos. Os resultados indicaram que não houve diferença entre os valores de resistência transversal e dureza para os dois métodos de cura. A porosidade foi observada em todas as amostras e foi atribuída ao excessivo calor da reação, que pode ser reduzida pelo controle da potência no início da reação. Segundo os autores, a resina deve ser curada durante os primeiros 6 minutos a 60 W e então a potência deve ser aumentada para 90 W durante 6 minutos, com pós-cura a 500 W por 2 minutos, evitando-se assim a porosidade. O método de cura em banho d'água mostrou maior concentração de monômero residual.

AL DOORI et al.¹, em 1988, interessados em estudar a aplicação de microondas na polimerização de resinas acrílicas, realizaram um experimento verificando as propriedades físicas das resinas polimerizadas por este método. Os autores utilizaram quatro resinas: 1) uma padrão, 2) outra com alta resistência ao impacto, 3) uma terceira resina, homopolímero do polimetil metacrilato cujo monômero

usado foi metil metacrilato puro, 4) resina experimental onde o polímero é o mesmo do terceiro material, porém o monômero foi alterado pela adição de 0,025% de dimetil - p - toluidina como ativador inicial e 5% de agente de ligação cruzada - dimetacrilato de etileno - glicol. As amostras incluídas em muflas de poliéster reforçadas com fibras de vidro foram polimerizadas em forno microondas com prato giratório por 24 min a 70 W. Aquelas submetidas ao método convencional foram incluídas em muflas metálicas e polimerizadas durante 7 horas a 70° C e mais 3 horas a 100° C. Somente a resina experimental foi polimerizada durante 20 min em água em ebulição. O conteúdo de monômero residual foi determinado por cromatografia gasosa e o peso molecular dos componentes do pó foi verificado também por cromatografia GPC. Os pesquisadores verificaram que os 3 primeiros materiais apresentaram nível mínimo de monômero residual (0,3%) quando polimerizados em banho de água, o quarto material apresentou um nível ligeiramente maior. Quando polimerizados em microondas, o nível de monômero residual foi bem elevado em relação ao mínimo, e para a resina experimental foi 2,5 vezes mais elevado em relação aos demais materiais. Com relação ao peso molecular todas as amostras apresentaram valores acima de 10^5 . Com o método de banho de água por 20 minutos, para o material 4 não houve porosidade em amostras com até 7 mm de espessura; no entanto, usando o mesmo material polimerizado no microondas, a espessura máxima para evitar os poros é de 3 mm.

Em 1989, TAKAMATA & SETCOS⁴⁵ fizeram uma revisão da literatura sobre precisão dimensional de resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos: a) convencional, b) químico, c) por energia de microondas e d) através de luz visível. Concluíram que o stress introduzido durante o processamento das resinas termopolimerizáveis pode levar a uma distorção das bases. A ativação química ou por luz visível ou por energia de microondas constituem-se em alternativas na intenção de melhorar a precisão dimensional das próteses assim como a técnica de processamento.

Em 1989 LEVIN et al.³¹ realizaram uma revisão bibliográfica sobre o uso de energia de microondas para polimerizar resinas acrílicas. Segundo os autores, as propriedades físicas das resinas curadas por este método podem ser exageradas, e existe a necessidade de desenvolvimento de materiais e métodos de processamento adequados, e pesquisas sobre as propriedades físicas devem continuar. Próteses polimerizadas em microondas têm a vantagem do curto tempo de cura, facilidade de manipulação e limpeza. As desvantagens estão relacionadas à mufla plástica especial para este método, que são relativamente caras e podem se quebrar após processamento de muitas próteses.

A precisão dimensional de próteses confeccionadas com resinas acrílicas:

a) polimerizadas por ativação química sob pressão d'água de 5,5 unidades atmosféricas; b) pelo método convencional do banho de água aquecido a 70° C por 20 minutos e 100° C por mais 30 minutos, ou ainda por imersão das amostras em água fervente por 30 minutos; c) por luz visível aplicada no lado externo durante 2 minutos e no lado interno por 6 minutos; e d) por energia de microondas a 500 W durante 3 minutos, foi avaliada em 1989 através de um estudo realizado por TAKAMATA et al.⁴⁶. Utilizando um modelo padrão metálico de maxila desdentada, os autores confeccionaram modelos em gesso tipo IV e sobre esses foram construídas próteses totais utilizando as seguintes resinas: 1) resina termopolimerizável convencional, 2) resina quimicamente ativada, 3) resina ativada por luz visível e 5) resina específica para microondas, todas polimerizadas pelos métodos citados acima. A avaliação da adaptação das próteses ao modelo metálico foi feita através de dois métodos: 1) através da diferença de peso de uma silicona de adição colocada entre a base das próteses e o modelo metálico sob carga de 7,2 libras e 2) pela medida, através de microscópio do espaço de desadaptação criado em cinco diferentes regiões entre as próteses e o modelo

metálico sob a mesma carga citada. Foi verificado que todos os grupos mostraram contração dimensional, porém as resinas acrílicas polimerizadas por ativação química pela técnica de vazamento e por energia de microondas foram aquelas que produziram as próteses melhor adaptadas, ao contrário da resina polimerizada pelo banho de água fervente por 20 minutos que mostrou os piores resultados em termos de adaptação. A resina ativada por luz visível demonstrou uma adaptação intermediária.

Um estudo comparando a precisão dimensional, porosidade e outras propriedades físicas, usando o método convencional e a polimerização por microondas, foi conduzido em 1989 por SHLOSBERG et al⁴³. Para a confecção das próteses totais os autores utilizaram resina convencional. Os ciclos de polimerização usados foram: a) banho de água a 74° C durante 8 horas, seguido de aquecimento a 100° C por 1 hora; b) irradiação de microondas por 90 seg a 90 W com mufla em posição vertical e 90 seg a 500 W em posição horizontal. As muflas foram removidas do forno, resfriadas durante 20 minutos em bancada e a seguir colocadas sob água corrente. As próteses foram acabadas e a seguir armazenadas em água destilada por 21 dias a 37° C. A precisão dimensional foi verificada através do peso de uma silicona de adição interposta entre a base de resina e o modelo mestre metálico sob carga de 3,36 Kg. A porosidade foi verificada através de um corte nas próteses, na região dos primeiros molares, sendo a superfície do corte polida e avaliada com aumento de 10 vezes. Amostras de 6,5 x 1,0 x 0,3 cm das resinas curadas pelos dois métodos foram polidas e armazenadas 21 dias em água para a realização dos seguintes testes: 1) densidade: calculada pela divisão do peso pelo volume da amostra; 2) resistência transversal: observada através de uma máquina INSTRON - 1123 com velocidade de 1 mm/min.; 3) dureza Knoop: avaliada sob carga de 20 g; 4) monômero residual: verificado por espectroscopia infra-vermelha; 5) Resistência da Resina em reparos: sendo as amostras reparadas com o uso de resina convencional polimerizada em microondas e resina autopolimerizável. As amostras

foram posicionadas com 1,5 mm de distância e testadas pelos métodos já descritos. Além disso, próteses parciais removíveis foram confeccionadas e polimerizadas com energia de microondas e banho de água e testadas quanto à dureza Knoop, porosidade e adaptação da resina tanto ao metal quanto aos dentes artificiais. Os resultados indicaram que não houve diferença na adaptação das próteses com os dois métodos de polimerização. O mesmo ocorreu com as demais propriedades, apenas a dureza Knoop das resinas em região próxima à estrutura metálica das P.P.R. foi menor, quando da polimerização por microondas.

Um estudo comparando a resistência transversal, dureza e porosidade de duas resinas formuladas para polimerização por energia de microondas (ACRON-MC e JUSTI-MC) com uma resina convencional foi realizado em 1990 por ALKHATIB et al.³ Amostras com espessura variando de 3,0 a 17,0 mm foram incluídas em muflas metálicas e polimerizadas em banho de água a 163^o F por 8 hs. Aquelas processadas em forno de microondas foram incluídas em mufla reforçada em fibra de vidro e curadas pelos seguintes métodos: 1) 75,9 W por 7 min 43s, seguido de 513 W por 59 seg de cada lado da amostra - (ciclo longo); 2) 513 W por 2 min 56 seg de cada lado (ciclo curto); 3) 513 W por 2 min 55 seg apenas sobre um lado da mufla. Para resistência transversal foram confeccionadas amostras de 3,0 x 10,0 x 68,0 mm, que foram mantidas em água destilada a 37^o C \pm 1^o C por 50 \pm 2 horas antes de serem testadas, usando uma máquina INSTRON com velocidade de 10 mm por minuto. Para o teste de dureza, as amostras com diferentes espessuras foram cortadas longitudinalmente, sendo que uma metade foi fotografada e a outra embebida em resina ortodôntica, e a dureza Knoop medida em microdurômetro M-400 com carga de 200,0g aplicados por 20 seg. Essas mesmas amostras foram repolidas e a porosidade verificada através de microscópio metalográfico NEOPHOT-21. Os resultados indicaram que as amostras polimerizadas em banho de água e uma curada por microondas não

apresentaram porosidade independente da espessura. Quando a resina convencional foi polimerizada em microondas, houve porosidade apenas nas amostras que excederam 3 mm de espessura. Quando a resina formulada para microondas foi curada pelo ciclo curto, ou seja, alta potência (513 W) por 4:52 minutos, também houve porosidade nas amostras com espessura maior que 4 mm, sendo que esta não ocorre quando do uso do ciclo longo em amostras com até 9 mm de espessura. Com relação à dureza e resistência transversal, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi notada entre os materiais.

A energia de microondas pode ser usada como agente de esterilização e sua influência sobre a estabilidade dimensional de resinas acrílicas curadas através do banho de água, através de luz visível e autopolimerizáveis foi investigada em 1990 por BURNS et al.¹⁰. Amostras com 36,0 mm de comprimento x 6,0 mm de diâmetro foram polimerizadas pelos seguintes métodos: 1) para resina autopolimerizável estas foram colocadas em uma panela de pressão, imersas em água a 140° F e a seguir curadas sob pressão e 10 psi; 2) para aquelas curadas por luz visível foram colocadas em tubo de vidro e este inserido em uma unidade polimerizadora por luz durante 5 minutos; 3) as termopolimerizáveis permaneceram em água a 165° F durante 8 horas. Depois disso, metade das amostras foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 30 dias e a outra metade mantida em ambiente seco. Os corpos de prova foram então colocados em forno microondas com prato giratório e irradiados a 650W durante 15 minutos. Para se verificar a estabilidade dimensional, as amostras foram pesadas e medidas através de microscópio antes e após o teste. De acordo com os resultados, a esterilização por microondas não interfere na estabilidade dimensional das resinas testadas, independente do ambiente em que foram estocadas. Embora todas tenham apresentado contração variando de 0,02 a 0,03%, isto é considerado insignificante desde que a contração de polimerização é cerca de 0,2%.

