

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MARIA HELENA WAACK DE ALMEIDA  
Cirurgiã-Dentista

**EFEITO DA COMBINAÇÃO DE  
GESSOS DE INCLUSÃO SOBRE A  
ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESE  
TOTAL SUPERIOR.**

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campinas para a  
obtenção do título de Doutor em Clínica  
Odontológica - Área Prótese.

Piracicaba - S.P.  
2001

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MARIA HELENA WAACK DE ALMEIDA  
Cirurgiã-Dentista

**EFEITO DA COMBINAÇÃO DE  
GESSOS DE INCLUSÃO SOBRE A  
ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESE  
TOTAL SUPERIOR.**

Orientador: Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti

Co-Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

Este exemplar foi devidamente corrigido,  
de acordo com a Resolução CCPG-030/89  
CPG, 23/05/2001

  
Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campinas para a  
obtenção do título de Doutor em Clínica  
Odontológica - Área Prótese.

Piracicaba - S.P.  
2001

### Ficha Catalográfica

AL64e Almeida, Maria Helena Waack de.  
Efeito da combinação de gessos de inclusão sobre a adaptação das bases de prótese total superior. / Maria Helena Waack de Almeida. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.  
xvi, 137p. : il.

Orientadores : Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti, Prof. Dr. Simonides Consani.  
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária completa. 2. Resinas acrílicas dentárias. 3. Polimerização. 4. Materiais dentários. 5. Gesso. I. Domitti, Saide Sarckis. II. Consani, Simonides. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 12 de Fevereiro de 2001, considerou a candidata MARIA HELENA WAACK DE ALMEIDA aprovada.

1. Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI

2. Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO

3. Prof. Dr. ESTEVÃO TOMOMITSU KIMPARA

4. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

5. Prof. Dr. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA

# Dedicatória

A DEUS, pelo Milagre da Vida.

Aos meus pais, Antonio Maria e Rosa Maria, pelo amor, estímulo, oportunidades e exemplo marcantes em minha vida.

À maior graça concedida por Deus, minha filha, Maria Clara, motivação e alegria de viver (que, à sua maneira, participou de todas as fases deste trabalho, e quem, infelizmente, foi mais prejudicada pela minha ausência).

# **Agradecimentos Especiais**

Aos Profs. Drs. SAIDE SARCKIS DOMITTI e SIMONIDES CONSANI, Titulares das Áreas de Prótese Total e Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, respectivamente, que foram imprescindíveis na arte de ensinar, orientar e executar este trabalho, e assim o fizeram com muita paciência, habilidade, total disponibilidade e profissionalismo, dando-me um excelente exemplo de atuação do professor universitário, além do agradável convívio durante todo o curso de Pós-Graduação.

**Meus sinceros agradecimentos.**

# Agradecimentos

Aos técnicos do Laboratório de Produção da FOP - UNICAMP, especialmente à Cleide Fernandes e Otávio Roberto Viana Pereira, pela colaboração durante a fase experimental.

Aos técnicos do Laboratório de Materiais Dentários da FOP - UNICAMP, Selma Aparecida Barbosa Segalla, pelo carinho e atenção durante toda a realização deste trabalho e Marcos Blanco Cangiani, engenheiro mecânico, pela colaboração durante toda a fase experimental e documentação fotográfica.

Ao Sr. Lourival de Luccas, do setor de marcenaria da FOP - UNICAMP, excelente pessoa, pela simpatia e total disponibilidade durante a fase experimental.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretí, da Área de Materiais Dentários da FOP - UNICAMP, pelo pronto atendimento e elaboração da Análise Estatística.

À minha Super Mãe, Rosa Maria Calegari de Almeida, pela correção ortográfica e gramatical.

À Adriane Chinaglia, eficiente secretária, pela colaboração durante a fase experimental.

À Sandra da Silva Lima Flor, que durante toda a realização deste trabalho cuidou de minha filha com muito zelo e carinho.

À grande amiga Patrícia Fernanda Roesler Bertolini, espírito científico em pessoa, companheira até no curso de Pós-Graduação.

Aos queridos professores da FOP - UNICAMP: Cecília Gatti Quirado, Maria Beatriz D. Gavião e Wilkens Aurélio Buarque e Silva pelas sugestões tão importantes na finalização deste trabalho.

Ao Ledis, pela grande colaboração, principalmente na finalização deste trabalho.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente possibilitaram a realização deste trabalho, e mesmo aqueles que direta ou indiretamente o dificultaram.

# Sumário

	P.
Resumo.....	1
Summary.....	3
1. Introdução.....	5
2. Revisão da Literatura.....	9
2.1 Gesso.....	9
2.2 Resina acrílica.....	20
3. Proposição.....	69
4. Metodologia.....	71
4.1 Materiais.....	71
4.2 Método.....	72
5. Resultados.....	87
6. Discussão.....	97
7. Conclusão.....	107
Referências Bibliográficas.....	109
Anexo.....	123

## *Resumo*

O objetivo desta pesquisa foi verificar os efeitos da combinação de gessos de inclusão na adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, polimerizadas de acordo com os seguintes ciclos: convencional, calor seco e energia de microondas. Foram confeccionados quarenta e cinco modelos padrões em gesso pedra, a partir de um molde de borracha representando uma arcada superior desdentada. Sobre os modelos foram confeccionadas quarenta e cinco bases de prova, divididas aleatoriamente em três grupos de quinze elementos cada, baseados no tipo do gesso utilizado durante a fase de inclusão dos modelos. No Grupo I, as bases de prova foram incluídas em mufla pela técnica convencional, utilizando-se gesso comum e pedra. No Grupo II, utilizando-se gesso comum e especial, e no Grupo III, gesso pedra e especial. Cada Grupo foi subdividido em três subgrupos, de acordo com o ciclo de polimerização ao qual as amostras foram submetidas: Subgrupo 1: polimerização através do ciclo convencional ( $74\pm 2^{\circ}\text{C}$  por 9 horas); Subgrupo 2: polimerização por calor seco ( $74\pm 2^{\circ}\text{C}$  por 9 horas); e Subgrupo 3: polimerização através de energia de microondas (900 W por 3 minutos). A seguir, as bases em resina foram fixadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo. O conjunto base de prótese-modelo de gesso foi posicionado, fixado e seccionado em aparelho específico onde foram executados três cortes látero-laterais: A (anterior), B (médio) e C (posterior). A alteração dimensional ocorrida na resina acrílica foi avaliada por meio de um microscópio comparador, em cinco pontos referenciais. Os resultados numéricos foram submetidos à análise de

variância e ao teste de Tukey (5%). Concluiu-se que, independente dos demais fatores, o ciclo convencional mostrou o maior desajuste das bases de prótese em relação aos modelos. Quando o tipo de inclusão foi analisado em relação ao fator ciclo de polimerização, verificamos que as inclusões Comum/Especial e Pedra/Especial não apresentaram valores com diferença estatística significativa. Na inclusão Comum/Pedra o ciclo convencional apresentou o maior desajuste. Quando o fator corte foi analisado em função do ciclo de polimerização, notamos que no corte A, o ciclo convencional apresentou o maior desajuste. Quando os cortes foram analisados independente de outros fatores, houve diferença estatística significativa entre eles. O maior desajuste ocorreu no corte C. Quando os cortes foram analisados em relação ao tipo de inclusão independente de outros fatores, verificamos que nas inclusões Comum/Especial e Pedra/Especial, o maior desajuste ocorreu no corte C. Quando o tipo de inclusão foi observado independente de outros fatores, verificamos que a inclusão Comum/Pedra apresentou o menor desajuste.

Palavras-chave: Prótese Total

Resinas Acrílicas Dentárias

Polimerização

Materiais Dentários

Gessos

## *Summary*

The purpose of this study was to verify the effects of the combination of inclusion plaster in the adaptation of upper denture bases, made with heat-cured acrylic resin, occurred under the influence of three cycles of polymerization: conventional, by dry heat and with microwave energy. Forty-five master casts were made in stone plaster from a rubber cast representing upper nondental arch. The forty-five experimental bases were made on the casts which were divided at random into three groups of fifteen elements, based on the kind of plaster used during the inclusion phase of the casts. The casts with the experimental bases from Group I were included in flask by conventional technique, using common plaster and stone. In the Group II, using common plaster and special, and the Group III stone plaster and special. Each group was subdivided into three subgroups, according the polymerization cycle to which the casts were submitted: Subgroup 1: polymerization through the conventional cycle ( $74 \pm 2^{\circ}\text{C}$  for nine hours). Subgroup 2: polymerization by dry heat ( $74 \pm 2^{\circ}\text{C}$  for nine hours) and Subgroup 3: polymerization in Microwave Oven (900 W for 3 minutes). Next, the bases in resin were fixed on their casts with instantaneous adhesive. The plaster model - prosthesis bases set was positioned, fixed and cut on an specific instrument, three lateral plane cuts were made: A (anterior), B (median) and C (posterior). The occurred dimensional alteration on the acrylic resin was evaluated with a comparator microscope in five referential points. The numerical

results were submitted to a variance analysis and the Tukey Test (5%). It was concluded that, independent of other factors, the conventional cycle showed the biggest disadjustment of the denture bases in relation to the casts. When the kind of inclusion was analysed in relation to the cycle factor of polymerization, it was verified that the Commum/Special and Stone/Special inclusions did not show statistic significative difference. In the Commum/Stone inclusion the conventional cycle showed the biggest disadjustment. When the cut factor was analysed in relation to the polymerization cycle, it was verified that in the A cut, the conventional cycle showed the biggest disadjustment . When the cuts were analysed independent of other factors, there was significative statistic difference among them. The biggest disadjustment occurred in the C cut. When the cuts were analysed in relation to the kind of inclusion independent of other factors, it was verified that in the Commum/Special and Stone/Special inclusions, the biggest disadjustment occurred in the C cut. When the kind of inclusion was analysed independent of other factors, it was verified that the Commum/Stone inclusion showed the smallest disadjustment.

Key words: Complete denture  
Dental Acrylic resins  
Polymerization  
Dental Materials  
Plasters

# *1.Introdução*

A prótese total é um aparelho protético muco suportado que busca devolver a função estética, fonética e mastigatória ao paciente desdentado. Ela é constituída por dentes artificiais montados em uma base, confeccionada em resina acrílica, que além de reter os dentes artificiais repousa e se adapta sobre os tecidos bucais.

Até 1800 as próteses totais eram feitas de madeira dura, marfim ou osso, com dentes naturais presos por parafusos pois os dentistas dependiam de materiais naturais para a fabricação de restaurações.<sup>53</sup> Dentes de porcelana fundida somente foram desenvolvidos na Europa perto do final do século XVIII e em 1825 começaram a ser produzidos e melhorados na América. A borracha dura vulcanizada, demonstrada e patenteada por GOODYEAR, em 1851, segundo WOELFEL,<sup>82</sup> foi amplamente utilizada por 80 anos com a finalidade de reabilitar pacientes desdentados totais, mesmo sendo criticada por sua cor, opacidade, porosidade, além da dificuldade de polimento e reparo. Muitos outros materiais foram ensaiados como substitutos da borracha, principalmente no sentido de melhorar a estética, entre eles o nitrato de celulose (“Celulóide”), a resina fenol formaldeído (“Bakelite”), o vinil acetato, o vinil cloro e finalmente a resina à base de metilmetacrilato de metila (Vernonite)<sup>53</sup> que, em 1936, surgiu nos Estados Unidos como um material de aparência atrativa, substituindo todos os materiais até então utilizados na confecção de próteses totais.<sup>82</sup> Os polímeros e co-polímeros do metil

metacrilato continuam a ser as opções mais populares de resina para base de prótese total, e praticamente não mudaram desde a sua introdução, exceto por pequenas modificações e refinamentos. Entretanto, muitos estudos tem sido feitos no intuito de melhorar as propriedades químicas, físicas<sup>25</sup> e mecânicas da resina acrílica, assim como na tentativa de facilitar o trabalho laboratorial.<sup>75</sup>

Três tipos de gesso são comumente utilizados na prática odontológica: gesso comum, gesso pedra e gesso de alta resistência, todos obtidos do mineral gipsita, que é uma forma diidratada do sulfato de cálcio.<sup>17</sup> Embora gesso comum, pedra e especial tenham a mesma fórmula química, o método de calcinação é diferente para cada tipo, resultando em diferentes partículas. Assim, o gesso comum apresenta partículas porosas, de formato irregular e é chamado de sulfato de cálcio hemiidratado beta. O gesso pedra apresenta partículas de formato uniforme e menos porosas que as do gesso comum, e são chamadas de sulfato de cálcio hemiidratado alfa.<sup>13</sup> O gesso pedra especial apresenta partículas menos porosas dos três tipos de hemiidrato. Quando o hemiidrato, na forma de gesso comum, pedra ou especial é misturado com água, ocorre uma reação química exotérmica, transformando-se em diidrato novamente. A quantidade exata de água necessária para a mistura é maior que a quantidade necessária para a reação química (18,61 ml de água para 100 g de diidrato).<sup>17</sup> Todavia na prática, uma mistura com 20% de água resulta em um produto com características que impossibilitam o seu uso, principalmente aquelas relacionadas com sua consistência e fluidez.<sup>1</sup> Portanto, o excesso de água adicionado à mistura com o intuito de

facilitar a manipulação do material e a confecção do modelo não entra na reação química e evapora, deixando posteriormente vazios na massa do material.<sup>17</sup> Assim sendo, é de importância fundamental a necessidade de conciliar duas propriedades importantes do gesso sob certo ponto antagônicas em sua maneira de serem conseguidas: resistência mecânica elevada e fluidez suficiente para que a mistura gesso/água possa reproduzir os detalhes de uma superfície sobre a qual é vertida. Então o operador deve estar ciente que, ao ganhar em resistência, perderá em fluidez da mistura e vice-versa.<sup>1</sup>

Muitos estudos já foram feitos sobre a expansão térmica, expansão de presa, resistência e outras propriedades do gesso, mas muito pouco se sabe sobre as alterações dimensionais que ocorrem nestes produtos durante o processamento, principalmente pelo fato de a precisão final da restauração protética ser dependente em grande parte das alterações dimensionais que ocorrem nos materiais de revestimento.<sup>71</sup> PHILLIPS<sup>55</sup> comentou que, independente do tipo de gesso utilizado, a expansão da massa pode ser detectada durante a mudança do hemiidrato para o diidrato e, dependendo de sua composição, pode ser observada uma expansão tão pequena quanto 0,006% ou tão grande quanto 0,5%. Por outro lado, a expansão normal de presa dos produtos à base de gesso é sempre precedida de contração inicial,<sup>39</sup> pois, quando se compara os volumes equivalentes do hemiidrato, da água e do produto da reação (diidrato), verifica-se uma contração volumétrica durante a reação de presa.<sup>44</sup> Este fato pode ser explicado pelo crescimento e entrelaçamento dos cristais do diidrato à partir de seu núcleo com os cristais adjacentes, podendo obstruir seu

crescimento. Como esse processo é repetido por milhares de cristais durante o crescimento, uma tensão exterior os impulsiona em formação produzindo expansão de toda massa. Estes choques e movimentos dos cristais resultam na formação de microporos. Portanto, uma expansão de presa irá ocorrer mesmo se o volume verdadeiro dos cristais isoladamente for menor que o inicial.<sup>55</sup> Alguns autores acreditam que a expansão do gesso compensa a contração de polimerização que ocorre como resultado da contração térmica da resina acrílica, como é o caso de KIMURA *et al.*<sup>37</sup> que desenvolveram gessos com diferentes composições para o processamento de próteses totais em microondas, melhorando em 20 a 50% a adaptação das bases quando utilizaram gesso reforçado com 20 a 30% em peso de pó de alumínio. Embora haja uma tendência em se utilizar silicona na fase de inclusão dos modelos, o gesso continua sendo a alternativa mais utilizada nos laboratórios de prótese por ser um material relativamente barato e de fácil manipulação. Assim, este trabalho tem como objetivo analisar os efeitos da combinação de gessos de inclusão sobre a adaptação das bases de prótese total superior.

## *2.Revisão da Literatura*

### **2.1.Gesso**

KIMBALL,<sup>35</sup> em 1934, estudou as propriedades do gesso Paris e os efeitos da variação dos métodos de manipulação, proporção da mistura, tempo de presa, adição de Bórax e resistência, temperatura e pressão de vulcanização, espatulação mecânica, vibração e combinação de espatulação mecânica e vibração. Os resultados deste estudo revelaram que a espatulação prolongada do gesso acelerou a presa, a ponto de, em misturas mais espessas não ser possível terminar os modelos. Não houve aumento da resistência em virtude do tempo de espatulação. Portanto, a espatulação do gesso por 1 minuto foi considerada mais aconselhável. Segundo os autores, a proporção pó:líquido do gesso recomendada pela A.D.A. é de 100:60; porém a proporção 100:50 produziu uma mistura cremosa, ligeiramente espessa, completamente apropriada para a confecção de modelos. O tempo de presa demonstrou influência sobre a resistência do modelo de gesso, uma vez que a resistência aumentou proporcionalmente com a evaporação do excesso de água. A adição de bórax retardou a presa do gesso diminuindo a resistência do modelo. O efeito da temperatura e pressão de vulcanização enfraqueceu cerca de 60% os modelos. A espatulação mecânica do gesso, quando comparada à manual, aumentou em 6% a resistência das amostras após 24 horas de presa, e

em 4% após vulcanização. A vibração aumentou em 6% a resistência dos modelos quando comparados com modelos não vibrados e após vulcanização em 8%. A combinação de espatulação mecânica e vibração aumentou consideravelmente a resistência dos modelos (40%) em relação à espatulação manual e sem vibração, assim como, após a vulcanização, as amostras apresentavam-se 25% mais resistentes que modelos simplesmente espatulados manualmente.

SWEENEY & TAYLOR,<sup>71</sup> em 1950, apresentaram um método para determinar as alterações dimensionais nos produtos à base de gesso usados na Odontologia, comparando-o com métodos anteriores. Segundo os autores, muitos estudos são feitos sobre a expansão térmica, expansão de presa, resistência e outras propriedades do gesso, mas muito pouco se sabe sobre as alterações dimensionais que ocorrem nestes produtos durante o processamento, principalmente pelo fato de a precisão final da restauração ser dependente em grande parte das alterações dimensionais que ocorrem nos materiais de revestimento.

MAHLER & ASGARZADEH,<sup>44</sup> em 1953, analisaram a contração volumétrica dos materiais a base de gesso durante a presa. Relataram que, quando o hemiidrato de sulfato de cálcio é misturado com a água, se converte em diidrato de sulfato de cálcio e durante a presa do material há verdadeiramente contração da massa. O aumento dimensional destes materiais durante a presa, comumente chamado expansão de presa, deve ser devido à formação de porosidade no interior da massa e a tensão imposta pelo crescimento dos cristais.

HENRY & PHILLIPS,<sup>27</sup> em 1961, estudaram a influência do tipo de partícula do gesso na reprodução de detalhes. Foram utilizadas

quatro marcas de gesso tipo II, sem aceleradores ou retardadores, espatulados a vácuo e vertidos no interior do molde sob vibração. Segundo os autores, embora nenhum dos produtos ensaiados tenha reproduzido por completo os detalhes do molde, a reprodutibilidade foi aumentada quando o tamanho da partícula do gesso foi reduzido. Entretanto, existem outros fatores, além do tamanho da partícula do gesso, que podem influenciar na reprodução de detalhes dos moldes.

COMBE & SMITH,<sup>13</sup> em 1964, investigaram algumas propriedades dos gessos entre elas: consistência, tempo de presa e expansão, velocidade de hidratação, resistência transversal e à compressão, dureza e características das partículas. Relataram que a maioria dos gessos utilizados são derivados do sulfato de cálcio hemiidratado, com alguns pigmentos inertes e sais como o sulfato ou tartarato de potássio e o citrato de sódio, utilizados para reduzir a expansão e controlar o tempo de presa. Segundo os autores, dependendo do processo de obtenção do hemiidrato, há a formação de alfa e beta hemiidrato. As partículas alfa são menores e mais regulares que as beta hemiidrato, necessitando menor proporção água/pó e conseqüentemente apresentando menor porosidade, maior resistência e dureza. Comentaram ainda que é necessário cuidadoso proporcionamento, espatulação mecânica, vibração e secagem do modelo para se obter ótimos resultados.

TORESKOG *et al.*,<sup>77</sup> em 1966, em um estudo comparativo das propriedades dos materiais utilizados na confecção de troquéis, relataram que uma das potenciais fontes de erro das técnicas indiretas é o modelo sobre o qual o padrão de cera é construído. Todos os

materiais para modelo exibem alguma alteração dimensional após a presa ou endurecimento. Alguns possuem pouca resistência à abrasão então comprometem os detalhes marginais durante a fabricação do padrão de cera; outros não reproduzem adequadamente os detalhes presentes na moldagem. Neste estudo, oito classes de materiais foram avaliadas. Nenhum material provou ser superior em todas as suas propriedades. Os gessos foram superiores na estabilidade dimensional, mas a resistência à abrasão foi baixa. Segundo os autores, não há um único material que seja superior em todas as suas propriedades, uma vez que cada material tem sua limitação. Portanto, cabe ao profissional a escolha mais inteligente do melhor material, ou a combinação de materiais, para determinado uso.

KUSNER & MICHMAN,<sup>39</sup> em 1967, analisaram as alterações dimensionais iniciais do gesso Paris durante a presa e o efeito de uma restrição na contração inicial. Segundo os autores, a expansão normal de presa dos produtos à base de gesso é sempre precedida de contração inicial. Esta, por sua vez, parece depender da composição e manipulação do gesso, podendo ser modificada pela temperatura e umidade. Dois métodos para determinar a alteração dimensional linear foram usados: uma modificação do método horizontal e o banho de mercúrio. Os autores concluíram que, as diferentes restrições alteram linearmente a magnitude da contração inicial, mas não alteram o tempo em que a contração alcança seu pico, ou seja, tempo em que a expansão de presa começa. Também observaram que a perda do brilho, presa inicial de Vicat e a contração inicial ocorrem ao mesmo tempo. Segundo os autores, o tempo em que a contração inicial alcança seu pico pode ser

usado como ponto de referência para medir a expansão normal de presa do gesso.

LAUTENSCHLAGER & CORBIN,<sup>41</sup> em 1969, investigaram a expansão do gesso pedra variando a proporção água/pó em 0,25, 0,30, 0,40, 0,50 e 0,60. Utilizaram os métodos de difração do RX e medida da densidade aparente para avaliar como a porosidade, o excesso de água e a deformação dos cristais podem influenciar no processo de presa do gesso. Segundo os autores, após a mistura do sulfato de cálcio hemiidrato e água, cristais de diidrato começam se formar. Em virtude do crescimento em tamanho e número dos cristais, há colisão entre eles. Eles não deformam um ao outro, mas desviam criando um grande espaço em volume, causando expansão. Como a espessura da mistura está aumentada, há mais cristais de diidrato se formando, portanto causando mais colisão e mais expansão. Em virtude do “movimento” dos cristais é criado um grande número de poros. Como a expansão aumenta, o número de poros também aumenta. Por isso, no início do processo de presa do gesso, enquanto o excesso de água ainda está presente, misturas espessas são mais porosas que misturas finas. Entretanto, mais tarde no processo de presa, após a expansão estar completa, o excesso de água evapora da estrutura criando porosidade adicional, o que explica o fato de misturas mais finas apresentarem mais porosidade que misturas espessas.

ABREU *et al.*,<sup>1</sup> em 1971, se propuseram a estudar algumas propriedades do gesso pedra, em função da experiência do operador e da relação pó/líquido. Utilizando duas técnicas na obtenção da proporção pó/líquido (denominada pelos autores de correta

e incorreta), e dois grupos de operadores (qualificados em experimentados e não experimentados), os autores observaram a influência dessas variáveis nas propriedades de consistência, resistência à compressão e à tração de dois gessos pedra nacionais do tipo III. A mistura de água e gesso, foi aglutinada durante 30 segundos, manipulada manualmente por 60 segundos e vazada, sob vibração, nos moldes. Segundo os autores, teoricamente, a quantidade mínima de água necessária para converter o hemiidrato de sulfato de cálcio em diidrato é de 18,62% em peso. Todavia na prática, uma mistura com 20% de água resulta em um produto com características que impossibilitam o seu uso, principalmente aquelas relacionadas com sua consistência e fluidez. Água em excesso é pois, sempre adicionada para possibilitar uma mistura suficientemente fluída, e a quantidade necessária varia de acordo com o tipo de gesso empregado. Por outro lado, a quantidade de água utilizada na mistura dos gessos constitui-se no mais importante fator na determinação da resistência final do produto. Portanto, é de importância fundamental a necessidade de conciliar duas propriedades importantes do gesso sob certo ponto antagônicas em sua maneira de serem conseguidas: resistência mecânica elevada e fluidez suficiente para que a mistura gesso/água possa reproduzir os detalhes de uma superfície sobre a qual é vertida. Assim, o operador deve estar ciente que ao ganhar em resistência perderá em fluidez da mistura e vice-versa.