Um método de registro contínuo da temperatura durante a polimerização através de energia de microondas foi desenvolvido por HOGAN & MORI²² em 1990. Os autores mediram a temperatura durante o aquecimento de 50 ml de água à potência de 50 e 500W durante 1,5 a 15 minutos, através de dois métodos: 1) por meio de um termômetro de mercúrio e 2) através de um par termoelétrico adaptado ao forno. Além disso, o tempo em que água entrou em ebulição foi anotado através de observação visual. A temperatura da resina termopolimerizável convencional e do gesso de inclusão também foi medida através do par termoelétrico em amostras de 40,0 x 25,0 x 10,0 mm durante a polimerização à potência de 50W. Foi demonstrado que o uso de um par termoelétrico é um método eficaz para se medir a temperatura durante a irradiação por microondas. Com o ciclo de 500 W, a água atingiu a temperatura de ebulição em 1 minuto, sendo que este tempo coincidiu com a observação visual da ebulição. Com 50W de potência, a água ferveu em 6 minutos, no entanto pela observação visual este tempo foi de 10 minutos. Dessa forma, a observação visual ou por medida de termômetro intermitente pode subestimar a temperatura atingida durante a irradiação. Os resultados também mostraram que, durante a polimerização da resina, a temperatura da mesma apresentou picos e depressões que não foram evidentes no gesso, e o calor gerado na massa de resina é dissipado lentamente uma vez que o gesso é um bom isolante térmico. Os autores salientam ainda a importância da água livre no gesso durante a irradiação.

WALLACE et al.⁵⁰, em 1991, compararam a precisão dimensional de resinas para bases de dentadura polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional. Um modelo mestre de resina com sete pontos de referência foi moldado com IMPREGUM e cinquenta modelos de gesso pedra foram confeccionados e divididos em cinco grupos de 10. As dimensões entre os pontos de referência foram

registradas. Feito isso, a resina acrílica foi preparada e prensada duas vezes sobre os modelos. Para o grupo controle a resina foi curada pelo método convencional, e para os demais grupos, foi utilizada energia de microondas variando-se a potência e os tempos de cura. Os pontos de referência reproduzidos na resina foram novamente medidos através de um comparador óptico (DELTRONIC DH 14). De acordo com os resultados, as resinas polimerizadas por energia de microondas apresentaram precisão dimensional igual ou superior às curadas convencionalmente. Os autores concluíram que a polimerização em microondas é um método que fornece excelente precisão dimensional, sendo possível processar resinas de várias espessuras num menor período de tempo.

Uma pesquisa comparando a estabilidade dimensional de bases de resina submetidas a um duplo processo de polimerização foi realizada em 1991 por AL HANBALI et al.². Bases de próteses foram confeccionadas a partir de um modelo metálico de maxila edentada utilizando resina convencional polimerizada pelos seguintes métodos: 1) banho de água durante 7 horas a 70° C, seguido de 3 horas a 100° C (ciclo longo); 2) banho de água fervendo durante 10 minutos (ciclo curto); 3) irradiação com microondas em forno, contendo prato giratório durante 25 minutos a 65 W. Após a polimerização, as amostras foram esfriadas à temperatura ambiente e mantidas em meio úmido por 24 horas. Para medir a adaptação, um espaçador de 1,99 mm de espessura foi adaptado sobre o modelo metálico criando um espaço vazio entre este e a base de resina. A seguir, as bases foram reposicionadas sobre o modelo metálico com a interposição de uma camada de silicona de adição. Após a separação, foi vazado gesso na base com silicona, e a espessura do material de impressão foi medida em 7 pontos diferentes na porção posterior do palato. Para o segundo ciclo de polimerização, uma camada de cera modeladora foi aplicada nos bordos das bases, e estas foram incluídas e processadas de acordo com os mesmos métodos já descritos,

exceto para o ciclo longo de banho de água que amostras permaneceram 12 horas a 65° C, para garantir que a temperatura da água fosse mantida abaixo da temperatura de transição vítrea da resina. Novamente a adaptação foi medida pela espessura da camada de silicona. Os resultados indicaram que todas as bases de resina distorceram após o 1º e 2º ciclos de cura, sendo que a polimerização por microondas apresentou maior distorção do que a curada em banho de água pelo ciclo curto, especialmente na região central do palato.

Com o objetivo de comparar a porosidade de bases de próteses curadas por energia de microondas com o método convencional de banho de água, BAFILE et al.⁵, em 1991, desenvolveram um estudo na tentativa também de desenvolver uma técnica capaz de polimerizar próteses por microondas sem a presença de porosidade visível. As resinas acrílicas e métodos de polimerização utilizados foram:

- a) resina convencional curada em banho de água a 165° F por 9 horas (controle);
- b) mistura de polímero com monômero micro-líquido (H.D. JUSTI Co.) polimerizada em forno de microondas com prato giratório a 90 W por 13 min, seguido de 450W por 2 min;
- c) H.D. JUSTI Co curada em forno de microondas a 90 W durante 6 1/2 min de cada lado da mufla; seguido de 1 min de cada lado a 450W;
- d) H.D. JUSTI Co curada em forno de microondas com prato giratório durante 10 min a 225 W;
- e) H.D. JUSTI Co curada em forno de microondas por 2 1/2 min de cada lado a 405 W;
- f) resina convencional polimerizada em microondas por 6 1/2 min de cada lado em 90 W, seguido de 1 mm por lado em 450 W;

g) resina convencional curada em microondas com prato giratório durante 13 min a 90 W, seguido de 2 min a 450 W. As amostras foram pesadas em ar e em água para calcular a porcentagem de porosidade ou colocadas em tinta preta e observadas sob microscópio.

Os resultados revelaram que não existe diferença na porosidade total entre o grupo controle e os grupos experimentais que continham o micro-líquido especial b, c, d, e. Quando o micro líquido não foi usado (grupos f e g), ocorreu porosidade significativa. Os autores concluíram que a irradiação por microondas pode ser usada para obtenção de resina sem poros, desde que o monômero líquido - "micro-líquido" - especial e combinações de tempo/potência adequadas sejam utilizadas.

Nesse mesmo ano, um estudo comparando a alteração dimensional de bases de próteses após o reembasamento com três diferentes resinas foi realizado por BREEDING et al.⁹. Foram confeccionadas 30 bases de próteses com 1,5 a 2,0 mm de espessura com resina acrílica resistente ao impacto, polimerizada em banho de água por 9 horas a 165° F. A seguir as amostras foram reembasadas pelo método de adição, utilizando as seguintes resinas:

- 1) resina acrílica polimerizada por luz visível durante 5 minutos, e posteriormente por mais 2 minutos de acordo com as instruções do fabricante (TRIAD);
- 2) resinas acrílicas termo-polimerizáveis, processadas em banho de água durante 9 horas a 165° F (Lucitone 199 e Accelar 20). As distâncias entre os bordos disto- vestibulares (região de tuberosidade) e disto-linguais de cada amostra antes e após o reembasamento, foram medidas pelo mesmo pesquisador, por 3 vezes, através de microscópio.

Os resultados indicaram que houve alteração dimensional para todas as amostras reembasadas e que, dentre as resinas utilizadas para o procedimento, aquela

polimerizada por luz visível foi a que apresentou os maiores valores de contração. Porém todas as alterações, segundo os autores, são insignificantes clinicamente.

Em 1991, NOWLIN & TAUBERT³⁴ compararam a resistência à tração e porosidade de duas resinas específicas para polimerização através de energia de microondas (G-C ACRON e JUSTI) com uma resina termopolimerizável convencional (PARAGON). Amostras com 5,0 x 10,0 x 30,0 mm de cada resina foram processadas pelos seguintes métodos:

- a) pré-polimerização sobre bancada por 04 horas e processamento durante 7 minutos a 70 W;
- b) processamento durante 1,5 min a 490 W para resina G-C ACRON;
- c) polimerização durante 3 minutos a 490 W para resina JUSTI e PARAGON;
- d) pré-polimerização sobre bancada durante 30 minutos e processamento a 70 W por 13 minutos e 490 W por mais 1,5 minutos para resina JUSTI e PARAGON.

A resistência à tração foi determinada por meio de máquina INSTRON, e a porosidade foi determinada através de contagem dos vazios corados em superfícies seccionadas e polidas. Os resultados demonstraram que não houve diferenças significantes para a resistência à tração, e as resinas polimerizadas por meio de microondas apresentaram o menor número de poros.

Ainda em 1991, SANDERS et al.⁴¹ verificaram a adaptação de bases de próteses polimerizadas por energia de microondas e pelo método tradicional do banho de água. Bases de próteses foram feitas a partir de um modelo de alumínio com duas resinas convencionais e uma especial para microondas. Os métodos de polimerização foram: a) banho de água convencional a 165° F por 9 horas; b) irradiação por microondas a 90 W por 6 1/2 minutos. As porções posteriores das bases foram

recortadas até a região dos 1^{os} molares e depois armazenadas em água durante 24 horas. A seguir as bases foram posicionadas sobre o modelo de alumínio e o conjunto colocado sob carga de 20 libras em direção vertical. O espaço existente entre a base de resina e o modelo mestre foi registrado em cinco regiões diferentes através de uma escala pontuada em 0,04, 0,10, 0,15, 0,20 e 0,25 mm. Os pesquisadores demonstraram que as bases de resina processadas em microondas foram tão bem adaptadas quanto as polimerizadas pelo método do banho de água, sendo que as bases confeccionadas com resina especialmente formulada para microondas não mostraram melhor adaptação do que as outras duas. Foi concluído que a adaptação de próteses polimerizadas por microondas ou banho de água é clinicamente aceitável.

Em 1992 TAUBERT & NOWLIN⁴⁷ se propuseram a estudar a relação entre as técnicas de pré-polimerização à temperatura ambiente, tempo de processamento e a potência quando da polimerização em microondas sobre a porosidade de resinas acrílicas termopolimerizáveis. As amostras de resina termopolimerizável de 1,0 x 1,0 x 3,0 cm foram pré-polimerizadas sobre a bancada em intervalos de tempo, variando de 4 e 12 h e posteriormente curadas em forno de microondas durante 2,5, 4,5 e 7,0 min. de cada lado da mufla e potência de 490, 280 e 70 W respectivamente. A seguir, as amostras foram seccionadas, polidas e imersas em tinta preta. Os poros foram contados com aumento de 45 vezes. Os resultados indicaram que, com o aumento do tempo e diminuição da potência, a porosidade diminuiu. As amostras que não receberam polimerização à temperatura ambiente mostraram altos valores de porosidade e aquelas curadas com alta potência apresentaram porosidade moderada, assim como aquelas com tempo de cura menor que 7 minutos. Com o aumento do tempo de polimerização em temperatura ambiente, a porosidade tende a diminuir. De acordo com os autores, os melhores resultados foram

obtidos com maior tempo de polimerização em temperatura ambiente, baixa potência e longo tempo de processamento.

Em 1992 SALIM et al.⁴⁰ estudaram a alteração dimensional de resinas acrílicas polimerizadas por 3 diferentes técnicas. Foram utilizadas duas resinas convencionais e uma especial para cura em microondas (ACRON -MC), com as quais foram confeccionadas amostras retangulares 60,0 x 25,0 x 3,0 mm. As técnicas de polimerização usadas foram: 1) banho de água a 90 min a 70° C, seguido de 30 minutos a 100° C (para resina convencional); 2) banho de água 35 minutos sob pressão de 6 atm. a 100° C, seguido de 10 minutos de resfriamento em água sob pressão de 6 atm. (para resina SR - IVOCAP); 3) irradiação por microondas por 3 min a 500W (para resina de microondas). A adaptação foi medida por um microscópio em quatro regiões diferentes e calculada através da alteração do vetor V. Os autores demonstraram que as amostras curadas pelo Sistema SR-IVOCAP exibiram menor alteração dimensional do que as polimerizadas pelos métodos convencional e microondas, sendo que os dois últimos métodos apresentaram alteração similar.