JORGENSEN,<sup>32</sup> em 1973, observou a influência da adição de aceleradores e retardadores, proporção água/pó, tempo de mistura, temperatura e introdução de pós quimicamente inativos na expansão

de presa dos gessos e, se há relação entre expansão de presa e forma dos cristais de gesso formados e crescidos dentro dessas condições. Os resultados deste estudo mostraram que a adição de modificadores tem efeito sobre a formação de núcleos de cristalização afetando desta forma a expansão de presa. O tempo de mistura não tem influência na quantidade de expansão de presa quando o gesso é espatulado por até 90 segundos. Além deste período, a expansão é proporcional ao tempo de mistura. A proporção água/pó revelou considerável influência sobre a expansão de presa do gesso, reforçando a necessidade de seu correto proporcionamento, pois, quanto mais pó para uma determinada quantidade de água, maior a expansão. A influência da temperatura sobre a expansão de presa do gesso não foi marcante. Segundo os autores, a análise estatística demonstrou que não há relação entre expansão de presa e forma dos cristais de gesso. A expansão foi correlacionada com o número de cristais por unidade de volume do gesso.

CRAIG *et al.*,<sup>17</sup> em 1983, relataram que três tipos de gesso são comumente utilizados na Odontologia: gesso comum, gesso pedra e gesso de alta resistência e que todos são obtidos do mineral gipsita, que é uma forma diidratada do sulfato de cálcio. Ao se aquecer, durante o processo de fabricação (calcinação), a gipsita perde 1,5 molécula-grama de água, convertendo-se na forma hemiidratada do sulfato de cálcio. Embora gesso comum, pedra e especial tenham a mesma fórmula química, o método de calcinação é diferente para cada tipo, resultando em diferentes partículas. Assim, o gesso comum apresenta partículas porosas, de formato irregular e é chamado de sulfato de cálcio

hemiidratado beta. O gesso pedra apresenta partículas de formato uniforme e menos porosas que as do gesso comum, e são chamadas de sulfato de cálcio hemiidratado alfa. O gesso pedra especial apresenta partículas menos porosas dos três tipos de hemiidrato. Quando o hemiidrato, na forma de gesso comum, pedra ou especial é misturado com água, ocorre uma reação química exotérmica, transformando-se em diidrato novamente. A quantidade exata de água necessária para a mistura é maior que a quantidade necessária para a reação química (18,61 ml de água para 100 g de diidrato). Portanto água em excesso é adicionada à mistura com o intuito de facilitar a manipulação do material e a confecção do modelo, porém a água em excesso não entra na reação química e evapora, deixando posteriormente vazios na massa do material.

GARBER *et al.*,<sup>22</sup> em 1985, analisaram a consistência, viscosidade, tempo de presa, expansão de presa, reprodução de detalhes, resistência à compressão e abrasão de cinco marcas comerciais de gessos de alta resistência quando manipulados a mão ou a vácuo. Segundo os autores, a seleção de um gesso deve ser baseada em suas propriedades físicas e mecânicas listadas pelo fabricante, sendo que as condições de manipulação podem afetar essas propriedades. Aumentando a espatulação há um aumento da expansão como resultado do entrelaçamento dos cristais de gesso durante seu crescimento, tornando a solução supersaturada. Embora espatulação a vácuo seja mais efetiva, os resultados deste estudo mostraram que espatulação a vácuo diminuiu a expansão de presa para todos os gessos testados. A contração volumétrica foi maior para gessos espatulados a

vácuo que manualmente. Consistência e resistência à abrasão foram aumentadas e, viscosidade, tempo de presa e expansão de presa foram diminuídas pela espatulação a vácuo. Todos os gessos testados foram capazes de reproduzir detalhes em ambas as técnicas de espatulação. A técnica de espatulação teve pouco efeito sobre a resistência à compressão.

KIMURA *et al.*,<sup>37</sup> em 1987, desenvolveram gessos com diferentes composições na tentativa de melhorar a adaptação das bases de prótese polimerizadas por energia de microondas. Acrescentaram pó de alumínio, ferro, carvão e fibra de carbono ao gesso pedra do modelo e de inclusão. Utilizaram resina convencional que foi polimerizada em forno de microondas doméstico equipado com prato giratório a 500 W por 90~180 segundos. A temperatura do modelo e do revestimento foi registrada por pares termoelétricos. A adaptação das bases foi verificada através da mensuração da face interna da resina ao modelo de gesso em cinco pontos de uma secção posterior de próteses superiores: fundo de sulco direito e esquerdo, crista do rebordo direito e esquerdo e linha média. Os autores concluíram que a adaptabilidade das bases de prótese polimerizadas em microondas durante 2 minutos e 30 segundos usando gesso reforçado com 20 e 30% em peso de pó de alumínio foi respectivamente de 20 a 50% melhor que os materiais convencionais.

MAZZETTO *et al.*,<sup>48</sup> em 1990, em um estudo comparativo sobre a capacidade dos elastômeros na reprodução e transferência de detalhes para os modelos de gesso relataram que o principal objetivo dos trabalhos que envolvem a dentística, a prótese e a ortodontia em

última instância é conseguir a maior fidelidade possível na reprodução final, em gesso, da superfície moldada. De acordo com os autores, já foi demonstrado que a capacidade de reprodução de detalhes no molde e no modelo não é a mesma. Por outro lado, não existe também um consenso sobre qual seria a melhor combinação material de moldagem / material de modelo, no que se refere à melhor capacidade final de reprodução e transmissão dos pormenores superficiais.

PHILLIPS,<sup>55</sup> em 1993, comentou que independente do tipo de gesso utilizado, a expansão da massa pode ser detectada durante a mudança do hemiidrato para o diidrato e dependendo de sua composição, pode ser observada uma expansão tão pequena quanto 0,006% ou tão grande quanto 0,5%. Por outro lado, quando se compara os volumes equivalentes do hemiidrato, da água e do produto da reação (diidrato), verifica-se uma contração volumétrica durante a reação de presa. Este fato pode ser explicado pelo fato do crescimento e entrelaçamento dos cristais do diidrato a partir de seu núcleo com os cristais adjacentes, podendo obstruir seu crescimento. Como esse processo é repetido por milhares de cristais durante o crescimento, uma tensão exterior os impulsiona em formação produzindo expansão de toda massa. Estes choques e movimentos dos cristais resultam na formação de microporos. Portanto, uma expansão de presa irá ocorrer mesmo se o volume verdadeiro dos cristais isoladamente for menor que o inicial.

SYKORA & SUTOW,<sup>74</sup> em 1997, avaliaram a adaptação de próteses totais superiores polimerizadas sobre modelos de gesso de alta expansão, na tentativa de compensar as alterações dimensionais

sofridas pela resina acrílica decorrentes da polimerização e contração térmica. Para este estudo foram confeccionados quinze modelos em gesso pedra tipo III e quinze modelos em gesso de alta expansão. A resina acrílica utilizada foi a Lucitone 199, por um ciclo de 9 horas a 73° C. Após polimerização, acabamento e polimento, as próteses foram armazenadas em água a 23° C por um dia e uma semana e recolocadas em seus respectivos modelos. A adaptação entre a superfície interna da prótese e o modelo de gesso, na região posterior palatina, foi avaliada em microscópio na linha média e a 5 e 10 cm de cada lado da linha média. Os resultados foram submetidos à análise estatística e comparados, revelando que próteses totais processadas em modelos de gesso de alta expansão (0,59%) apresentaram menor desadaptação na região posterior, cerca de 50% a menos, quando comparadas com próteses polimerizadas sobre modelos de gesso pedra tipo III (0,12% de expansão). Segundo os autores, a expansão do gesso compensa a contração de polimerização que ocorre como resultado da contração térmica da resina acrílica.

ANUSAVICE,<sup>7</sup> em 1998, relatou que a gipsita utilizada para fins odontológicos é o sulfato de cálcio diidratado, que dependendo do processo de calcinação é convertido em sulfato de cálcio hemiidratado alfa ou beta. As partículas do pó do gesso comum (beta hemiidrato) tem forma esponjosa e irregular. As partículas do pó do gesso pedra (alfa hemiidrato) são prismáticas e mais regulares que o gesso comum. O tamanho das partículas e a área total da superfície são os principais fatores que determinam a quantidade de água necessária para a mistura. Assim, as partículas do alfa hemiidrato necessitam de menor

quantidade de água para a mistura que as do beta, pois apresentam cristais mais regulares e menos porosos. A relação água/pó é um fator importante para determinar as propriedades físicas e químicas do gesso endurecido. Quanto maior a relação água/pó mais prolongado será o tempo de presa e menos resistente será o produto final da gipsita. Segundo o autor, a espatulação manual do gesso requer, no mínimo, 1 minuto para a obtenção de uma mistura homogênea, e geralmente o tempo de trabalho adequado para vazar uma moldagem é de 3 minutos. Após 30 minutos a maioria dos produtos modernos à base de gesso está pronta para uso. Se aumentarmos a espatulação dentro de limites práticos, maior será a expansão de presa. Entretanto, o mais efetivo método de controle da expansão de presa é a adição de substâncias químicas.

## 2.2. Resina Acrílica

SWEENEY,<sup>70</sup> em 1939, observando as resinas acrílicas, relatou que, dentre os materiais plásticos, a resina parecia ser o material mais satisfatório para a confecção de próteses totais pois era superior ao vulcanite em todas as propriedades mecânicas, bem como na facilidade de processamento, estética, e estabilidade de cor. Segundo o autor, próteses totais superiores confeccionadas com resina acrílica apresentaram as menores alterações quando foram recolocadas em seus respectivos modelos, após processamento e armazenagem em água

por 15 dias, onde verificou-se espaço de 1 a 2 mm entre a base e o modelo na região palatina. Concluiu que as mudanças dimensionais são reversíveis, isto é, quando uma prótese é alternadamente submetida à umidade e ressecamento, ela retorna à sua dimensão original.

KERN,<sup>34</sup> em 1941, estudou a alteração dimensional de materiais utilizados para base de dentadura durante e após a confecção das próteses. Utilizou para este estudo três grupos de materiais: acrílico, vinil acrílico e vulcanite. Os testes foram feitos em uma secção transversal correspondente à região de molares de próteses totais superiores. Todos os materiais demonstraram mudanças dimensionais durante o processamento (contração de polimerização). Após o processamento, sob condições de umidade e simulando a temperatura da boca, todos os materiais mostraram mudanças dimensionais na extensão lateral e profundidade do palato, indicando expansão. Desta maneira, concluiu que "qualquer alteração dimensional que ocorrer numa prótese total, seja durante ou após a polimerização, afetará a sua adaptação".

SWEENEY *et al.*,<sup>72</sup> em 1942, descreveram o comportamento de trinta materiais utilizados na confecção de próteses totais. Os autores relataram que a contração de polimerização não é a mesma em todas as direções por causa das restrições impostas pelo molde. A contração foi determinada pela mensuração da distância entre dois pinos metálicos colocados na região posterior das bases de prótese. Os resultados de testes de sorção de água, estabilidade de cor, dureza e alterações dimensionais revelaram que o vinil acrílico e o metil metacrilato são os melhores materiais para base de prótese total. A

forma mais popular do metil metacrilato é a combinação monômero/polímero.

SKINNER & COOPER,<sup>67</sup> em 1943, pesquisaram a estabilidade dimensional de cinco resinas acrílicas utilizadas para a confecção de bases de prótese total, entre elas Cristolex, Densene, Lucitone, Luxene 44 e Vernonite. Os autores constataram que há pelo menos duas mudanças dimensionais que não são evitadas: a contração de processamento, que ocorre em diferentes direções, e a subsequente expansão, que ocorre após a imersão em água. Concluíram que, a embebição da resina em água compensa a contração de processamento.