Em 1992 TURCK et al.⁴⁹, interessados em estudar a precisão dimensional de próteses totais, realizaram um estudo comparando três diferentes métodos de polimerização. As técnicas e resinas usadas foram: 1) resina convencional curada em banho de água por 9 horas a 185° F, seguido de 30 minutos em água fervente, sob compressão de 3,500 psi; 2) resina formulada para microondas (ACRON-MC) curada por 3 minutos 500 W sob pressão de 3,500 psi; 3) resina ativada por luz visível durante 12 minutos sob pressão manual. A seguir, as próteses foram polidas, pesadas e colocadas em água deionizada durante 17 dias. A alteração dimensional foi verificada através de um sistema computadorizado - Sistema Michigan MCGCMS - que mede o espaço entre a prótese e o modelo mestre, em espaço tridimensional. Os resultados

indicaram alteração de $0,94 \pm 1,3$ mm para a técnica convencional, $0,99 \pm 1,4$ mm para técnica de microondas e $1,2 \pm 1,5$ mm para a ativada por luz; no entanto não houve diferença significativa entre as técnicas. De acordo com autores, o método Michigan é um sistema preciso, porque elimina erros posicionais e possibilita a verificação de distorção em áreas específicas.

Um estudo comparando a alteração dimensional de resinas acrílicas para base de dentadura após um segundo ciclo de cura, o efeito do volume de resina adicionado durante o segundo ciclo, a sua dureza e a presença de monômero residual foi realizado em 1992 por POLUKOSHO et al.³⁵. Foram confeccionados 60 modelos em gesso, possuindo perfurações de 5,0 mm de diâmetro em quatro pontos diferentes: um na região da papila incisiva, um na região posterior do palato e um na região do segundo molar de cada hemi-arco. Nessas perfurações foram cimentados anéis metálicos no mesmo nível da superfície mucosa. A seguir, a posição de cada um desses pontos foi medida através de microscópio. Posteriormente, bases de prótese com 1 mm de espessura foram confeccionadas com duas resinas acrílicas convencionais curadas por 9 horas a 165° F, e os pontos foram novamente medidos. Dentes artificiais foram então posicionados sobre as bases e estas foram submetidas a um segundo ciclo de cura com dois diferentes volumes de resina, polimerizadas por 165, 152, ou 140° F. Após 24 horas de imersão em água as próteses foram colocadas novamente no microscópio e as alterações nas posições dos anéis metálicos foram medidas. A quantidade de monômero residual foi verificado em amostras de 50,0 x 20,0 x 4,0 mm curadas de acordo com as três temperaturas citadas. Cada amostra foi colocada em recipiente com 10,0 ml de água destilada, e após 12 e 48 horas o líquido foi testado quanto à presença de monômero residual através da adição de 1 ml da solução de permanganato de potássio 0,001 N a 1 ml do líquido em tubo teste e verificando a alteração de cor. A dureza Rockwell das duas resinas curadas nas três temperaturas foi avaliada em corpos de

prova de 50,0 x 20,0 x 4,0 mm. Os autores concluíram que o aumento do volume de resina e altas temperaturas de processamento aumentam a contração durante um segundo ciclo de cura, porém esta alteração não tem significado clínico. Usando-se a temperatura de 140° F para o segundo ciclo, nenhum monômero residual foi detectado após 48 horas e, quanto maior a temperatura, maior foi a dureza das duas resinas estudadas.

Em 1994, ILBAY et al.²⁴ investigaram se as resinas acrílicas convencionais podem ser polimerizadas através de energia de microondas e estudaram algumas de suas propriedades físicas. Corpos de prova com dimensões de 20,0 mm de diâmetro x 1,0 mm de espessura foram preparados com resina termopolimerizável convencional MELIODENT e polimerizadas através de 21 diferentes ciclos de cura, variando-se a potência: 110, 165, 220, 275, 330 e 550 W; e o tempo: 1, 2, 3, 6, 8 e 10 minutos. A dureza Vickers foi verificada de acordo com a técnica padrão descrita por Deutsches Institut für Normung, 1981, e a especificação nº 09 da Associação Dentária Americana (A.D.A.) foi utilizada para verificação da resistência transversal e deflexão em amostras que apresentaram maior dureza no teste anterior. Testes de sorção de água e solubilidade foram realizados em amostras de $50,0 \pm 1,0$ mm de diâmetro e $0,5 \pm 0,05$ mm de espessura. Os pesquisadores verificaram que a polimerização ocorreu em 15 dos 21 ciclos de cura realizados, sendo que o tempo mínimo foi de 2 minutos na potência máxima (550 W) e 10 minutos na potência mínima (110 W). Não houve porosidade significativa em qualquer das amostras polimerizadas, porém aquelas curadas com alta potência foram mais porosas. Com relação à dureza, resistência transversal e deflexão, a técnica de polimerização através de energia de microondas forneceu valores tão satisfatórios quanto o método convencional do banho de água aquecida. Os valores de sorção de água e solubilidade encontrados estão de acordo com as especificações da

A.D.A.. Os autores concluíram que as resinas convencionais para base de prótese podem ser adequadamente polimerizadas por energia de microondas.

O efeito da polimerização através de energia de microondas sobre o nível de monômero residual de resina autopolimerizável e sobre a resistência transversal de resina acrílica convencional após reparo foi investigado em 1994 por YUNUS et al.⁵⁵. Amostras com 20,0 x 20,0 x 3,0 mm de resina autopolimerizável utilizada para reparos e reembasamentos (MELIODENT) foram preparadas e polimerizadas através de três métodos: 1) polimerização sobre bancada à temperatura ambiente; 2) cura sob pressão de água de 2,2 unidades atmosféricas por 20 minutos a 35° C; e 3) irradiação de energia de microondas a 50 W durante 5 minutos. A concentração de monômero residual foi determinada através de cromatografia gasosa em intervalos de 20 minutos, 1 hora, 1 semana e 1 mês após o preparo das amostras. Posteriormente 30 corpos de prova de resina termopolimerizável convencional medindo 2,5 x 10,0 x 6,5 mm foram processados em banho de água a 70° C durante 7 horas, seguido por mais 1 hora a 100° C. A seguir, estes foram fraturados, reparados com resina MELIODENT e divididos em 3 grupos de 10 elementos, que foram polimerizados de acordo com os três ciclos citados anteriormente. Após 1 hora, todas as amostras foram testadas quanto à resistência transversal de acordo com British Standard 2487: 1989. Foi demonstrado que o menor nível de monômero residual foi atingido com amostras polimerizadas através de energia de microondas, e dentre os três métodos de polimerização estudados, a cura por microondas resultou em reparos mais resistentes.

Mais recentemente, em 1994, DYER & HOWLET¹⁷ investigaram a estabilidade dimensional de resinas acrílicas especialmente formuladas para irradiação em microondas com resina acrílica formulada para polimerização rápida em banho de água e examinaram a distorção de ambas resinas quando reparadas com resinas

polimerizadas em microondas. A partir de um modelo metálico simulando uma maxila edêntula os autores confeccionaram 40 modelos de gesso pedra, sendo que dois grupos de bases de resina acrílica foram preparados e polimerizados sobre os mesmos: 1) resina de polimetil-metacrilato modificada para polimerização rápida, sendo imersa em água fervente e mantida a 100° C por 22 minutos, e 2) resina polimetil-metacrilato modificada para polimerização em microondas durante 3 min a 500 W. A adaptação sobre o modelo metálico foi avaliada pela medida da espessura de um material de impressão interposto entre o modelo e a base. As bases originais foram seccionadas em direção parasagital e reparadas usando resina acrílica curada em microondas ACRON-MC irradiada por 2 minutos a 500 W, e a estabilidade foi reavaliada. Os resultados mostraram que as novas resinas formuladas para polimerização em microondas não ofereceram vantagens em termos de precisão dimensional em relação às resinas convencionais curadas pelo método rápido de banho de água.

DEL BEL CURY et al¹⁴, em 1994, compararam as propriedades físicas de sorção e solubilidade em água, resistência transversal, flexão máxima antes da fratura e resistência ao impacto de quatro marcas comerciais de resinas acrílicas dentais: 1) uma especificamente formulada para microondas, que foi polimerizada a 500 W de potência por 3 minutos; 2) duas resinas termopolimerizáveis que foram curadas em banho de água aquecido a 73° C durante 12 horas; e 3) uma resina quimicamente ativada que foi polimerizada durante 1 hora à temperatura ambiente. Para o ensaio de sorção de água foram confeccionados dez discos de 50,0 x 0,5 mm que foram colocados em dessecador a $37 \pm 2^\circ$ C. As amostras foram então pesadas e o valor da sorção de água calculado. Para o teste de solubilidade, os discos foram novamente recondicionados a um peso constante até que a variação não fosse superior a 0,5 mg em um período de 24 horas, e a solubilidade foi calculada. A resistência transversal e a flexão máxima foram verificadas em amostras de 65,0 x 10,0 x 2,5 mm através de máquina INSTRON com

velocidade de deformação de 50 mm/min. e carga de 10 kgf. Essas amostras também foram utilizadas para o teste de resistência ao impacto realizado em máquina WOLPERT com ação de impacto de 40 Kpcm. Os autores observaram que as resinas diferiram entre si em relação às propriedades físicas estudadas e que as diferenças observadas estão relacionadas ao método de cura e à composição das mesmas.

MATERIAL e MÉTODOS

6. MATERIAL E MÉTODOS

1. PREPARO DAS AMOSTRAS

1.1. CONFECÇÃO dos MODELOS de GESSO

Um modelo metálico confeccionado em liga de cobre-alumínio contendo uma delimitação ao longo de todo o bordo (correspondente à extensão da placa-base) e três projeções: uma na região anterior e duas na região posterior correspondendo aos dentes molares de cada hemiarco foram utilizados para simular uma maxila edêntula. Essas projeções tinham por finalidade garantir a perfeita recolocação das bases de próteses sobre o modelo padrão. (Fig. 1)

Uma moldeira individual que fornecia uma espessura de aproximadamente 5 mm para o material de impressão foi construída com resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico Ltda). Para assegurar a retenção do material, além de perfurações, foi feita uma canaleta interna em todo o bordo da moldeira. A seguir, o modelo foi moldado com silicona de adição de viscosidade média - PROVIL - M (BAYER DENTAL D-5090), manipulada de acordo com as instruções do fabricante. Trinta minutos após a impressão, o molde contendo as projeções metálicas foi vazado com gesso pedra tipo III (marca HERODENT), utilizando as proporções indicadas pelo fabricante. Após uma hora, o modelo foi separado do molde e recortado. Dessa forma foram confeccionados 36 modelos.

1.2. PREPARO das PLACAS-BASE

O sistema a vácuo BIO-ART (Plastvac P5 - Bio Art Equipamentos Odontológicos Ltda) foi utilizado para padronização da espessura de todas as bases de prótese. Por este sistema aqueceu-se uma placa de PVC (Bio-Art Equipamentos Ltda.) com espessura de 2 mm, e após a plastificação durante 1 min e 47 seg. esta foi adaptada sobre o modelo de gesso, com uso do vácuo copiando todos os detalhes.

Após a refrigeração em temperatura ambiente, a placa de PVC foi recortada com broca MAXI-CUT à semelhança de uma placa base seguindo a limitação imposta pelo modelo. Através deste método foram construídas todas as placas-base sobre os 36 modelos de gesso.

A seguir, esses modelos foram divididos aleatoriamente em 03 grupos de 12 elementos e incluídos em gesso pedra tipo III a fim de receber os seguintes tratamentos experimentais:

- Grupo 01: prensagem de resina termopolimerizável convencional curada em banho de água aquecido (método convencional) e posteriormente reembasada com mesmo material e polimerizado pelo mesmo método (controle);
- Grupo 02: prensagem de resina termopolimerizável convencional curada em banho de água aquecida e reembasada com o mesmo material, porém em forno com energia de microondas;
- Grupo 03: prensagem de resina específica para polimerização em microondas e reembasada com o mesmo material e método de polimerização.

1.3. Inclusão dos Modelos

Os modelos dos Grupos 01 e 02 foram isolados com vaselina sólida e a seguir incluídos na parte inferior da mufla metálica marca DCL nº 5,5, com gesso pedra

tipo III (HERODENT) na proporção de 30 ml água para 100 g de pó. Após o tempo de presa deste gesso, as projeções metálicas do modelo foram protegidas através de um cano de cobre seccionado e fechado na porção superior com resina quimicamente ativada (Fig 2). A seguir, o conjunto modelo de gesso incluído e placa base foram isolados com vaselina sólida aplicada com pincel, e a parte superior da mufla foi cuidadosamente completada com gesso pedra na mesma proporção; e a mufla permaneceu em prensa de bancada durante a presa do gesso.

Os modelos do Grupo 03 foram isolados com isolante Cel-lac (S.S. WHITE) e incluídos em muflas plásticas especiais com fibra de vidro (GC FRP FLASK H.K. TYPE), para polimerização em forno de microondas.

Obteve-se desta forma o molde para confecção das bases de prótese em resina acrílica.



Fig.1: Modelo mestre metálico simulando uma maxila edêntula utilizado no estudo.



Fig.2: Modelo de gesso incluído na parte inferior da mufla metálica

1.4. PREENCHIMENTO dos MOLDES

Para o preenchimento dos moldes, as resinas utilizadas e respectivos fabricantes estão apresentados na tabela I e figuras 3 e 4.

Tabela I - Resinas acrílicas utilizadas no estudo.

| POLÍMERO | MONÔMERO | MÉTODO de CURA | FABRICANTE |
|----------|------------|---------------------------|--|
| Acron | Acron M.C. | energia de microondas | G.C. Dental Ind. Corp. |
| Clássico | Clássico | banho de água aquecido | Clássico Ltda. Artigos Odontológicos |

Depois de abertas as muflas, removida a placa base de PVC e as cavidades lavadas, ambas as partes do gesso foram recobertas com isolante CEL-LAC. As resinas acrílicas foram preparadas de acordo com as instruções do fabricante e durante a fase plástica foram inseridas nos moldes. Os moldes do Grupo 01 e 02 foram preenchidos com a resina termopolimerizável convencional CLÁSSICO, e os do Grupo 03 preenchidos com a resina especial para a polimerização em microondas ACRON-MC. As muflas foram fechadas e comprimidas vagarosamente através de uma prensa de bancada, até que as duas partes se encontrassem, e mantidas sob pressão durante 30 minutos. Foi preenchida e polimerizada uma mufla de cada grupo por vez.



Fig.3: Resina Acrílica e mufla especiais para polimerização através de energia de microondas utilizadas no estudo.



Fig.4: Resina Acrílica Termopolimerizável Convencional utilizada no estudo

1.5. MÉTODOS de POLIMERIZAÇÃO

Decorridos 30 minutos, as muflas dos Grupos 01 e 02 foram transferidas para prensa com mola e colocadas em polimerizadora automática RIGHETTO e Cia com água à temperatura ambiente, e aquecida até 73^o C onde permaneceram durante 09 horas. (Método SKINNER) ¹³.

As muflas do Grupo 03 foram retiradas da prensa de bancada, parafusadas e levadas ao forno microondas BRASTEMP equipado com prato giratório, e polimerizadas durante 03 minutos a 500 W de potência. Todas as muflas foram resfriadas à temperatura ambiente e abertas. As bases de resina foram retiradas dos moldes, recortadas com broca MAXI-CUT até o limite estabelecido pelo modelo metálico e mantidas em ambiente com 100% de umidade relativa.

2. AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DAS AMOSTRAS

Para avaliação da adaptação das bases, as mesmas foram reposicionadas sobre o modelo metálico, e a precisão de adaptação foi verificada através do peso de um material de moldagem interposto entre a base de resina e modelo metálico. Para tanto, foi utilizada uma silicona de adição PROVIL-M - BAYER DENTAL, sendo 0,93 g da pasta base e catalizadora, pesados em balança analítica com precisão de 0,001g (ACATEC, modelo BCM 1100). Todo o material foi espatulado de acordo com as instruções do fabricante e transferido para a base de resina e esta foi assentada sobre o modelo metálico sob carga de 2 Kg. Após o tempo de polimerização, os excessos de silicona foram recortados com bisturi, e a camada interposta foi pesada com a mesma balança descrita acima. Este processo foi repetido três vezes para cada amostra, obtendo-se uma média dos valores para cada corpo de prova.

3. REEMBASAMENTO DAS AMOSTRAS

As bases de próteses obtidas conforme descrito no item 1.5 foram reembasadas pelo método de adição. Para tanto, a moldagem do modelo metálico foi feita com a própria base de prótese utilizando a mesma silicona de adição. Este procedimento foi padronizado misturando-se 0,93 g das pastas base e catalisadora e transferindo-se todo o material para a base de resina, que foi assentada sobre o modelo metálico sob carga de 2,0 Kg.

Após 30 minutos, os moldes foram vazados com gesso pedra tipo III - marca HERODENT e incluídos novamente, sendo que os do grupo 01 foram inseridos em muflas metálicas e os demais em muflas plásticas com fibra de vidro.

Após a abertura das muflas, a base de prótese foi mantida na contra-mufla e a camada de silicona foi cuidadosamente removida. Os moldes foram novamente preenchidos com as resinas e métodos de polimerização indicados na tabela II. As resinas foram manipuladas de acordo com as instruções do fabricante, sendo que apenas metade da quantidade da resina na fase plástica foi utilizada para preencher os moldes.

Após a polimerização, as muflas foram resfriadas à temperatura ambiente e posteriormente abertas. Os corpos de prova reembasados foram recortados com broca MAXI-CUT até o limite imposto pelo modelo metálico, e a adaptação sobre o modelo metálico foi verificada através da mesma técnica mencionada anteriormente.

Tabela II - Resinas acrílicas e métodos de polimerização utilizados para o reembasamento dos corpos de prova

| AMOSTRAS | RESINA ACRÍLICA | MÉTODOS DE CURA |
|----------|-----------------|--|
| Grupo 01 | Clássico (C) | Banho d'água 73° C/ 9 horas |
| Grupo 02 | Clássico (C) | Irradiação por microondas/ 03 minutos a 500 W |
| Grupo 03 | ACRON MC | Irradiação por microondas/ 03 min a 500 W |

4. AVALIAÇÃO DA POROSIDADE

As amostras reembasadas foram acabadas com lixa d'água granulação 600 na região do palato, tanto no lado que sofreu apenas um ciclo de polimerização (aquele em contato com os tecidos orais), como aquele que foi reembasado. A seguir, todos os corpos de prova foram imersos durante 30 minutos em tinta nanquim marca ACRILEX e depois lavados em água corrente por 10 segundos. Feito isso, uma área de 1,0 x 1,0 cm foi demarcada na região posterior do palato. Esta área foi dividida em quatro campos, e a existência de poros foi verificada através da observação e contagem em Lupa CARL ZEISS sob aumento de 63 vezes.

5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram submetidos a uma análise de variância, sendo que a comparação em cada grupo foi realizada através do test t de Student para comparação de dados pareados. As comparações de médias entre os três grupos foram feitas pelo teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

RESULTADOS

7. RESULTADOS

Os valores individuais do peso de material de moldagem (g) interposto para verificação da adaptação e porosidade apresentados pelas amostras antes e após o reembasamento estão apresentados no APÊNDICE.

1. ADAPTAÇÃO DAS AMOSTRAS

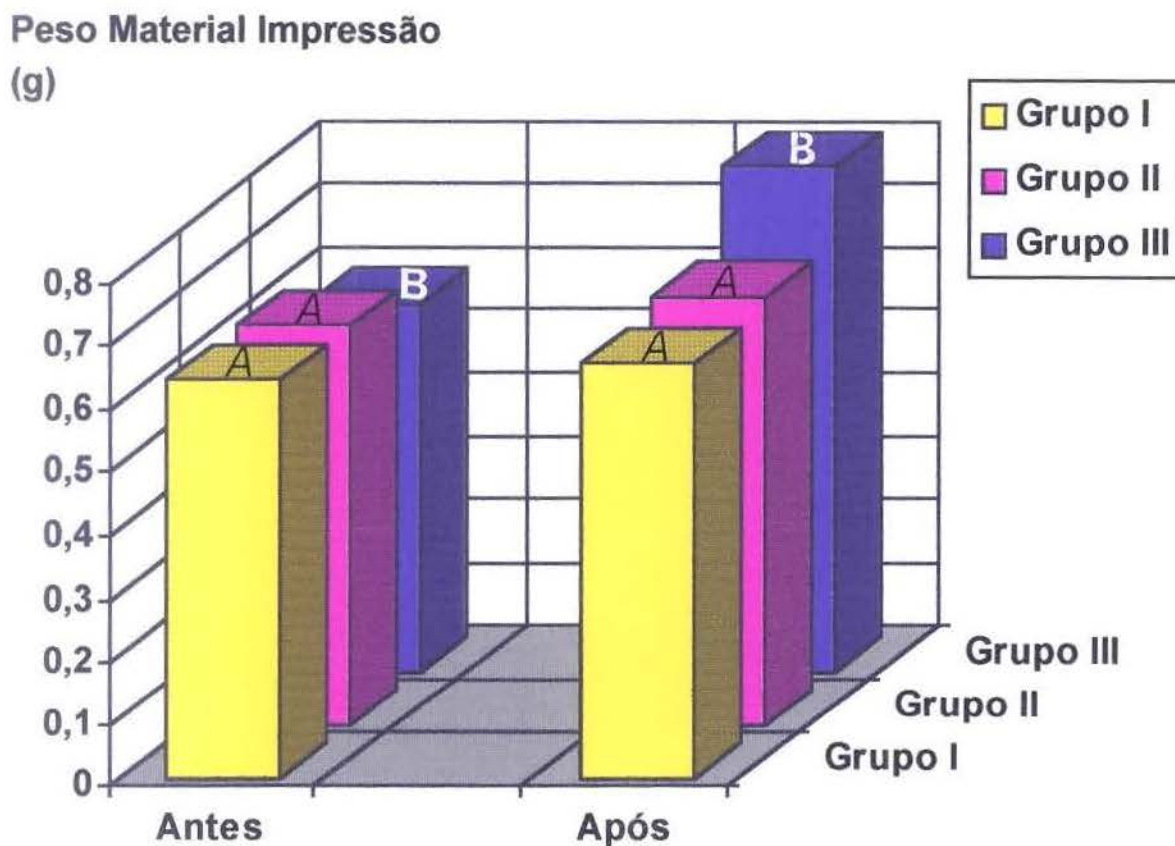
A tabela III e figura 5 indicam as médias e desvios-padrão das médias para as medidas de adaptação através do peso do material de moldagem interposto entre a base de prótese e o modelo metálico antes e após o reembasamento.