SKINNER,<sup>64</sup> em 1949, relatou que as resinas acrílicas são derivadas do ácido acrílico e que existe grande variedade de resinas acrílicas derivadas deste ácido. Na área odontológica a que predomina é o polimetil metacrilato, com alguns aditivos que provocam diferenças em suas propriedades, podendo ou não ter significado clínico. Considerou a resina acrílica o melhor material para a confecção de bases de prótese total, pela grande fidelidade em imitar os tecidos moles da boca, facilidade de limpeza e cuidados de higiene, e pela simplicidade no processamento, quando comparada à muitas resinas industriais. Entretanto, um completo conhecimento dos princípios químicos e físicos envolvidos é essencial para se obter bons resultados. O autor observou que toda resina acrílica contrai durante o processamento. A primeira contração se dá na polimerização do monômero. A segunda, contração térmica, é causada pela temperatura de processamento. Os resultados deste estudo indicaram que a contração de processamento varia em diferentes partes de uma

dentadura, isto é, a base de prótese total não contrai uniformemente durante a polimerização, sendo maior na região posterior. Segundo o autor, a alteração dimensional das bases de prótese são bem toleradas pelos tecidos moles, não apresentando significado clínico.

HARMAN,<sup>25</sup> em 1949, descreveu como as variações de tempo e temperatura de polimerização podem afetar as propriedades físicas das resinas utilizadas para a confecção de bases de prótese total, entre elas a alteração dimensional, estabilidade e resistência. Amostras de espessura variável foram submetidas a três ciclos de polimerização em banho de água aquecida: a) 71°C por 2 horas; b) água à temperatura ambiente obtendo fervura em 1 hora e 30 minutos e mantendo em ebulição por 15 minutos e c) 71°C por 2 horas e 30 minutos e fervendo por 15 minutos. Após a obtenção dos corpos de prova, cortou-os em duas partes, colocando metade em um dessecador à temperatura ambiente, e a outra em água destilada a 37°C. As alterações dimensionais foram medidas em um microscópio comparador. Os resultados demonstraram que as amostras armazenadas em água apresentaram expansão, e as do dessecador perderam peso e sofreram alterações dimensionais, principalmente as regiões mais finas da base de prótese total que são mais fracas e menos estáveis dimensionalmente que as regiões mais espessas. Segundo a autora, a quantidade de catalisador e inibidor, plastificantes e impurezas afetam o ciclo de polimerização.

PEYTON,<sup>52</sup> em 1950, comparou diferentes métodos de processamento de resinas para base de dentadura, entre eles: calor seco desenvolvido por duas placas aquecidas eletricamente aplicadas na

mufla sob compressão, luz infravermelha como fonte de calor, forno de ar seco, indução de calor com um gerador eletrônico, vapor d'água e o tradicional banho de água. Após polimerização e resfriamento das bases de prótese à temperatura ambiente, duas propriedades físicas foram analisadas: dureza e contração linear. Os resultados demonstraram que os métodos de aquecimento à seco produzem bases tão satisfatórias quanto o método do banho de água. Além disso, são métodos mais limpos. Segundo o autor, a maior dificuldade nesse processo é o controle da temperatura de polimerização.

SKINNER,<sup>65</sup> em 1951, estudou as propriedades físicas e a manipulação dos materiais acrílicos utilizados para base de prótese total. Segundo o autor a resina de polimetil metacrilato é dura e resistente, além de ter estabilidade de cor e ser insolúvel nos fluídos bucais. Como desvantagem apresenta contração, conseqüente da alta temperatura de processamento, e expansão, quando imersa em água. O autor demonstrou que a base de prótese total não contrai igualmente em todas as direções durante a polimerização, e que a contração de polimerização não tem importância clínica.

McCRACKEN,<sup>45</sup> em 1952, em uma análise da ativação dos materiais para prótese total à base de metil metacrilato relatou que algumas resinas quimicamente ativadas não polimerizam totalmente à temperatura ambiente, indicando a necessidade de imersão em água a 100°C por 15 minutos seguida de polimerização em bancada para melhorar as propriedades físicas do material. Resultados de cuidadosa avaliação da alteração dimensional na região posterior de próteses totais superiores parecem indicar que as resinas autopolimerizáveis

apresentam menor contração de polimerização que as termopolimerizáveis, talvez pelo fato de a baixa temperatura de processamento produzir bases relativamente livres de tensões internas e portanto mais precisas. Segundo o autor maiores investigações e comparações entre estes materiais deveriam ser realizadas.

MATHEWS,<sup>47</sup> em 1954, pesquisou problemas apresentados por pacientes portadores de próteses totais superiores. Segundo o autor, o selamento periférico pode ser afetado pela deficiência de contato das bordas da prótese com os tecidos moles. Este fato pode ocorrer por várias causas: acabamento ou polimento insatisfatório da superfície interna das bordas da prótese pelo técnico, distorção da base de prótese como resultado do resfriamento e instabilidade do material de impressão. A necessidade de evitar o choque térmico após a polimerização, deixando a mufla resfriar lentamente em bancada é essencial para minimizar as tensões internas na dentadura terminada.

STANFORD & PAFFENBARGER,<sup>69</sup> em 1956, relataram que o metil metacrilato polimeriza prontamente à temperatura de 70 a 75°C na presença de um catalisador, o peróxido de benzoíla. Nesta temperatura, o calor da polimerização exotérmica começa a ser liberado, sendo adicionado ao calor externo proporcionado pelo banho de água. A contração ou mudanças dimensionais que ocorrem na resina acrílica durante o processamento foram atribuídas à contração de polimerização. Os autores concluíram que a polimerização em água por 8 horas a 73±1°C ou a 1 hora e 30 minutos a 100°C são recomendadas para o processamento, porém menores mudanças dimensionais ocorrem quando um ciclo longo à baixa temperatura é utilizado.

MOWERY *et al.*,<sup>49</sup> em 1958, observaram a estabilidade dimensional das resinas utilizadas na confecção de próteses totais, especialmente as mudanças dimensionais decorrentes do processamento e uso clínico. Foram confeccionadas noventa e uma próteses com resina autopolimerizável e vinte e oito com resina termopolimerizável. Para determinar a magnitude da alteração dimensional, pinos metálicos foram colocados na região correspondente à fossa central dos primeiros molares direito e esquerdo e borda da prótese. A mensuração da distância molar a molar e borda à borda foi realizada antes do processamento, após remoção do modelo e após armazenagem em água por um período de 15 dias. Os dados foram submetidos à análise estatística que comprovou que, a magnitude das mudanças dimensionais na resina auto e termopolimerizável são pequenas, não excedendo 0,2 mm, clinicamente não afetando a adaptação das próteses. A média de contração de polimerização da resina autopolimerizável foi menor que a termopolimerizável e a média de expansão das próteses autopolimerizadas durante o uso foi maior que a das próteses termopolimerizadas.

ANTHONY & PEYTON,<sup>6</sup> em 1959, avaliaram a alteração dimensional de uma série de próteses totais termicamente ativadas processadas sob condições idênticas. Os autores apresentaram um comparador modificado (Pantógrafo) que reproduzia o contorno interno da prótese e o contorno do modelo mestre de tal modo que os desajustes em alguns pontos pré determinados poderiam ser mensurados. Os contornos foram reproduzidos na forma de gráfico

através da mensuração de pontos localizados em uma linha que passava pela região distal de segundos molares e outra passando pela linha média, correspondentes à: fundo de sulco vestibular, crista do rebordo, linha média, vertente vestibular do rebordo e porção média do palato. Os autores concluíram que os maiores desvios ocorreram na região posterior e parecem ter pouco significado clínico.

WOELFEL & PAFFENBARGER,<sup>83</sup> em 1959, conduziram um experimento para determinar quanto de alteração dimensional na região posterior de uma prótese total pode ocorrer sem afetar seriamente sua adaptação e função. A análise foi feita através da mensuração das distâncias de molar a molar e de borda à borda. Os resultados mostraram contração quase simétrica nas medidas efetuadas. Segundo os autores, contração de 0,5 mm na região posterior não causa desconforto ou falta de adaptação, mas, se for aumentada para 0,9 mm, a prótese não se adapta adequadamente aos tecidos de suporte.

WOELFEL *et al.*,<sup>85</sup> em 1960, investigaram a alteração dimensional de doze materiais utilizados para base de dentadura e quatro tipos de próteses totais: superiores espessas e finas e inferiores espessas e finas. Os autores concluíram que todas as dentaduras apresentam distorção, sendo que dentaduras finas contraem duas vezes mais que as espessas, assim como dentaduras inferiores distorcem mais que as superiores. Relataram que há distorção da base pela liberação de tensões induzidas pelos diferentes coeficientes de expansão térmica entre o modelo de gesso e a resina acrílica. A maior distorção ocorre quando a prótese é removida do modelo de gesso. Segundo os autores,

a resina acrílica processada pela técnica convencional é tão estável dimensionalmente quanto as resinas especiais e as técnicas investigadas.

ANTHONY & PEYTON,<sup>5</sup> em 1962, pesquisaram a adaptação de próteses totais confeccionadas com resina autopolimerizável, resina termopolimerizável convencional e resina acrílica processada pela técnica de injeção do molde. A adaptação das próteses foi verificada por meio de um comparador modificado (Pantógrafo) que mede a diferença na altura vertical entre o contorno da prótese ao modelo mestre em nove pontos localizados em uma linha que passa pela região correspondente à segundos molares superiores e outra passando pela linha média. Os autores relataram que todas as próteses avaliadas nesta pesquisa exibiram algum grau de contração como resultado do processamento, sendo maior na região posterior, e que há uma relação direta entre o grau de contração e a quantidade de calor aplicada durante a polimerização. Os autores concluíram que as próteses confeccionadas com resina autopolimerizável apresentaram a melhor adaptação devido a menor tensão durante o processamento pois é realizado à baixa temperatura. As resinas termopolimerizáveis convencionais foram consideradas aceitáveis, apesar da contração observada, que pode ser atribuída à grande quantidade de resfriamento após processamento. As próteses processadas através da técnica de injeção do molde mostraram maior contração que os demais materiais, devido à alta temperatura de polimerização.

PEYTON & ANTHONY,<sup>54</sup> em 1963, compararam a adaptação de próteses totais processadas por diferentes técnicas usando resina

autopolimerizável, resina termopolimerizável e resina processada pela técnica de injeção do molde. A adaptação foi verificada através de um comparador modificado (Pantógrafo), em nove pontos de uma secção localizada na região de segundos molares superiores. Os autores concluíram que próteses totais polimerizadas com resina autopolimerizável apresentaram melhor adaptação, sendo este um método simples que envolve menor quantidade de equipamento. Próteses totais polimerizadas com resina termicamente ativada mostraram adaptação satisfatória e, apesar do tempo total de processamento ser relativamente longo, é mais eficiente em termos de produção. O método de injeção do molde apresentou adaptação similar mas requer pessoal especializado, com equipamento complicado e caro.

WOELFEL *et al.*,<sup>84</sup> em 1965, realizaram uma avaliação clínica, num período de três a seis anos, de sessenta e três próteses totais confeccionadas com onze tipos de materiais. Os autores observaram que a contração de molar a molar durante o processamento foi maior em próteses inferiores que em superiores, embora essas diferenças não tenham sido detectadas clinicamente. Próteses finas contraem duas vezes mais quando removidas do modelo, pois não são rígidas o suficiente para resistir à liberação de tensões acumuladas durante o processamento, que manifesta-se primariamente na região posterior por causa de sua forma. As diferenças no processo de contração entre próteses do mesmo material são consequência da variação de forma e tamanho. A espessura é especialmente importante porque governa a dureza, limitando o grau de contração da prótese. Segundo os autores,

expansão e contração ocorrem na distância molar à molar e borda à borda durante o uso.

LOVE *et al.*,<sup>43</sup> em 1967, estudando a etiologia da inflamação da mucosa e sua associação com o uso de próteses concluíram que a adaptação da dentadura tem influência direta na saúde dos tecidos de suporte. Salientaram a importância de manter o paciente portador de prótese total ou parcial sempre em observação e que a remoção da prótese durante a noite reduz a incidência de inflamação assim como a escovação da prótese e da mucosa.