Tabela III - Médias e desvios-padrão (g) do peso do material de moldagem interposto para verificação da adaptação da base de prótese antes e após o reembasamento.

| GRUPOS | REEMBASAMENTO | |
|--------|---------------------|---------------------|
| | ANTES | APÓS |
| I | 0,6317 (0,0237) | 0,6592 (0,0265) |
| II | 0,6325 (0,0338) | 0,6775 (0,0311) |
| III | 0,5808* (0,0189) | 0,7983* (0,0486) |

* Diferença estatisticamente significante ao nível de 5% pelo teste Tukey

Figura 5: Médias para Adaptação das bases de Prótese através do peso do material de impressão (g) interposto entre modelo metálico e base de resina antes e após o reembasamento.



Barras seguidas de mesma letra não diferem ao nível de 5% de significância pelo teste de Tukey, quando da comparação entre os grupos.

A comparação em cada grupo, através do teste t-Student para dados pareados, indicou que apenas no Grupo III foi encontrada diferença significativa entre as medidas de antes e após o reembasamento, sendo que houve maior desadaptação das bases após o segundo ciclo de polimerização. Verificou-se também que nos Grupos I e II ocorreu

desadaptação das bases, após o reembasamento, porém esta não foi suficiente para evidenciar significância estatística.

Comparando-se os três grupos entre si, antes e após o reembasamento através da diferença das médias, verificou-se que o Grupo III diferiu significativamente dos Grupos I e II, e estes últimos não diferiram entre si, isto é apenas o Grupo III apresentou desadaptação das bases após o reembasamento. (Fig. 5)

2. POROSIDADE

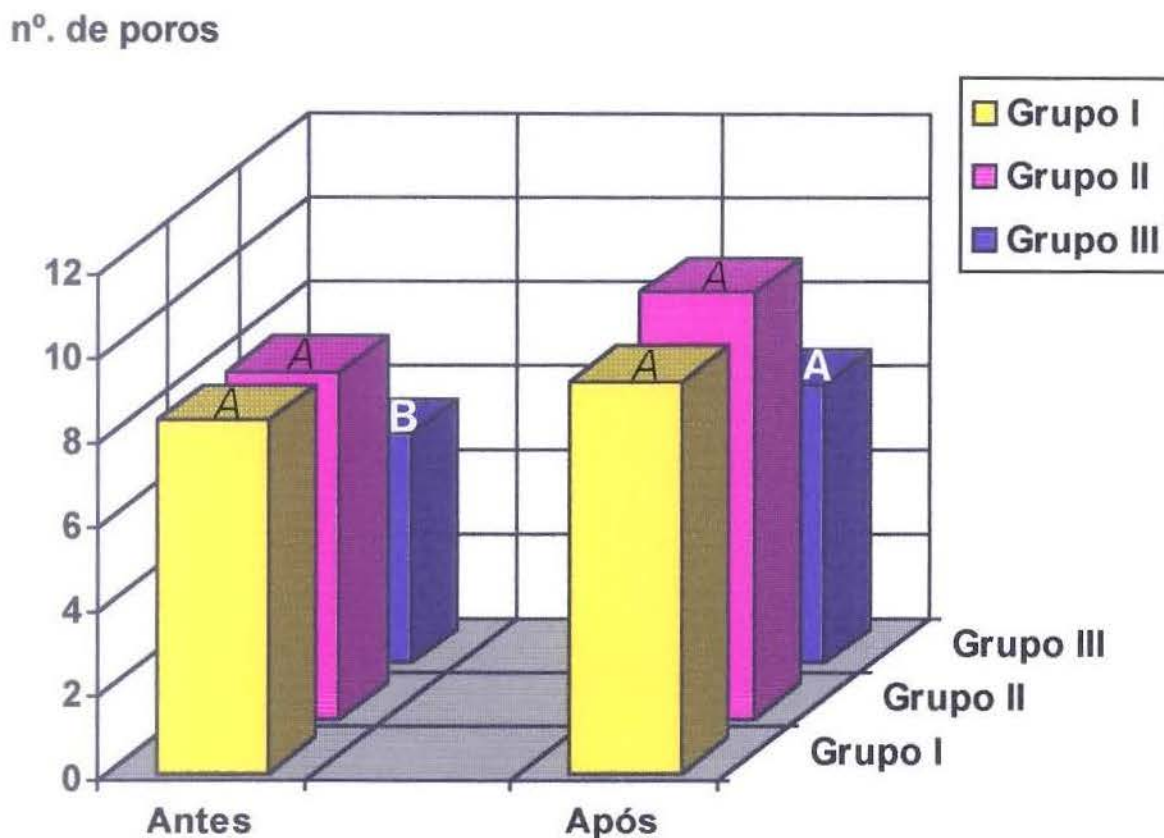
A tabela IV e figura 6 apresentam as médias e desvios-padrão de porosidade em cada um dos grupos estudados, antes e após o reembasamento.

Tabela IV - Médias e desvios-padrão de porosidade antes e após o reembasamento

| GRUPOS | REEMBASAMENTO | |
|--------|-------------------|-------------------|
| | ANTES | APÓS |
| I | 8,33 (0,6916) | 9,25 (0,8539) |
| II | 8,17 (0,9834) | 10,08 (1,6305) |
| III | 5,42* (0,7829) | 6,58 (1,0259) |

* Diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% pelo teste Tukey

Figura 6: Médias de Porosidade das Bases de Próteses antes e após o Reembasamento



Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente ao nível de 5% de significância pelo teste de Tukey, quando da comparação entre os grupos

De acordo com a tabela IV, observa-se que a comparação em cada grupo, através do teste t Student para os dados pareados, indicou que não foi encontrada diferença significativa em nenhum dos grupos para as médias de antes e após o reembasamento.

Comparando-se os três grupos entre si, inicialmente antes do reembasamento através do teste t-Student (grupo I + grupo II versus grupo III), os dados indicaram que houve diferença significativa para o grupo III, que apresentou o menor número de poros. As médias e desvios-padrão das médias de porosidade para este teste estão indicados na tabela V. Quando se compararam os três grupos entre si, após o reembasamento, através das diferenças das médias, os resultados indicaram que não houve diferença significativa ao nível de 5% de probabilidade.

Tabela V: Médias e desvios-padrão de porosidade para o teste-t Student antes do reembasamento

| GRUPOS | MÉDIA de POROSIDADE |
|--------|---------------------|
| I + II | 8,2500 (0,5718) |
| III | 5,4167* (0,7829) |

* Diferença estatística pelo teste t.

DISCUSSÃO dos RESULTADOS

8. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A retenção de uma prótese total é definida pela resistência à remoção em direção oposta àquela de inserção (SANDERS et al.⁴¹, 1991). CRAIG et al.¹³, 1960, demonstraram que a principal força física para a retenção de uma prótese total são forças capilares do filme líquido formado entre os tecidos orais e a base da prótese. Também demonstraram que a quantidade de retenção é maior quanto menor for a espessura do filme, dependendo portanto da perfeita adaptação da prótese dos tecidos orais, pois segundo KAWAZOE & HAMADA²⁶, 1978, existe um volume salivar ótimo entre a base da prótese e a membrana mucosa que oferece melhor retenção.

Na avaliação de novas técnicas de processamento e materiais uma das comparações mais importantes diz respeito à estabilidade dimensional e adaptação das bases de próteses. De acordo com BAILEY⁶, 1964 e YARMAND & GEHL⁵⁴, 1971, o desempenho das funções pelas próteses removíveis depende da perfeita adaptação de suas bases aos tecidos suportantes, assim como pela manutenção da relação maxilo-mandibular.

No entanto, a precisão de adaptação de próteses totais é difícilmente determinada com exatidão (ANTHONY & PEYTON⁴, 1962), sendo que o método mais prático consiste em colocar as bases das próteses sobre o modelo mestre e medir a adaptação dos bordos. Esse espaço entre os bordos da prótese e o modelo mestre tem sido determinado de várias formas: por comparador pantográfico (ANTHONY & PEYTON⁴, 1962), comparador ótico (GOODKING & SCHULTE¹⁹, 1970; WALLACE et al.⁵⁰, 1991), por contorno métrico (RYGE & FAIRHUST³⁸, 1959); por medida através de microscópio (KIMURA et al.²⁷, 1984), por escala pontuada (SANDERS et al.⁴¹, 1991), através de sistema computadorizado (TURCK et al.⁴⁹, 1992) e mais recentemente pela medida da espessura (AL HANBALI et al.², 1991, DYER & HOULET¹⁷, 1994) ou do peso (TAKAMATA et al.⁴⁶, 1989, SHLOSBERG et al.⁴³,

1989, BARCO et al.⁷, 1979) de um material de impressão colocado entre o modelo mestre e a base da prótese.

Da mesma forma, o uso de um modelo mestre metálico simulando uma maxila edêntula tem sido usado em vários ensaios de adaptabilidade (GOODKING & SCHULTE¹⁹, 1970, HUGGET et al.²³, 1984; TAKAMATA et al.⁴⁵, 1989, BREEDING et al.⁹, 1991).

Este estudo avaliou a adaptabilidade e a porosidade de bases de próteses confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável (CLÁSSICO), e resina acrílica especialmente formulada para polimerização em microondas (ACRON-MC) antes e após o reembasamento, já que este procedimento é um método usual quando as próteses apresentam desajustes. A avaliação foi feita através do peso de um material de moldagem interposto entre o modelo mestre e a base da prótese com a finalidade de medir a desadaptação global ou total da base.

Com relação à adaptação, os resultados indicaram que após o primeiro ciclo de polimerização, as bases de próteses confeccionadas com resina ACRON-MC e polimerizadas em microondas apresentaram melhor adaptação (Tabela III).

Estes resultados estão de acordo com os de TAKAMATA et al.⁴⁶, 1989, que, usando metodologia semelhante para avaliar a adaptação das bases de próteses, concluíram que resina ACRON-MC curada em microondas produziu próteses melhor adaptadas em relação aos métodos convencionais. Porém, outros pesquisadores que também investigaram esta propriedade com resina específica para microondas estabeleceram que ambas as técnicas de polimerização: banho de água aquecido ou microondas causam alterações dimensionais semelhantes (TURCK et al.⁴⁹, 1992, SALIM et al.⁴⁰, 1992, SANDERS et al.⁴¹, 1991, BURNS et al.¹⁰, 1990).

Os melhores resultados observados com a resina ACRON-MC após o primeiro ciclo de polimerização provavelmente possam ser explicados devido ao aquecimento homogêneo tanto do gesso como da resina gerado pela energia de

microondas, que segundo KIMURA et al.²⁹, 1983, 1984²⁷ e 1987²⁸, HOGAN & MORI²², 1990 acarreta um menor gradiente de temperatura durante esta técnica de processamento em relação à convencional do banho de água aquecido. De acordo com esta última técnica, para a temperatura da resina atingir cerca de 65° C são necessários 30 minutos, sendo que esta aumenta muito mais rapidamente nos bordos da inclusão do que no centro. Ao contrário, pela técnica de irradiação por energia de microondas esta temperatura é atingida em 20 segundos e a temperatura do centro do gesso e da resina aumenta rapidamente acima daquela dos bordos. Este aquecimento homogêneo com menor gradiente de temperatura deve induzir menores tensões e conseqüentemente menores distorções da resina.

Os resultados para o segundo ciclo de polimerização indicaram que bases de próteses confeccionadas com resina ACRON-MC (grupo III) e submetidas a um segundo ciclo de polimerização pela mesma técnica apresentaram maior distorção e diferiram significativamente dos demais grupos (Tabela III). Como o aquecimento do gesso e da resina através da cura por energia de microondas é mais homogêneo (KIMURA et al.²⁷, 1984, 1983²⁹) diminuindo tensões, era esperado que, durante um segundo ciclo de polimerização, este método demonstrasse menor distorção, fato este que não ocorreu. Porém, estes resultados estão de acordo com AL-HANBALI et al.², 1991 que compararam a adaptação das bases de resina convencional submetidas a dois ciclos de cura através do banho de água aquecido (ciclo longo e ciclo curto) e por energia de microondas.

Também estão de acordo com DYER & HOWLET¹⁷, 1994, que examinaram a distorção das bases confeccionadas com resina ACRON-MC e com resina convencional, reparando-as através de resina curada com microondas. Foi observado que todas as bases de próteses exibiram distorção significativa após o reparo, porém não houve diferenças estatísticas entre os grupos estudados.

Sabe-se que, quando uma prótese é reembasada ou reparada com resina termopolimerizável convencional, a tensão inerente à resina acrílica pode ser liberada causando alterações dimensionais na base da prótese (WOELFEL & PAFFENBARGER⁵¹, 1959, CRAIG¹², 1980) e que existe uma estreita relação entre o ciclo de polimerização e o grau de distorção sofrida pela base da prótese (POLYZOIS et al.³⁶, 1987), pois durante o processamento as resinas termopolimerizáveis convencionais são aquecidas além de sua temperatura de transição vítrea, pela combinação da temperatura do processamento e do calor exotérmico da reação. Após a polimerização, quando a resina começa a esfriar, passa através de sua temperatura de transição vítrea e, abaixo desta, torna-se cada vez mais rígida. Durante esse resfriamento, as tensões são induzidas devido aos diferentes coeficientes de contração entre a resina e o gesso (Mc CABE & WILSON³², 1980). Sabe-se também que quanto maior a quantidade de resina acrílica polimerizada durante um segundo ciclo de cura, maior é a possibilidade de se exceder a temperatura de transição vítrea da mesma e isto se torna um fator potencial para introduzir tensões (POLUKOSHKO et al.³⁵, 1992). Por essa razão, durante um segundo ciclo de polimerização a temperatura de transição vítrea da resina pode ser novamente ultrapassada, induzindo maiores tensões e causando distorções (POLUSKOSHKO et al.³⁵, 1992).

Uma hipótese para explicar a maior distorção ocorrida no grupo III seria que a resina específica para microondas não suporte temperaturas elevadas quando de um segundo ciclo de cura, que foi realizado com a mesma potência que o primeiro ciclo, ou seja, sua temperatura de transição vítrea pode ser rapidamente ultrapassada durante o elevado aquecimento do segundo ciclo, e quando esta retorna à temperatura ambiente, ocorre então a indução de maior número de tensões, causando conseqüentemente maior distorção. Este fato não ocorreria com as resinas convencionais que talvez possuam uma temperatura de transição vítrea mais elevada, de maneira que após um segundo ciclo de cura, mesmo à elevada potência de 500W,

quando da polimerização através de energia de microondas, esta sofra menor indução de tensões, acarretando-lhe, portanto, uma melhor estabilidade dimensional.

Além disso, embora existam numerosos ciclos de polimerização sugeridos para as resinas acrílicas termopolimerizáveis convencionais através de energia de microondas (KIMURA et al.²⁷, 1984, Al DOORI¹, 1988, REITZ et al.³⁷, 1985 e TRUONG & THOMAZ⁴⁸, 1988), nada existe na literatura com relação a um segundo ciclo de cura, e embora os fabricantes da resina ACRON-MC, específica para microondas forneçam um ciclo de cura ideal que garante as melhores propriedades físicas, nenhuma sugestão é dada para o segundo ciclo. Neste estudo foi utilizado o mesmo ciclo de cura tanto para a primeira como para a segunda polimerização, embora a quantidade de resina utilizada para reembasamento fosse acentuadamente menor. Sabendo-se que a quantidade de resina a ser curada, o tempo e a temperatura de cura são fatores que induzem tensões (POLUSKOSKO et al.³⁵, 1992) e que ciclos de cura longos com menor temperatura diminuem o grau de empenamento das próteses (POLYZOIS et al.³⁶, 1987, TAUBERT & NOWLIN⁴⁷, 1991), pode ser que além da temperatura de transição vítrea da resina específica para microondas ser rapidamente ultrapassada, o fato da menor quantidade de resina utilizada para o reembasamento ser curada em potência máxima de 500W, colabore para explicar as razões da maior distorção apresentada por este grupo.

Com relação à porosidade, os resultados deste estudo indicam que, após o primeiro ciclo de polimerização, as bases de próteses confeccionadas com resina termopolimerizável convencional curadas por meio de banho de água aquecida apresentaram maior número de poros antes e após o reembasamento (Tabela IV) e diferiram estatisticamente daquelas confeccionadas com ACRON-MC que apresentaram menor porosidade. Estes resultados concordam com os achados de BAFILE et al.⁵, 1991, SANDERS⁴², 1987, ALKATIB et al.³, 1990 e NOWLIN & TAUBERT³⁴, 1991 e TAUBERT & NOWLIN⁴⁷, 1991.

Estudos indicam que a causa da porosidade está no excessivo aumento da temperatura exotérmica durante o processamento (FARAJ & ELLIS¹⁸, 1979, CURY et al.¹⁴, 1994) que acarreta a evaporação do monômero resultando na formação de poros (SABT et al.³⁹, 1975). De acordo com CRAIG¹², 1980, o polimetil metacrilato tem alta pressão de vapor, e temperaturas de processamento acima de 108,3^o C causam a sua evaporação.

Em geral os fabricantes não fornecem informações detalhadas sobre a composição dos materiais, mas sabe-se que a resina especial para cura através de irradiação por microondas não utiliza o metil-metacrilato, mas um monômero que consiste na mistura de metil e etil metacrilato (SANDERS et al.⁴², 1987), ou ainda segundo BAFILE et al.⁵, 1991, podem conter triethyleno ou tetraethylenoglicol que são dimetacrilatos que contêm um grupo reativo em cada extremidade, e possuem baixa pressão de vapor em temperaturas que variam de 100 a 150^o C (COMBE¹¹, 1986).

Essa baixa pressão de vapor pode permitir o processamento da resina a temperaturas elevadas sem causar porosidade, fato que não ocorre com o uso do metil-metacrilato. Talvez este fato explique o menor número de poros encontrado para as bases de prótese do grupo III após o primeiro ciclo de polimerização a 500W. Ainda segundo vários autores, a porosidade encontrada talvez pudesse ser menor se o tempo de processamento fosse aumentado e a potência diminuída (TAUBERT & NOWLIN⁴⁷ 1992, ILBAY et al.²⁴, 1994, REITZ et al.³⁷, 1995, TRUONG & THOMAZ⁴⁸, 1988).

Após o segundo ciclo de polimerização, observou-se pela tabela IV, que a resina ACRON-MC curada em microondas (grupo III) continuou apresentando o menor número de poros, porém não houve diferenças significantes entre os três grupos estudados.

De acordo com WOLFAARDT et al.⁵³, 1986, os fatores responsáveis pela ocorrência de porosidade nas próteses polimerizadas, através do banho de água aquecida, são mais ativos em porções espessas da resina, principalmente nas regiões

periféricas de suas amostras. Assim, durante o primeiro ciclo de polimerização, a resina deve preencher um espaço correspondente a 2 mm de espessura para constituir a base da prótese; porém, para o reembasamento, o espaço a ser preenchido é correspondente à quantidade de desadaptação sofrida pela base de prótese, sendo, portanto, muito mais delgado. Provavelmente esta grande diferença de espessura da resina e o fato da temperatura de processamento para o reembasamento ser a mesma que aquela utilizada durante o primeiro ciclo de cura explique o número de poros encontrados neste estudo.

Os resultados da porosidade não puderam ser comparados com a literatura, pois não existem trabalhos que discorram sobre tal fato após o segundo ciclo de cura. Portanto, são necessários maiores estudos para que se possam avaliar adequadamente os métodos de processamento e comprovar se o desajuste demonstrado neste experimento é significativo clinicamente.

CONCLUSÃO

9. CONCLUSÃO:

Diante dos resultados obtidos neste estudo, podemos concluir que:

- 1- Após um segundo ciclo de polimerização, a resina convencional curada, tanto pelo método convencional como por microondas, mostrou melhor adaptação.
- 2- Após o reembasamento, houve formação de menor número de poros somente nas bases confeccionadas com resina específica para polimerização por energia de microondas.

APÊNDICE

10. APÊNDICE

Resultados obtidos pelos ensaios de adaptação e porosidade das bases de próteses antes e após o procedimento de reembasamento, para os grupos controle e experimentais.