NISHII,<sup>50</sup> em 1968, foi o primeiro autor a relatar a polimerização da resina acrílica por irradiação através de energia de microondas. Este método foi chamado de aquecimento dielétrico, onde o calor é imediato e uniformemente transferido tanto para a superfície como para as partes internas da resina acrílica. A energia de microondas é absorvida e imediatamente transformada em calor. O autor utilizou resina termopolimerizável convencional e muflas metálicas perfuradas. As microondas foram geradas em um oscilador magnético e foram transferidas para uma câmara, irradiando as muflas, durante 9, 10, 11 e 12 minutos. A adaptação das bases de prótese foi observada em amostras secas e úmidas após armazenagem em água a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  por 24 dias. A discrepância entre a base de prótese e o modelo, pressionados com carga de 300 g, foi medida através de microscópio em dez pontos localizados na borda posterior da região palatina. De acordo com os resultados, a porção central do palato mostrou a maior desadaptação. O autor concluiu que uma polimerização livre de porosidade pode ser obtida com muflas

perfuradas diminuindo a energia de alta frequência. As propriedades físicas das resinas irradiadas por 11 minutos foram tão satisfatórias quanto as polimerizadas pela técnica convencional.

PICKETT & APPLEBY,<sup>56</sup> em 1970, fizeram um histórico do surgimento das resinas acrílicas juntamente com suas vantagens e desvantagens. Segundo os autores, a principal desvantagem seria a alteração dimensional deste material, produzindo muitos espaços entre os modelos de gesso e as bases. Estes desajustes seriam resultantes da contração de polimerização e das diferenças no coeficiente de expansão térmica do modelo e da resina.

WINKLER *et al.*,<sup>81</sup> em 1971, observaram alterações de adaptação de bases de próteses totais confeccionadas com dois tipos de resina acrílica autopolimerizável. Para verificar a contração linear entre dois pontos referenciais localizados na região de segundos molares superiores utilizaram um microscópio comparador. Os autores concluíram que a média de contração de molar a molar nas bases finas foi aproximadamente duas vezes maior do que nas bases espessas. Isto acontece porque, quando as próteses totais polimerizadas são removidas de seus modelos de gesso, aquelas com secção mais espessa são rígidas o suficiente para resistir à liberação de tensões acumuladas durante a polimerização.

CARVALHO,<sup>11</sup> em 1972, estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, entre elas: contração térmica e de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. Concluiu que a maneira mais correta de se proceder a fim de minimizar estas

alterações é colocar a resina na mufla na fase plástica, o mais homogênea possível para evitar a presença de poros por contração localizada. Após condensação da resina na mufla sem parafusos, esta deverá permanecer por toda noite sob pressão, em prensa dotada de molas para que haja melhor difusão do monômero no polímero. A polimerização deve ser feita em dois estágios: 70° C durante 9 horas e 100° C durante 30 minutos. O resfriamento da mufla deve ser lento à partir da água em ebulição por toda noite antes de sua abertura, evitando distorção. Após remoção do modelo a prótese total deve permanecer constantemente em água para evitar contração.

PEYTON,<sup>53</sup> em 1975, em um histórico sobre as resinas odontológicas, relatou que até 1800 os dentistas dependiam de materiais naturais para a fabricação de restaurações. As próteses totais eram feitas de madeira dura, marfim ou osso, com dentes naturais presos por parafusos. Dentes de porcelana fundida foram desenvolvidos na Europa perto do final do século XVIII e em 1825 começaram a ser produzidos e melhorados na América. O desenvolvimento de dentes de porcelana é considerado o mais importante evento da história da odontologia, não somente pelo fato de representar uma melhora na qualidade das próteses, mas também por ser o primeiro material odontológico a ser produzido em escala industrial. Em 1855, a borracha dura vulcanizada (Vulcanite) foi descoberta e introduzida como material de base de prótese total, representando a segunda maior contribuição na prática restaurativa dental, principalmente em prótese total e removível. A combinação de dentes de porcelana montados no Vulcanite contribuiu grandemente e

melhorou o conforto e função na reabilitação de desdentados, tornando-se o material padrão para próteses totais. A principal desvantagem do Vulcanite era a pobre qualidade estética da prótese terminada. A cor, gosto e odor eram dependentes de algumas variações de processamento, mas eram sempre longe do ideal. De 1860 até 1935, muitos outros materiais foram testados como base de prótese total, entre eles o nitrato de celulose (“Celulóide”), a resina fenol formaldeído (“Bakelite”), o vinil acetato, o vinil cloro e finalmente as resinas. Em 1937, Dr. Walter Wright descreveu os resultados da avaliação clínica de uma resina à base de metilmetacrilato de metila (Vernonite). A partir daí, um grande número de outros materiais acrílicos odontológicos foram descobertos. Portanto, a introdução da resina acrílica por volta de 1940, representou a terceira maior descoberta de real importância na confecção de próteses totais e parciais. Entretanto, muitos estudos tem sido feitos no intuito de melhorar as propriedades químicas, físicas e mecânicas da resina acrílica. Os polímeros e co-polímeros do metil metacrilato continuam a ser a mais popular resina para base de prótese total, e praticamente não mudaram desde a sua introdução, exceto por pequenas modificações e refinamentos. As propriedades satisfatórias da resina incluem a estética, estabilidade dimensional, facilidade e simplicidade no manuseio.

WOELFEL,<sup>82</sup> em 1977, em seu artigo sobre processamento de próteses totais, relatou que a borracha dura vulcanizada foi demonstrada e patenteada por GOODYEAR, em 1851, sendo o material mais usado durante 80 anos na confecção de próteses totais antes da

introdução da resina acrílica em 1936. As primeiras resinas contraíam excessivamente, apresentando alto índice de monômero residual, distorção, porosidade, alterações no posicionamento dental e deficiência na adaptação da base aos tecidos moles. Observou que as resinas termopolimerizáveis apresentam contração de polimerização de 1 a 2 mm na distância molar a molar e subsequente expansão quando imersas em saliva, compensando em parte a contração de processamento. Segundo o autor o coeficiente de expansão térmica linear do gesso é de 1/8 da resina. Então, tensões internas são formadas na base de resina e são liberadas quando a prótese é removida do modelo de gesso.

BECKER *et al.*,<sup>10</sup> em 1977, investigaram as mudanças dimensionais relativas ao processamento da resina acrílica e à quantidade de distorção na região palatina, na borda da prótese e os movimentos dentais. Utilizaram resina termopolimerizável e resina fluída sobre modelos superiores onde foram fixados sete pinos metálicos: três na crista do rebordo (um na papila incisiva e dois nas tuberosidades), dois na região de borda posterior da prótese e dois na linha média do palato. A mensuração entre as distâncias foi realizada através de comparador óptico em três tempos: antes do processamento, após a base ser removida do modelo e após acabamento e polimento. Os dados foram submetidos à análise estatística. De acordo com os resultados os autores concluíram que as técnicas de processamento estudadas demonstraram mudanças tridimensionais na posição dos dentes e na superfície interna das próteses, porém de menor magnitude que estudos prévios. Nenhuma

técnica de polimerização testada apresentou superioridade sobre outra quanto à estabilidade dimensional. A escolha sobre qual técnica de polimerização é mais desejável deve ser baseada na facilidade de processamento, custo de equipamentos especializados, tempo requerido e familiaridade com uma ou mais técnicas.

BARCO *et al.*,<sup>9</sup> em 1979, estudaram o efeito do reembasamento na adaptação e estabilidade de próteses totais superiores. Utilizaram resina termopolimerizável convencional para confecção de bases de prótese com e sem dentes, polimerizadas em banho de água por 1 hora e 30 minutos a 65°C seguida da elevação da temperatura para 74°C por 7 horas e, finalmente, 100°C por 30 minutos. Após polimerização, as muflas foram resfriadas sobre bancada, as bases removidas dos modelos e armazenadas em água por 28 dias. A adaptação das bases foi verificada através do peso de material de impressão interposto entre a base de prótese e o modelo metálico sob carga de 4,2 lb. A seguir, as bases foram reembasadas com resina autopolimerizável durante 20 minutos sob pressão de 22 lb. A adaptação foi verificada novamente pela mesma técnica. Os dados foram submetidos à análise estatística. Os resultados indicaram que houve aumento significativo na distorção das bases de prótese construídas com dentes antes do reembasamento e, após o reembasamento, a adaptação melhorou significativamente. Um dos achados interessantes desse estudo foi o aumento da distorção das bases de prótese com dentes, quando comparadas com aquelas sem dentes. Este fenômeno pode ser explicado pelo comportamento térmico da resina acrílica abaixo da temperatura de transição vítrea. Os dentes ficam firmemente unidos ao gesso e a resina polimerizada sela-os

perfeitamente. Assim, quando a contração térmica da resina ocorre, os dentes ficam firmemente presos no lugar, induzindo tensões complexas na base da prótese. Quando a mufla é aberta, ocorre a liberação de tensões, causando a distorção. Quando não existe a presença de dentes, a resina é livre para contrair contra o modelo.

GAY & KING,<sup>24</sup> em 1979, conduziram um experimento com o objetivo de determinar a possibilidade de processamento da resina acrílica através de calor seco. Amostras retangulares de resina com diferentes espessuras foram processadas à temperatura de 100°C por 10 minutos, 75°C por 15 minutos, 70°C por 20 minutos e 60°C por 30 minutos através de calor desenvolvido por duas placas aquecidas sob pressão e foram comparadas com amostras processadas pelo ciclo rápido (30, 45 e 60 minutos a 100°C) e longo de polimerização (9 horas a 75°C). Segundo os autores, bases de resina com espessura entre 0,5 e 3 mm podem ser polimerizadas através de placas aquecidas sob pressão nas temperaturas entre 60°C por 30 minutos a 100°C por 10 minutos. Espessura de resina acrílica superior a 3 mm não pode ser processada em ciclos curtos e/ou alta temperatura. Desta maneira, os autores concluíram que um ciclo de polimerização de 9 horas a 75°C evitaria possíveis porosidades internas em bases de resina espessas.

FIRTELL *et al.*,<sup>21</sup> em 1981, investigaram a relação entre temperatura de processamento e selamento periférico posterior. Bases de prova foram confeccionadas sobre modelo superior edentado com duas lâminas de cera e polimerizadas com resina acrílica convencional nas temperaturas entre 57 a 82°C, aumentando-se gradativamente a temperatura em 5°C, totalizando trinta bases. Para minimizar a

possibilidade de monômero residual como resultado de polimerização incompleta, utilizaram um ciclo de 12 horas. Após processamento, a distância entre a base de prótese e o modelo foi mensurada em microscópio óptico. Os dados foram submetidos à análise estatística. Não foi encontrada distorção significativa na região palatina quando as bases foram processadas na temperatura recomendada ou abaixo dela. Distorção significativa estatisticamente foi observada na região de selamento posterior quando as bases foram processadas acima da temperatura recomendada. Uma resina acrílica especialmente formulada para processamento em água a 100°C produziu distorção significativamente menor que a resina acrílica convencional.

KIMURA *et al.*,<sup>38</sup> em 1983, estudaram a aplicação da energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas termopolimerizáveis convencionais. Verificaram a adaptação de bases de prótese polimerizadas em banho de água aquecida elevando a temperatura para 100°C em 60 minutos e permanecendo em ebulição por mais 30 minutos e energia de microondas por 3 minutos. Os resultados indicaram que, embora a mistura monômero-polímero geralmente atinja a fase plástica em 15-20 minutos à temperatura ambiente, este tempo pode ser diminuído irradiando-se previamente a mistura em microondas e tornando a massa mais homogênea. Em caso de próteses parciais removíveis, os autores observaram que os grampos de Cr-Co não influenciaram a polimerização da resina por microondas, e não foi observada porosidade ao redor dos mesmos. A qualidade da resina polimerizada por microondas foi considerada melhor que a processada em banho de água levando os autores a concluir que o fato

de as microondas aquecerem o gesso e a resina de forma homogênea, faz com que a base de prótese total polimerizada por energia de microondas seja superior também em adaptabilidade em relação à aquecida em banho de água.