Tabela VI: Peso do material de impressão (g), antes do reembasamento para o Grupo I (controle)

| AMOSTRA | 1ª Pesagem | 2ª Pesagem | 3ª Pesagem | Média |
|---------|------------|------------|------------|-------|
| 1 | 0,64 | 0,67 | 0,67 | 0,66 |
| 2 | 0,87 | 0,84 | 0,81 | 0,84 |
| 3 | 0,61 | 0,59 | 0,60 | 0,60 |
| 4 | 0,67 | 0,66 | 0,69 | 0,67 |
| 5 | 0,68 | 0,67 | 0,70 | 0,68 |
| 6 | 0,65 | 0,59 | 0,60 | 0,61 |
| 7 | 0,58 | 0,53 | 0,58 | 0,56 |
| 8 | 0,65 | 0,68 | 0,69 | 0,67 |
| 9 | 0,49 | 0,59 | 0,56 | 0,54 |
| 10 | 0,58 | 0,60 | 0,58 | 0,58 |
| 11 | 0,55 | 0,59 | 0,53 | 0,55 |
| 12 | 0,62 | 0,59 | 0,65 | 0,62 |

Tabela VII - Peso do material de impressão (g), antes do reembasamento para o Grupo II
(experimental)

| AMOSTRA | 1ª Pesagem | 2ª Pesagem | 3ª Pesagem | Média |
|---------|------------|------------|------------|-------|
| 13 | 0,68 | 0,69 | 0,64 | 0,67 |
| 14 | 0,62 | 0,58 | 0,63 | 0,61 |
| 15 | 0,63 | 0,62 | 0,56 | 0,60 |
| 16 | 0,88 | 1,00 | 0,91 | 0,93 |
| 17 | 0,49 | 0,48 | 0,50 | 0,49 |
| 18 | 0,68 | 0,67 | 0,64 | 0,76 |
| 19 | 0,62 | 0,65 | 0,63 | 0,63 |
| 20 | 0,61 | 0,60 | 0,60 | 0,60 |
| 21 | 0,60 | 0,54 | 0,55 | 0,56 |
| 22 | 0,51 | 0,52 | 0,50 | 0,51 |
| 23 | 0,60 | 0,61 | 0,58 | 0,59 |
| 24 | 0,67 | 0,64 | 0,61 | 0,64 |

Tabela VIII - Peso do material de impressão (g), antes do reembasamento para o Grupo III
(experimental)

| AMOSTRA | 1ª Pesagem | 2ª Pesagem | 3ª Pesagem | Média |
|---------|------------|------------|------------|-------|
| 25 | 0,49 | 0,52 | 0,54 | 0,51 |
| 26 | 0,57 | 0,57 | 0,58 | 0,57 |
| 27 | 0,67 | 0,65 | 0,66 | 0,66 |
| 28 | 0,59 | 0,60 | 0,56 | 0,58 |
| 29 | 0,55 | 0,58 | 0,56 | 0,56 |
| 30 | 0,60 | 0,65 | 0,61 | 0,62 |
| 31 | 0,62 | 0,63 | 0,58 | 0,61 |
| 32 | 0,57 | 0,53 | 0,54 | 0,54 |
| 33 | 0,64 | 0,69 | 0,66 | 0,66 |
| 34 | 0,43 | 0,45 | 0,42 | 0,43 |
| 35 | 0,65 | 0,60 | 0,59 | 0,61 |
| 36 | 0,62 | 0,63 | 0,62 | 0,62 |

Tabela IX - Peso do material de impressão (g), após o reembasamento, para o Grupo I (controle)

| AMOSTRA | 1ª Pesagem | 2ª Pesagem | 3ª Pesagem | Média |
|---------|------------|------------|------------|-------|
| 1 | 0,67 | 0,65 | 0,68 | 0,66 |
| 2 | 0,83 | 0,86 | 0,84 | 0,84 |
| 3 | 0,74 | 0,76 | 0,74 | 0,63 |
| 4 | 0,57 | 0,59 | 0,60 | 0,59 |
| 5 | 0,70 | 0,72 | 0,70 | 0,70 |
| 6 | 0,82 | 0,86 | 0,80 | 0,83 |
| 7 | 0,65 | 0,64 | 0,61 | 0,63 |
| 8 | 0,52 | 0,52 | 0,57 | 0,54 |
| 9 | 0,61 | 0,60 | 0,62 | 0,61 |
| 10 | 0,57 | 0,57 | 0,59 | 0,58 |
| 11 | 0,63 | 0,67 | 0,66 | 0,65 |
| 12 | 0,67 | 0,64 | 0,63 | 0,65 |

Tabela X - Peso do material de impressão (g), após o reembasamento para o Grupo II
(experimental)

| AMOSTRA | 1ª Pesagem | 2ª Pesagem | 3ª Pesagem | Média |
|---------|------------|------------|------------|-------|
| 13 | 0,70 | 0,66 | 0,65 | 0,67 |
| 14 | 0,57 | 0,60 | 0,59 | 0,59 |
| 15 | 0,70 | 0,69 | 0,72 | 0,70 |
| 16 | 0,70 | 0,65 | 0,69 | 0,68 |
| 17 | 0,69 | 0,65 | 0,63 | 0,66 |
| 18 | 0,58 | 0,60 | 0,58 | 0,59 |
| 19 | 0,72 | 0,61 | 0,67 | 0,67 |
| 20 | 0,63 | 0,64 | 0,64 | 0,64 |
| 21 | 1,0 | 1,01 | 0,98 | 1,0 |
| 22 | 0,61 | 0,63 | 0,60 | 0,61 |
| 23 | 0,64 | 0,63 | 0,64 | 0,64 |
| 24 | 0,70 | 0,64 | 0,69 | 0,68 |

Tabela XI - Peso do material de impressão (g), após o reembasamento para o Grupo III
(experimental)

| AMOSTRA | 1ª Pesagem | 2ª Pesagem | 3ª Pesagem | Média |
|---------|------------|------------|------------|-------|
| 25 | 0,66 | 0,64 | 0,62 | 0,64 |
| 26 | 0,90 | 0,91 | 0,90 | 0,90 |
| 27 | 0,82 | 0,82 | 0,81 | 0,82 |
| 28 | 0,84 | 0,86 | 0,87 | 0,86 |
| 29 | 0,64 | 0,60 | 0,63 | 0,62 |
| 30 | 1,17 | 1,16 | 1,13 | 1,15 |
| 31 | 0,85 | 0,90 | 0,91 | 0,89 |
| 32 | 0,75 | 0,74 | 0,75 | 0,75 |
| 33 | 0,94 | 0,97 | 0,94 | 0,95 |
| 34 | 0,80 | 0,84 | 0,80 | 0,81 |
| 35 | 0,58 | 0,57 | 0,60 | 0,58 |
| 36 | 0,60 | 0,61 | 0,62 | 0,61 |

Tabela XII - Porosidade antes do reembasamento para o Grupo I (controle)

| AMOSTRA | 1º CAMPO | 2º CAMPO | 3º CAMPO | 4º CAMPO | TOTAL |
|---------|----------|----------|----------|----------|-------|
| 1 | 3 | 3 | 2 | 2 | 10 |
| 2 | 1 | 4 | 2 | 1 | 08 |
| 3 | 2 | 2 | 0 | 1 | 05 |
| 4 | 2 | 2 | 2 | 2 | 08 |
| 5 | 3 | 2 | 2 | 1 | 08 |
| 6 | 1 | 3 | 3 | 3 | 10 |
| 7 | 6 | 2 | 3 | 2 | 13 |
| 8 | 0 | 2 | 3 | 3 | 08 |
| 9 | 2 | 3 | 1 | 3 | 09 |
| 10 | 3 | 2 | 1 | 1 | 07 |
| 11 | 1 | 1 | 2 | 1 | 05 |
| 12 | 3 | 3 | 0 | 3 | 09 |

Tabela XIII - Porosidade antes do reembasamento para o Grupo II (experimental)

| AMOSTRA | 1º CAMPO | 2º CAMPO | 3º CAMPO | 4º CAMPO | TOTAL |
|---------|----------|----------|----------|----------|-------|
| 13 | 3 | 1 | 2 | 1 | 07 |
| 14 | 2 | 2 | 3 | 2 | 09 |
| 15 | 1 | 2 | 5 | 1 | 09 |
| 16 | 0 | 1 | 1 | 1 | 03 |
| 17 | 1 | 2 | 0 | 1 | 04 |
| 18 | 2 | 5 | 0 | 0 | 07 |
| 19 | 5 | 4 | 4 | 1 | 14 |
| 20 | 4 | 2 | 1 | 1 | 08 |
| 21 | 3 | 10 | 1 | 0 | 13 |
| 22 | 1 | 4 | 4 | 0 | 09 |
| 23 | 3 | 2 | 2 | 2 | 09 |
| 24 | 1 | 1 | 1 | 2 | 05 |

Tabela XIV - Porosidade antes do reembasamento para o Grupo III (experimental)

| AMOSTRA | 1º CAMPO | 2º CAMPO | 3º CAMPO | 4º CAMPO | TOTAL |
|---------|----------|----------|----------|----------|-------|
| 25 | 0 | 5 | 1 | 0 | 06 |
| 26 | 0 | 1 | 1 | 0 | 02 |
| 27 | 1 | 2 | 1 | 0 | 04 |
| 28 | 1 | 0 | 0 | 1 | 02 |
| 29 | 0 | 2 | 1 | 1 | 04 |
| 30 | 0 | 0 | 5 | 0 | 05 |
| 31 | 1 | 2 | 2 | 1 | 06 |
| 32 | 2 | 1 | 2 | 0 | 05 |
| 33 | 2 | 5 | 3 | 0 | 10 |
| 34 | 1 | 2 | 2 | 0 | 05 |
| 35 | 0 | 4 | 1 | 0 | 05 |
| 36 | 9 | 2 | 0 | 0 | 11 |

Tabela XV - Porosidade após do reembasamento para o Grupo I (controle)

| AMOSTRA | 1º CAMPO | 2º CAMPO | 3º CAMPO | 4º CAMPO | TOTAL |
|---------|----------|----------|----------|----------|-------|
| 1 | 1 | 4 | 3 | 1 | 09 |
| 2 | 1 | 5 | 5 | 4 | 15 |
| 3 | 0 | 3 | 3 | 1 | 05 |
| 4 | 2 | 0 | 2 | 2 | 06 |
| 5 | 2 | 2 | 4 | 0 | 08 |
| 6 | 4 | 4 | 3 | 2 | 13 |
| 7 | 1 | 2 | 2 | 1 | 06 |
| 8 | 1 | 5 | 1 | 0 | 07 |
| 9 | 2 | 3 | 2 | 2 | 10 |
| 10 | 1 | 1 | 4 | 2 | 08 |
| 11 | 4 | 4 | 1 | 1 | 10 |
| 12 | 3 | 3 | 5 | 2 | 13 |

Tabela XVI - Porosidade após do reembasamento para o Grupo II (experimental)

| AMOSTRA | 1º CAMPO | 2º CAMPO | 3º CAMPO | 4º CAMPO | TOTAL |
|---------|----------|----------|----------|----------|-------|
| 13 | 0 | 3 | 0 | 2 | 05 |
| 14 | 4 | 2 | 2 | 1 | 09 |
| 15 | 1 | 0 | 2 | 0 | 03 |
| 16 | 2 | 3 | 3 | 6 | 14 |
| 17 | 0 | 1 | 0 | 3 | 04 |
| 18 | 6 | 3 | 2 | 2 | 13 |
| 19 | 2 | 5 | 1 | 3 | 11 |
| 20 | 3 | 5 | 2 | 1 | 11 |
| 21 | 1 | 3 | 3 | 3 | 10 |
| 22 | 9 | 8 | 1 | 0 | 18 |
| 23 | 0 | 3 | 0 | 0 | 03 |
| 24 | 7 | 2 | 2 | 9 | 20 |

Tabela XVIII - Porosidade após do reembasamento para o Grupo III (experimental)

| AMOSTRA | 1º CAMPO | 2º CAMPO | 3º CAMPO | 4º CAMPO | TOTAL |
|---------|----------|----------|----------|----------|-------|
| 25 | 0 | 8 | 0 | 0 | 08 |
| 26 | 4 | 1 | 1 | 2 | 08 |
| 27 | 2 | 4 | 2 | 1 | 09 |
| 28 | 3 | 3 | 5 | 3 | 14 |
| 29 | 2 | 0 | 0 | 2 | 04 |
| 30 | 2 | 0 | 0 | 1 | 03 |
| 31 | 0 | 1 | 0 | 1 | 02 |
| 32 | 0 | 4 | 0 | 2 | 06 |
| 33 | 2 | 1 | 0 | 1 | 04 |
| 34 | 3 | 5 | 1 | 2 | 11 |
| 35 | 3 | 1 | 0 | 2 | 06 |
| 36 | 2 | 0 | 1 | 1 | 04 |