Continuando seus estudos, KIMURA *et al.*,<sup>36</sup> em 1984, verificaram a adaptação de próteses totais confeccionadas com resina acrílica convencional polimerizadas por energia de microondas e por banho de água, através da medida do espaço entre o modelo original e a base de resina. A mensuração foi realizada por meio de um microscópio, em cinco pontos localizados na região posterior da base de prótese. Neste estudo os autores desenvolveram uma mufla especial para a irradiação em microondas, confeccionada em plástico reforçado com fibra de vidro e que foi denominada FRP (Fiberglass Reinforced Plastics), pois as microondas são refletidas na superfície de metal das muflas convencionais. Bases de prótese com espessura de 3 a 4,5 mm na região da crista do rebordo e 1,5 mm na região do palato foram polimerizadas através de microondas por 2 minutos e 30 segundos a 500 e 200 W do lado superior e inferior e através do banho de água por 40 minutos a 65°C e mais 30 minutos em água em ebulição. Para medir alterações de temperatura, um par termoelétrico foi ajustado na base de resina e no revestimento de gesso. A adaptação das bases foi medida em diferentes condições: imediatamente após remoção da mufla, após 20 dias de armazenagem a 20°C e após 20 dias de armazenagem a 20°C seguidos de 2 dias de armazenagem 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 armazenagem, enquanto bases polimerizadas através do banho de água demonstraram desadaptação quando mantidas por longo período de tempo em ambiente a 20°C. Além disso, a contração de polimerização da resina foi maior nas porções mais espessas e diferentes espessuras entre a região do palato e a porção da crista do rebordo aumentam a desadaptação. Os autores explicam o fato devido aos diferentes gradientes de temperatura atingidos pelos dois métodos de polimerização, onde durante a irradiação por microondas a temperatura da resina e do centro do revestimento de gesso atinge 65°C em apenas 1 minuto e 30 segundos, ao passo que durante o banho de água para atingir esta mesma temperatura são necessários 30 minutos. Segundo os autores, esta pequena variação de temperatura resulta em melhor adaptação das bases de resina polimerizadas por energia de microondas.

SKINNER,<sup>66</sup> em 1984, observou a importância dos cuidados durante os passos laboratoriais no processamento da resina acrílica. O autor descreveu que o resfriamento rápido da mufla produziu tensões internas na massa de resina acrílica tendo como resultado final uma alteração dimensional maior, podendo prejudicar a retenção e estabilidade da prótese total.

REITZ *et al.*,<sup>60</sup> em 1985, compararam as propriedades físicas da resina termopolimerizável convencional polimerizada por energia de microondas com a polimerização em banho de água. Segundo os autores, o método por microondas requer muflas especiais confeccionadas em resina poliéster reforçadas com fibra de vidro e

parafusos de policarbonato. Como vantagem, esta técnica apresenta grande redução do tempo de polimerização (3 minutos a 400 W), menor tempo de fase plástica, massa mais homogênea, menos equipamentos pesados, método mais limpo, além de produzir base de prótese total com adaptação superior. De acordo com os autores a porosidade pode ser reduzida nas amostras polimerizadas em microondas aumentando-se o tempo e diminuindo a potência durante a polimerização (13 minutos a 90 W). Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa em relação as propriedades físicas das bases polimerizadas entre os métodos estudados.

HAYDEN,<sup>26</sup> em 1986, avaliou o processamento de bases de prótese total por energia de microondas e através do método convencional de polimerização em banho de água aquecida. Utilizou amostras com espessura uniforme de 2 mm, sem dentes, polimerizadas da seguinte forma: a) banho de água aquecida a 73°C por 9 horas (ciclo longo); b) banho de água aquecida a 73°C por 1 hora e 30 minutos (ciclo curto); c) energia de microondas a 700 W por 2 minutos de cada lado do corpo de prova; d) energia de microondas a 90 W por 6 minutos e 30 segundos de cada lado do corpo de prova. Relatou que a energia de microondas aparentemente excita as moléculas de água no interior do gesso, e em consequência disso, produz calor no molde, que excita as moléculas da resina causando a polimerização. Segundo o autor, diferentes combinações de copolímeros e diferentes tamanhos de partículas podem agir diferentemente quando polimerizadas por energia de microondas. Os resultados de seu estudo indicam que o processamento em microondas a 90 W por 13 minutos não foi

satisfatório, pois apenas uma em cada três amostras foi totalmente polimerizada neste tempo. As outras apresentaram odor característico de monômero mostrando que a polimerização foi incompleta. A polimerização a 700 W (potência alta) por 4 minutos produziu amostras sem monômero residual e sem porosidade, similares ao método convencional de processamento em banho de água aquecida. Neste estudo o autor observou que a mufla reforçada com fibra de vidro não expande durante a irradiação em microondas e como consequência ocorre a fratura da mufla após poucos processamentos.

WOLFAARDT *et al.*,<sup>86</sup> em 1986, analisaram a influência de vários fatores nas mudanças dimensionais da resina acrílica de polimetil metacrilato. Concluíram que as mudanças dimensionais variam de acordo com a localização, espessura da base e ciclo de polimerização. Secções espessas que foram expostas a um ciclo longo de polimerização mostraram contração com tendência a diminuir completamente na periferia. É possível que a expansão térmica inicial da resina acrílica seja inadequada para compensar a subsequente contração térmica e de polimerização, resultando em contração geral. Quando expostas a um ciclo rápido de polimerização mostraram expansão na periferia e subsequente contração com tendência a aumentar na zona central. Este comportamento pode ser resultado da rápida transferência de calor para a periferia, produzindo excessiva expansão térmica da resina acrílica. Secções finas processadas pelo ciclo longo mostraram contração central com tendência a reduzir na periferia, onde ocorreu expansão. Quando expostas a um ciclo curto as bases apresentaram expansão com tendência a aumentar na periferia. Segundo os autores,

as mudanças dimensionais são muito complexas e requerem maiores investigações.

DE CLERCK,<sup>18</sup> em 1987, investigou a polimerização da resina acrílica usada em próteses dentais. Comentou que a polimerização da resina acrílica tende a ser tão rápida quanto a temperatura for aumentada. Porém, quando o monômero atinge a temperatura de ebulição (100,8°C), há formação de bolhas e porosidade no interior da resina. Segundo o autor, a energia de microondas pode ser utilizada para gerar calor no interior da resina eliminando a necessidade de transferência de calor da água quente através de várias estruturas até atingir a resina como a mufla, o gesso pedra e o modelo. Para esta técnica há a necessidade de se usar muflas especiais reforçadas com fibra de vidro, pois as microondas são refletidas na superfície de metal das muflas convencionais, não apresentando efeito sobre a resina, e um forno de microondas programável, embora um equipamento especialmente desenhado para este fim mostrará melhores resultados. O autor concluiu que a energia de microondas economiza tempo e custo além de oferecer as mesmas propriedades físicas quando comparada ao método convencional de polimerização.

POLYZOIS *et al.*,<sup>59</sup> em 1987, realizaram um estudo comparativo da estabilidade dimensional de três resinas de rápida polimerização (20 a 25 minutos em água em ebulição), uma convencional e uma de alta resistência ao impacto processadas em um ciclo longo de polimerização (8 horas a 70°C). Utilizaram próteses totais superiores demarcadas com quatro pontos de referência: um na região vestibular anterior, um na região vestibular de molares de cada hemi-arco e um na região do

palato. As medidas entre os pontos de referência foram realizadas através de compasso calibrado. Os resultados indicaram que todas as bases de prótese total contraíram após polimerização e, após armazenagem em água por uma semana, apresentaram expansão. A contração linear das bases foi menor que 1% e a alteração da distância de borda à borda e de molar a molar foi menor que 0,5 e 0,2 mm respectivamente. As próteses confeccionadas pelo ciclo rápido de polimerização apresentaram menor distorção na área médio palatina do que a resina convencional e de alto impacto polimerizadas pelo método convencional. Os autores concluíram que, embora estas alterações dimensionais sejam insignificantes, há necessidade de estudos clínicos posteriores para se estabelecer a correlação com os achados laboratoriais.

HUGGETT *et al.*,<sup>29</sup> em 1987, avaliaram algumas propriedades da resina acrílica para base de prótese total processadas pelo método convencional de banho de água aquecida, vapor de água e por sistemas de polimerização à seco. Para este estudo utilizaram um forno de ar seco, tratamento vulcanizado, aquecimento desenvolvido por dois pratos aquecidos eletricamente aplicados em uma mufla sob compressão, aquecimento dielétrico da resina, luz infravermelha e energia de microondas. As amostras foram preparadas cuidadosamente adotando-se a mesma temperatura e tempo de polimerização para todos os sistemas: 7 horas a 70°C seguidas de 3 horas a 100°C. O resfriamento das muflas foi em bancada. Os resultados dos testes mostraram que as propriedades mecânicas e físicas das bases de

prótese total não são estatisticamente diferentes quando polimerizadas pelo calor seco ou úmido.

AL DOORI *et al.*,<sup>2</sup> em 1988, compararam propriedades físicas das resinas acrílicas utilizadas para confecção de bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas e pela técnica convencional. Utilizaram quatro tipos de resina acrílica: três polimerizadas durante 7 horas a 70°C seguidas de 3 horas a 100°C (ciclo longo) e uma polimerizada durante 20 minutos a 100°C (ciclo curto). As amostras incluídas em muflas plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro foram polimerizadas em forno de microondas doméstico equipado com prato giratório, para absorção uniforme das microondas durante a operação, por 24 minutos a 70 W. Os autores relatam que as moléculas do metil metacrilato dentro de um campo magnético mudam rapidamente de direção, conseqüentemente numerosas colisões intermoleculares causam rápido aquecimento por fricção molecular. Os resultados mostraram como vantagem da polimerização em microondas a limpeza de processamento e manejo do equipamento, porém não encontraram vantagem desta técnica em relação ao método super rápido de polimerização em água aquecida. Segundo os autores, uma microonda é uma onda eletromagnética produzida por um gerador (Magnetron), com comprimento entre 1 mm e 30 cm, comprimento maior que raios infravermelhos (porém menor energia), mas menor que as ondas de rádio e televisão (portanto maior energia).

CHEN *et al.*,<sup>12</sup> em 1988, avaliaram o efeito da espessura e do ciclo de polimerização na estabilidade dimensional de bases de próteses totais superiores confeccionadas em resina acrílica. Utilizaram as

resinas Lucitone e Hircoe nas espessuras de 1,5, 3 e 5 mm adotando dois ciclos de polimerização: 9 horas a 74°C e 1 hora a 74°C mais 30 minutos a 100°C. Após o processamento, as bases de prótese total foram recolocadas nos respectivos modelos onde, então, avaliou-se a contração molar a molar e a alteração dimensional na região palatina posterior, com um microscópio comparador. Os autores concluíram que todas as dentaduras apresentaram contração como resultado do processamento e que a espessura da base é um fator significativo na magnitude da contração que ocorre durante a polimerização. Na região posterior pôde ser observada discrepância visual entre a base e o modelo na ordem de 0,23 a 0,58 mm. Dentaduras mais espessas apresentaram menor contração molar a molar, mas maior alteração dimensional na área palatina posterior quando comparada com dentaduras mais finas. Mudanças lineares de molar a molar podem ser corrigidas clinicamente através de ajustes oclusais, entretanto, a região palatina posterior é uma área crítica em relação à retenção e uma grande discrepância nesta área dificilmente pode ser corrigida após processamento.

TRUONG & THOMASZ,<sup>78</sup> em 1988, analisaram as propriedades físicas das resinas acrílicas para base de prótese total polimerizadas em água em ebulição e por energia de microondas. Utilizaram para este estudo as resinas QC 20, Vertex RS, Ivocryl e Trevalon, proporcionadas e manipuladas de acordo com instruções dos fabricantes. As bases polimerizadas em banho de água foram incluídas em muflas metálicas, colocadas em grampos de polimerização e imersas diretamente em água em ebulição, quando a fonte de calor foi imediatamente desligada.

Após 20 minutos a fonte de calor foi religada e as muflas permaneceram em água fervente por mais 10 minutos. As bases irradiadas em microondas foram incluídas em muflas plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro (FRP) e polimerizadas em um microondas doméstico. Para avaliar porosidade, as amostras foram pré-polimerizadas durante 1 minuto a 90 W e posteriormente polimerizadas por um dos seguintes ciclos: a) 13 minutos a 90 W; b) 24 minutos a 90 W; c) 30 minutos a 90 W e d) 6 minutos a 60 W e 6 minutos a 90 W, e todos os ciclos seguidos de 2 minutos a 500 W. Todas as muflas foram resfriadas em água corrente por 20 minutos. Para avaliação das outras propriedades físicas, a resina Trevalon foi polimerizada por energia de microondas durante 13 minutos a 90 W e 2 minutos a 500 W. Pela análise dos resultados os autores concluíram que, em relação às propriedades físicas das resinas, não há diferença estatisticamente significativa entre os métodos de polimerização estudados.