SUMMARY

11. SUMMARY

In this study was verified the accuracy and porosity of denture submitted for double cycles of polymerization. Thirty six master cast were made in dental stone from the impression of metal die. These master cast were divided by three groups of 12 elements each. Denture bases of conventional acrylic resin were made on the casts of the groups I e II (GI and GII), polymerized in water bath during 9 hours at 73°C, and specific resin for denture bases for microwave polymerization were made on the casts of group III (GIII) and cured in microwave oven at 500W during 3 minutes. The accuracy was verified by the weight of a impression material was put between the denture base and cast die under load of 2 Kg. Afterwards, all the denture bases were relining by addition method, and those of the group I and III were relined with the same material and polymerization technic. The denture bases of the group II were filled with the same resin, however cured in microwave oven with 500W during 3 minutes. The accuracy was revaluable by the same way as described above. The porosity, was verified by the immersion of the polish specimens in a solution of permanent black ink and the pores were counted through a stereo light microscope with under magnification of 6,3 x. The average and standard deviation gotten for an accuracy before and after the relining were respectively: G1: $0,632 \pm 0,024$ - $0,659 \pm 0,026$; G2: $0,632 \pm 0,033$ - $0,677 \pm 0,031$; G3: $0,580 \pm 0,018$ - $0,798 \pm 0,049$. There was a significant difference only for the group III. The average and standard deviation for the porosity before and after the relining were respectively: G1 = $8,33 \pm 0,63$ - $9,25 \pm 0,85$; G2 = $8,17 \pm 0,98$ - $10,08 \pm 1,63$; G3 = $5,42 \pm 0,78$ - $6,58 \pm 1,02$. The conclusion is that the conventional resin when polymerized in the first cycle by conventional method and in the second cycle by microwaves energy showed similar accuracy to conventional relining. In relation to the porosity was verified that as after the first and second cycle of polymerization, the conventional resin showed the highest number of pores.

Key words: Removable dentures
Acrylics resins
Porosity
Adaptation-physiology

**REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS**

12. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1. AL DOORI, D. et al. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing system. *Dent. Mater.*, Washington, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
2. AL-HANBALI, E., KELLEWAY, J.P., HOWLETT, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. *J. Dent.*, Oxford, v.19, n.3, p.176-180, Mar. 1991.
3. ALKHATIB, B. et al. Comparison of microwave-polymerized denture base resins. *Int. J. Prosth.*, St. Louis, v.3, n.3, p.249-255, May/June, 1990.
4. ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A. Dimensional accuracy of various denture-base materials. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.12, n.1, p.67-81, Jan./Feb. 1962.
5. BAFILE, M. et al. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.66, n.2, p.269-274, Aug. 1991.

¹ De acordo com a NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT de 1989. Abreviatura dos Periódicos conforme o WORD LIST OF SCIENTIFIC PERIODICALS

6. BAILEY, L.R. Permanent type base for transferring records to an articulator. *Dent. clin. N. Am.*, Philadelphia, p.623-628, Nov. 1964
7. BARCO, M.T., BOONE, M.E., PHILLIPS, R.W. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures - An "in vitro" and "in vivo" study. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.42, n.1, p.17-22, July, 1979.
8. BLATTERFEIN, L. Rebasing procedures for removable partial dentures. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.8, n.3, p.441-467, May, 1958.
9. BREEDING, L.C., DIXON, D.L, LUND, P.S. Dimensional changes of processed denture bases after relining with three resins. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.66, n.5, p.650-656, Nov. 1991.
10. BURNS, D.R. et al. Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. *Int. J. Prosth.*, St Louis, v.3, n.5, p.489-493, 1990.
11. COMBE, E.C. *Notes on dental materials.* 5.ed. Edinburgh: Churchill Livingstone 1986. p. 50-2; 258-63. Apud BAFILE, M. et al op. cit. Ref. 5.

12. CRAIG, R.G. Plastics (prosthetic applications) In: Restorative dental material. 6.ed. London: C.V. Mosby, 1980. chap.14
13. _____., BERRY, G.C., PEYTON, F.A. Physical factors related to denture retention. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.10, n.3, p.459-467, May/June, 1960.
14. CURY, A.A.D.B., RODRIGUES JUNIOR, A.L., PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. *Revta Odont. Univ. S. Paulo*, São Paulo, v.8, n.4, p.243-249, out./dez. 1994.
15. DAVENPORT, J.C. The oral distribution of *Candida* in denture stomatites. *Br. dent. J.*, London, v.129, n.3, p.151-6, Aug. 1970.
16. DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J. prosth. Dent.*, St Louis, v.57, n.5, p.650-658, May, 1987.
17. DYER, R.A., HOWLETT, J.A. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. *J. Dent.*, Oxford, v.22, n.4, p.236-241, Aug. 1994.

18. FARAJ, S.A.A., ELLIS, B. The effect of processing temperatures on the exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. *Br. dent. J.*, London, v.147, n.8, p.209-212, Oct. 1979
19. GOODKIND, R.J., SCHULTE, R.C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.24, n.6, p.662-668, Dec. 1970.
20. HARRISON, A., BELTON, E.L., MEADES, K. Do self-curing acrylic resin repairs gain strenght with age? *J. Dent.*, Oxford, v.5, n.4, p.334-338, Dec. 1977.
21. HAYDEN, W.J. Flexural strenght of microwave-cured denture baseplates. *Gen. Dent.*, Chicago, v.34, p.367-371, Sept./Oct. 1986.
22. HOGAN, P.F., MORI, T. Development of a method of continuous temperature measurement for microwave denture processing. *Dent. Mater.*, Washington, v.9, n.1, p.1-11, June, 1990.

23. HUGGET, R. BROKS, S.C., BATES, J.F. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. *Quintess. dent. Technol.*, Washington, v.8. n.2, p.81-85, Feb. 1984.
24. ILBAY, S.G., GÜVENER, S., ALKUMRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. *J. Oral Rehabil.*, Birmingham, v.21, n.1, p.103-109, Jan. 1994.
25. JAGGER, R.G. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. *J. oral Rehabil.*, Birmingham, v.5, n.8, p.151-157, 1978.
26. KAWAZOE, Y., HAMADA, T. The role of saliva in retention of maxillary complete dentures. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.40, n.2, p, 131-136, Aug. 1978.
27. KIMURA, H., TERAOKA, F., SAITO, T. Applications of microwave for dental technique (part 2) - adaptability of cured acrylic resins. *J. Osaka Univ. dent. Sch.*, Osaka, v.24, p.21-19, Dec. 1984.

28. KIMURA, H., TERAOKA, F., SUGITA, M. Applications of microwave for dental technique (part 3) - development of model materials for microwave polymerization. *J. Osaka univ. dent. Sch.*, Osaka, v.27, p.41-50, 1987.
29. _____., et al. Applications of microwave of dental technique (part 1) - dough-forming and curing of acrylic resins. *J. Osaka Univ. dent. Sch.*, Osaka, v.23, p.43-49, Dec. 1983.
30. LEONG, A., GRANT, A.A. The transverse strenght of repairs in polymethyl methacrylate. *Aust. dent. J.*, St. Leonards, v.16, n.4, p. 232-234, Aug. 1971.
31. LEVIN, B., SANDERS, J.L., REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J. prosth. Dent.*, St Louis, v.61, n.3, p.381-383, Mar. 1989.
32. Mc CABE, J.F., WILSON, H.J. The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. Part II. *J. oral Rehabil.*, Birmingham, v.7, n.3, p.235-243, May, 1980.

33. NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: With particular reference to heat - curing resins. *J. Osaka dent. Univ., Osaka, v.2, n. , p.23-40, Feb. 1968.*
34. NOWLIN, T.P., TAUBERT, T., BOESEL, B.J. Tensile strenght and porosity in two new microwaves process acrylics. *J. dent. Res., Washington, v.70, p.476, Apr. 1991. [abstract,]*
35. POLUKOSHKO, K.M. et al. Evaluation of heat-cured resin bases following the addition of denture teeth using a second heat cure. *J. prosth. Dent., St. Louis, v.67, n.4, p.556-562, Apr. 1992.*
36. POLYZOIS, G.L., et al. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: a comparative study. *J. prosth. Dent., St. Louis, v.57, n.5, p.639-647, May, 1987.*
37. REITZ, P.V., SANDERS, J.L., LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintess. Int., Berlin, v.6, n.8, p.547-551, Aug. 1985.*

38. RYGE, G., FAIRHURST, C.W. An evaluation of denture adaptation on the basis of contour meter recordings. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.9, n.5, p.755-760, Sept./Oct. 1959.
39. SABB, E.M., RAMADAN, F.A., MOHAMED, F.A. The effect of curing cycles and mold materials on porosity of acrylic resin. *Egypt dent. J.*, Cairo, v.21, n.1, p.75-88, Jan. 1975.
40. SALIM, S., SADAMORI, S., HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.67, n.6, p.879-881, June, 1992.
41. SANDERS, J.L., LEVIN, B., REITZ, P.V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintess. Int.*, Berlin, v.22, n.3, p.181-186, 1991.
42. _____, _____, _____. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quintess. Int.*, Berlin, v.18, n.7, p.453-456, 1987.

43. SHLOSBERG, S.R. et al. Microwave energy polymerization of poly (methyl methacrylate) denture base resin. *Int. J. Prosth.*, St. Louis, v.2, n.5, p.453-458, 1989.
44. SPENCER, H.R, GARIAEFF, P. The present status of vulcanite versus plastics a baseplate material. *Contact Pt.*, San Francisco, v.27, p.263-267, June, 1949.
45. TAKAMATA, T., SETCOS, J.C. Resin dentures bases: Review of accurancy and methods of polymetization. *Int. J. Prosth.*, St. Louis, v.2, n.6, p.555-562, 1989.
46. TAKAMATA, T. et al. Adaptation of acrylic resin denture as influenced by the activation mode of polymerization. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.119, n.2, p.271-276, Aug. 1989.
47. TAUBERT, T.R., NOWLIN, T.P. Controlling porosity in microwave processed acrylic. *Trends Technol.*, v.9, n.3, p.45-48, Apr. 1992.

48. TRUONG, V.T., THOMASZ, F.G.V. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. *Aust. dent. J.*, St. Leonards, v.33, n.3, p.201-204, June, 1988.
49. TURCK, M.D. et al. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture - processing techniques. *Int. J. Prosth.*, St. Louis, v.5, n.4, p.367-372, 1992.
50. WALLACE, P.W. et al. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.66, n.3, p.403-408, Sept. 1991.
51. WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. *Int. dent. J.*, St. Albans, v.9, n.4, p.451-460, May, 1959.
52. _____, _____. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.59, n.2, p.250-260, Aug. 1959.
53. WOLFAARDT, J.F., CLEATON-JONES, P., FATTI, P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methly methacrylate) denture base resin. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.55, n.3, p.393-400, Mar. 1986.

54. YARMAND, M.A., GEHL, D.H. Laboratory and clinical study on a permanent type base for transferring interocclusal records. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.25, n.5, p. 497-505, May, 1971.
55. YUNUS, N., HARRISON, A., HUGGET, R. Effect of microwave irradiation on the flexural strenght and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. *J. oral Rehabil.*, Birmingham, v.21, n.6, p. 641-648, Nov. 1994.