TAKAMATA *et al.*,<sup>76</sup> em 1989, pesquisaram a adaptação de cinco resinas acrílicas usadas para base de prótese modificando o método de ativação. Para este estudo utilizaram a resina Acron polimerizada em água aquecida por 30 minutos a 70°C e 30 minutos a 100°C; Acupac 20 ativada em banho de água aquecida durante 20 minutos a 100°C e no microondas por 13 minutos a 90 W na posição vertical e 1 minuto e 30 segundos a 500 W na posição horizontal; PERform ativada quimicamente, Triad ativada por luz e Acron MC polimerizada em microondas durante 3 minutos a 500 W. A adaptação das bases de prótese foi avaliada e comparada por duas maneiras: baseada no peso

do material de impressão interposto entre a base de resina e o modelo em uma balança analítica e pela mensuração de cinco pontos referenciais localizados na região posterior de próteses superiores, um na linha média, dois na região de fundo de sulco vestibular e dois na região correspondente à crista do rebordo alveolar. A mensuração foi efetuada em um microscópio comparador e os dados submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ao nível de significância de 5%. De acordo com os resultados, todas as resinas apresentaram contração de processamento. Os autores concluíram que o grupo de pior adaptação foi o da resina Acron polimerizada em banho de água aquecida. A resina fotoativada Triad e a Acupac 20 ativada pelo banho de água aquecida ou microondas formaram o grupo de intermediária adaptação. A resina Acron MC polimerizada em microondas e a resina ativada quimicamente PERform apresentaram a melhor adaptação. Segundo os autores, diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravam a contração da resina por causa de tensões internas acumuladas na prótese total. A combinação de contração de polimerização, contração térmica, liberação de tensões após separação prótese-modelo diminuem a adaptação da prótese aos tecidos de suporte.

TAKAMATA & SETCOS,<sup>75</sup> em 1989, em uma revisão da literatura sobre alteração dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico, luz visível e energia de microondas concluíram que a introdução de tensões durante o processamento das resinas pode conduzir à distorção das bases de prótese total. Segundo os autores, a ativação química, por luz visível e energia de microondas

têm sido apresentadas como métodos alternativos para minimizar as alterações dimensionais das bases de prótese total, assim como simplificar o trabalho laboratorial.

LEVIN *et al.*,<sup>42</sup> em 1989, conduziram um estudo comparativo entre o convencional banho de água aquecida e a energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas. Utilizaram um forno de microondas doméstico e as potências de 400 W por 2 minutos e 30 segundos em cada lado da amostra e 90 W durante 6 minutos e 30 segundos de cada lado da amostra. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa em relação à adaptação entre os métodos estudados e, embora as propriedades físicas das bases irradiadas por microondas sejam aproximadamente as mesmas das bases processadas pelo convencional banho de água, pesquisas deveriam continuar. Os autores ressaltaram que a polimerização em microondas apresenta a vantagem de grande redução do tempo de polimerização, facilidade de manipulação e limpeza. A maior desvantagem está relacionada às muflas plásticas especiais requeridas para esta técnica que, além de serem relativamente caras, tem tendência a quebrar após processamento de muitas próteses devido expansão da resina e do gesso. Além disso, é essencial utilizar a resina indicada para cada método de processamento.

JACKSON *et al.*,<sup>31</sup> em 1989, verificaram a alteração dimensional de bases de prótese total polimerizadas pela técnica de injeção do molde e pelo banho de água aquecida, antes e após o polimento. Um comparador dental descrito por Rupp (1957) foi utilizado para realizar a mensuração de seis pontos referenciais localizados na região central

do palato, nove na região próxima à tuberosidade e nove na região "pos-dam", simultaneamente, na base e no modelo mestre. Baseados nas mensurações do comparador, os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa na alteração dimensional das bases de resina acrílica processadas pelos dois métodos e houve alguma alteração como resultado do polimento, porém a direção das mudanças foi imprevisível.

POLYZOIS,<sup>58</sup> em 1990, relatou que um dos principais fatores que contribuem para a retenção de uma prótese é a tensão superficial de pequeno filme de saliva interposto entre a base de prótese e os tecidos de suporte, e as forças resultantes são máximas quando a distância entre a base e os tecidos é mínima. Além disso, os tecidos orais têm mostrado notáveis propriedades de adaptação, mas isto não quer dizer que eles estejam sadios e normais sob condições que requeiram mudanças na ordem de 1 mm ou mais. O autor investigou a adaptação de bases de prótese total superiores aos modelos de gesso processadas pelo método convencional e por dois métodos de ancoragem. Um método de ancoragem consiste na adição de uma borda na região posterior da base de prótese se estendendo 8 mm sobre o modelo. O outro consiste na confecção de seis orifícios na região posterior do modelo, três de cada lado da linha média. Após polimerização as bases foram recolocadas sobre seus respectivos modelos de gesso e o conjunto prótese-modelo foi seccionado transversalmente na região de segundos molares e, sagitalmente na região de linha média. A discrepância entre base e modelo foi medida com microscópio comparador em sete pontos na secção transversal e

quatro na sagital. Os dados foram submetidos à análise estatística. Os resultados mostraram que as próteses confeccionadas pelos métodos de ancoragem apresentaram melhor adaptação que as do método convencional. Os autores concluíram que os métodos de ancoragem podem ser usados com sucesso para a confecção de próteses totais pois são métodos rápidos e simples. A maior discrepância ocorreu na porção central da borda posterior palatina, nos dois sentidos de corte analisados.

LATTA *et al.*,<sup>40</sup> em 1990, testaram a estabilidade dimensional de quatro resinas para base de prótese total, entre elas: Hy-Pro Lucitone, PERform, SR Ivocap e Acellar 20. Utilizaram um sistema tridimensional de mensuração baseado em radiografias. Um pedaço de chumbo foi incorporado no modelo de gesso e na base da prótese, em locais pré-estabelecidos. Radiografias oclusal, frontal e lateral, com a mesma angulação, foram realizadas em quatro intervalos de tempo: antes do processamento, após o processamento, imediatamente após remoção do modelo e trinta dias depois. Estudos prévios constatam que a contração linear de processamento da resina pode variar de 0,2 a 0,5%. Quando analisadas tridimensionalmente, as alterações ficaram em torno de 0,2 a 8,1% na dimensão frontal, 0,2 a 9% na lateral e 1% na oclusal. Também constatou-se diferença significativa nas mudanças posicionais do metal entre as resinas estudadas.

McKINSTRY & ZINI,<sup>46</sup> em 1990, descreveram um método de confecção de muflas próprias para a irradiação em microondas e resistentes à moldagem por compressão. Segundo os autores estas muflas são fortes e de baixo custo, construídas com resina líquida e

fibra de vidro, usadas em reparo de automóveis. Os autores também descreveram um método de processamento em microondas utilizando estas muflas e que produziu bons resultados: após inclusão da base de prova, a mufla foi colocada em microondas por 1 minuto na potência máxima para a completa plastificação da cera. A mufla foi então aberta e lavada com solução de água fervente e detergente e em seguida levada ao microondas por 8 minutos na potência máxima para secar o gesso. Após resfriamento da mufla, as superfícies foram isoladas, a resina manipulada e, na fase plástica, levada ao molde quando procedeu-se a prensagem pela técnica de rotina. A mufla permaneceu 15 minutos sobre bancada antes de ser levada ao microondas por 25 minutos na potência baixa e 1 minuto e 30 segundos na potência alta. A mufla permaneceu 1 hora resfriando sobre bancada antes de ser aberta. O acabamento e polimento das bases de prótese foram realizados da maneira convencional.

HOGAN & MORI,<sup>28</sup> em 1990, desenvolveram um método de contínua medição da temperatura durante a irradiação por energia de microondas. Para este estudo utilizaram um forno de microondas doméstico com potência de 500 W e frequência de operação de 2450 MHz. As temperaturas obtidas com este método foram comparadas com aquelas medidas intermitentemente com o termômetro de mercúrio. Segundo os autores, a observação visual ou medidas intermitentes podem resultar em subestimação da temperatura encontrada durante a irradiação em microondas.

AL-HANBALI *et al.*,<sup>3</sup> em 1991, compararam a adaptação das bases de resina acrílica submetidas a duplo ciclo de polimerização. Para

este estudo utilizaram duas resinas e três ciclos de tratamento: Acron polimerizada por 7 horas a 70°C mais 3 horas a 100°C (ciclo longo), Acron Rapid processada em 20 minutos a 100°C (ciclo curto) e Acron irradiada em forno de microondas doméstico equipado com prato giratório durante 25 minutos a 65 W. A deficiência de adaptação da base em relação ao modelo foi avaliada pela interposição de um material de impressão entre ambos, formando índices que foram preenchidos com gesso e seccionados na região posterior. A distância base de prótese-modelo de gesso foi mensurada por meio de microscópio comparador em sete pontos da secção transversal posterior. A seguir, todas as bases foram submetidas a um segundo ciclo de polimerização com a adição de nova resina acrílica na área correspondente ao rebordo alveolar. Novamente a adaptação do bordo posterior de cada base foi avaliada. A medida da espessura da camada de silicona revelou que todas as bases de resina distorceram, tanto no primeiro como no segundo ciclo de polimerização. Os sete pontos referenciais não só se moveram em quantidades diferentes mas também em direções diferentes. Os autores concluíram que o método por microondas apresentou menor distorção que o método do banho de água aquecida, especialmente na região central do palato. Este estudo sugere que o microondas oferece vantagem similar em relação ao tempo de processamento quando comparado ao ciclo curto de polimerização.

SANDERS *et al.*,<sup>63</sup> em 1991, analisaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional de banho de água aquecida. Bases de prótese total foram

confeccionadas com duas resinas convencionais e uma específica para microondas. Utilizaram os seguintes ciclos de polimerização: banho de água a 74°C por 9 horas e irradiação em microondas a 90 W durante 6 minutos e 30 segundos de cada lado da amostra. As bases foram recortadas na porção posterior do palato, na região correspondente à primeiros molares, armazenadas em água e recolocadas em seus modelos mestres sob carga de 20 lb em direção vertical. O espaço existente entre a base de resina e o modelo foi registrado com uma escala graduada em cinco pontos da secção posterior correspondentes à: crista do rebordo direito e esquerdo, linha média e ponto intermediário entre a crista e a linha média direito e esquerdo. Os resultados da mensuração mostraram que a região correspondente à crista do rebordo sofreu a menor discrepância de adaptação e a região da linha média a maior. Os autores concluíram que as resinas especialmente formuladas para processamento em microondas não mostraram melhor adaptação que as outras duas resinas e que o método por microondas produz bases de prótese total tão bem adaptadas quanto o método do banho de água.

*WALLACE et al.*,<sup>80</sup> em 1991, observaram a alteração dimensional de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas variando-se a potência e o tempo de polimerização. Amostras confeccionadas com a resina Lucitone foram incluídas em muflas plásticas reforçadas com fibra de vidro e polimerizadas em forno de microondas equipado com prato giratório e frequência de 2450 MHz, em um dos seguintes ciclos: a) 86 W por 13 minutos mais 448 W por 2 minutos; b) 86 W por 6 minutos e 30 segundos de cada lado da amostra mais 448 W por

1 minuto de cada lado; c) 241 W por 10 minutos e 397 W por 2 minutos e 30 segundos de cada lado da amostra. Para o grupo controle os corpos-de-prova foram incluídos em muflas metálicas e polimerizadas convencionalmente pelo banho de água a 74°C por 9 horas. Para avaliar a alteração dimensional mensurações foram realizadas em comparador óptico entre sete pontos de referência: um na região de crista alveolar anterior, dois na região de segundos molares, dois na região "pos-dam" e dois na linha média. Os resultados demonstraram que as bases processadas por energia de microondas apresentam igual ou melhor estabilidade dimensional do que as processadas convencionalmente. Segundo os autores, na técnica por microondas, nenhum grupo específico mostrou estabilidade dimensional superior quando comparado aos outros grupos. Concluíram que a técnica de polimerização em microondas é mais limpa e mais eficiente em termos de tempo do que a técnica convencional e produz excelente estabilidade dimensional. Este método deve ser considerado para a aplicação clínica em próteses. Durante este estudo, os autores não observaram fratura das muflas especialmente formuladas para irradiação em microondas.

TURCK *et al.*,<sup>79</sup> em 1992, investigaram a alteração dimensional de próteses totais polimerizadas por energia de microondas e por luz visível comparando-as com a convencional polimerização em banho de água aquecida. A alteração dimensional foi verificada através de um sistema computadorizado - Sistema Michigan MCGCMS - que mede o espaço entre a base de prótese e o modelo mestre tridimensionalmente. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa de

um modo geral, porém em locais específicos, a técnica de ativação por luz visível produziu maior distorção que a técnica convencional e por microondas.

SALIM *et al.*,<sup>62</sup> em 1992, examinaram a alteração dimensional de amostras retangulares de três resinas acrílicas polimerizadas por três métodos de processamento: a) Bio Resin, polimerizada em banho de água aquecida a 70°C por 90 minutos seguidos de 30 minutos a 100°C; b) SR-Ivocap, banho de água a 100°C durante 35 minutos sob pressão de 6 atm seguido de 10 minutos de resfriamento em água sob pressão e c) Acron MC, polimerizada por irradiação em microondas durante 3 minutos a 500 W. A alteração dimensional das amostras foi avaliada em um microscópio em quatro pontos e calculada através da alteração do vetor V, que é um método conveniente e apropriado para comparar mudanças dimensionais de amostras retangulares. Segundo os autores, o sistema SR-Ivocap exibiu menor alteração dimensional que o método convencional e por microondas, sendo que os dois últimos métodos apresentaram alteração similar.

SMITH & POWERS,<sup>68</sup> em 1992, compararam a adaptação relativa de bases de prótese total, sem dentes, confeccionadas com sete resinas acrílicas, quando polimerizadas por diferentes métodos. A adaptação na região de molar a molar foi avaliada em três tempos: após processamento, após polimento e após armazenagem em água. De acordo com os resultados, os autores concluíram que as próteses polimerizadas por energia de microondas (Acron MC), calor moderado (Perform a 45°C) e luz visível (Triad) apresentaram melhor adaptação que próteses processadas em altas temperaturas (Lucitone 199 a 74°C,

Acellar 20, Compak e Permacryl 20 a 100°C). A tradicional resina termopolimerizável (Lucitone) mostrou adaptação média após armazenagem em água. Segundo os autores, embora este estudo tenha sido conduzido usando bases sem dentes, o mesmo padrão de desajuste pode ser esperado para bases com dentes.

PHILLIPS,<sup>55</sup> em 1993, relatou que existem muitos fatores, além da adaptação da base de prótese, que serão responsáveis por sua eficiência durante a função a ser desempenhada na boca. Entretanto, a adaptação aos tecidos moles é muito importante, uma vez que a força máxima de mordida de um paciente que usa dentadura artificial é de somente 1/6 daquela exercida por uma pessoa com dentição natural. Dessa maneira, é necessário que a adaptação da base de prótese à estrutura bucal seja a mais próxima possível, para impedir a perda de eficiência mastigatória. No processamento da base, existem inúmeros ciclos de polimerização, sendo o mais aceito aquele que utiliza um tempo de 9 horas a 74°C, sem ebulição no final. É um ciclo longo que utiliza baixa temperatura. Observou que a contração de polimerização é distribuída por toda a superfície da base da prótese total. Segundo o autor existem métodos alternativos para a ativação da reação de polimerização, como o método de ativação por energia de microondas, sendo este um método mais limpo e rápido que a polimerização em água quente. Bases de prótese total processadas por microondas apresentam propriedades físicas comparáveis e adaptação semelhante ou superior às processadas pelos métodos convencionais.

SYKORA & SUTOW,<sup>73</sup> em 1993, verificaram a influência da técnica de polimerização, forma do palato e sorção de água na

adaptação da região posterior palatina de próteses totais. Utilizaram neste estudo a resina acrílica termopolimerizável Lucitone 199 e o Sistema SR-Ivocap. A distância entre a superfície interna da prótese e o modelo foi avaliada em microscópio em treze pontos referenciais ao longo da borda posterior palatina após a polimerização, após acabamento e polimento e após imersão em água. Os resultados foram submetidos à análise estatística, demonstrando que o sistema SR-Ivocap, quando comparado à prensagem convencional, mostrou menores alterações dimensionais, e estas foram influenciadas pela forma do palato e imersão em água. Aparentemente a sorção de água e a liberação de stress residual produzidos durante a polimerização da resina acrílica são fatores determinantes nas alterações dimensionais entre as duas técnicas. Segundo os autores, a adaptação da base de prótese total é crítica para sua adequada retenção. As alterações dimensionais que ocorrem no processamento da resina acrílica termopolimerizável são devidas à polimerização e contração térmica. Minimizar estas alterações é particularmente importante para manter o selamento e adaptação da região posterior palatina, favorecendo a retenção da prótese total.

ELAHI & ABDULLAH,<sup>20</sup> em 1994, estudaram a discrepância de adaptação na região posterior de bases de prótese total superiores confeccionadas com resina acrílica autopolimerizável. Foram analisadas cinco técnicas de polimerização, imediatamente após o processamento, utilizando um microscópio para mensurar a distância entre a base e o modelo, em três pontos correspondentes à: crista do rebordo direito e esquerdo e linha média. Os resultados indicaram que todas as

técnicas apresentaram alteração dimensional como resultado do processamento, sendo atribuída à contração linear e volumétrica própria da resina acrílica. Segundo os autores, a distorção da base afeta a adaptação e estabilidade da prótese na boca, além de prejudicar a oclusão.

ILBAY *et al.*,<sup>30</sup> em 1994, investigaram o processamento de bases de prótese total por energia de microondas através de vinte e um diferentes métodos de polimerização, variando a potência e o tempo de irradiação. Utilizaram para este estudo a resina acrílica termopolimerizável convencional Meliodent, proporcionada e manipulada de acordo com especificações do fabricante e acondicionada em mufla de teflon parafusada. A respeito da qualidade da resina e em termos de cor, textura e porosidade, o melhor resultado obtido foi em amostras polimerizadas durante 3 minutos a 500 W. A potência mais baixa utilizada demonstrando resultados satisfatórios foi a de 110 W durante 10 minutos. De acordo com resultados de testes mecânicos e físicos, os autores concluíram que a resina acrílica convencional usada para a confecção de bases de prótese total pode seguramente ser polimerizada por microondas.

CORREA,<sup>16</sup> em 1994, pesquisando alterações dimensionais na região posterior de próteses totais superiores, concluiu que o aumento das bases utilizando duas lâminas de cera rosa nº 7 na região do palato diminuiu a alteração dimensional em relação àquelas com menor espessura.

DYER & HOWLETT,<sup>19</sup> em 1994, analisaram a estabilidade dimensional de resinas acrílicas especialmente formuladas para

irradiação em microondas (Acron MC, 3 minutos a 500 W) com a resina acrílica formulada para polimerização rápida em banho de água aquecida (Meliodent, 22 minutos a 100°C) e examinaram a distorção de ambas quando reparadas com resina para polimerização em microondas (Acron MC, 2 minutos a 500 W). Utilizaram um forno de microondas doméstico, equipado com prato giratório, com potência máxima de 500 W e frequência de operação de 2450 MHz. A adaptação foi avaliada pela medida da espessura de um material de impressão interposto entre a base de prótese e o modelo, com microscópio comparador, em sete pontos localizados na secção posterior do índice de silicona, antes e após o reparo. Os resultados mostraram que todas as bases de resina acrílica para microondas distorceram após polimerização inicial e seguida de reparo. A maior distorção ocorreu na região de linha média palatina. A resina acrílica formulada para polimerização em microondas não ofereceu vantagens em termos de estabilidade dimensional em relação às resinas convencionais polimerizadas pelo método rápido de banho de água.

SADAMORI *et al.*,<sup>61</sup> em 1994, examinaram a influência da espessura e localização de monômero residual em amostras de resina acrílica polimerizadas por três métodos: convencional, resina fluída e microondas. Os resultados sugerem que a alteração dimensional e a estabilidade da prótese total confeccionada em resina acrílica pode ser influenciada pelo método de processamento, espessura das bases e pela forma e tamanho das próteses.

GARCIA,<sup>23</sup> em 1995, verificou a adaptação e porosidade de bases de próteses submetidas a duplo ciclo de polimerização. Foram

confeccionados modelos em gesso pedra, e sobre estes, bases de resina acrílica convencional polimerizadas em banho de água aquecida durante 9 horas a 74°C formando o grupo 1 e 2; e bases de resina específica para irradiação em microondas foram construídas sobre os modelos e polimerizadas em forno de microondas doméstico, equipado com prato giratório, durante 3 minutos a 500 W, formando o grupo 3. A adaptação foi verificada através do peso de um material de impressão interposto entre a base de 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 resina convencional, porém polimerizadas em forno de microondas durante 3 minutos a 500 W. A adaptação foi reavaliada da maneira descrita acima. Concluiu-se que a resina convencional, quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e no segundo ciclo através de microondas apresentou adaptação semelhante ao método convencional de reembasamento.

ARIOLI FILHO,<sup>8</sup> em 1997, analisou a influência da forma geométrica dos palatos triangular, oval e plano e o tempo de armazenagem em água na adaptação das bases de prótese total superiores confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável. Após polimerização, acabamento e armazenagem em água, as bases foram cimentadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo e seccionadas em um aparelho específico com serra manual, executando-se cortes látero-laterais padronizados correspondentes à região “pos-dam”, fossas centrais de primeiros molares e distal de caninos. O

desajuste entre a base de resina acrílica e o modelo mestre foi mensurado por meio de um microscópio comparador linear. Os resultados indicaram significância estatística ao nível de 5% entre as formas geométricas do palato, tendo o palato plano apresentado os menores desajustes. O palato triangular demonstrou os maiores valores de desajustes entre a base e o modelo. A localização dos cortes também apresentou valores significantes estatisticamente, sendo que o corte mais posterior revelou os maiores desajustes, seguido pelo corte mediano e anterior.

PITTA,<sup>57</sup> em 1997, observou alterações oclusais em próteses totais superiores polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes e após o polimento. Utilizou a resina acrílica Lucitone 550 para formar três grupos de estudo. As amostras do grupo I foram incluídas em muflas metálicas convencionais e polimerizadas em banho de água aquecida a 73°C por 9 horas. As amostras do grupo II foram incluídas em muflas plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro e polimerizadas em forno de microondas doméstico, equipado com prato giratório, a 440 W por 4 minutos enquanto as amostras do grupo III foram polimerizadas por energia de microondas a 80 W durante 15 minutos. Os ângulos formados pela intersecção das retas que representavam o prolongamento das vertentes triturantes das cúspides méso palatinas dos primeiros molares superiores foram medidos antes da polimerização, após a polimerização e após o polimento. Os dados foram submetidos à análise estatística. Os resultados indicaram que os três métodos de polimerização estudados apresentaram alterações nas inclinações das cúspides, sendo que a

menor alteração foi encontrada nas próteses polimerizadas em microondas a 440 W por 4 minutos. O método convencional de polimento alterou significativamente a inclinação das cúspides das amostras estudadas. Neste estudo, a autora ressalta que toda vez que o Magnetron é acionado ele emite radiação equivalente a 100% de sua potência. Quando selecionamos uma potência inferior à máxima, o Magnetron emite radiação total, mas não durante todo o tempo regulado no botão seletor. Esta radiação é emitida na forma de pulsos, de forma que a resultante da energia seja equivalente ao total desejado, pois a emissão de radiação não é constante e sim pulsante.

KAWARA *et al.*,<sup>33</sup> em 1998, investigaram o comportamento da contração das resinas acrílicas termopolimerizáveis para base de próteses totais. As amostras foram confeccionadas com a resina Urban (Shofu) e polimerizadas por um dos ciclos investigados: convencional (90 minutos a 70°C, aumentando para 100°C em 60 minutos e mantendo esta temperatura por mais 30 minutos) e longo à baixa temperatura (70°C por 24 horas). O esfriamento das muflas foi em bancada, por 4 horas, até chegarem à temperatura ambiente. Após polimerização as amostras foram armazenadas em água a 37°C por 7 dias. Os resultados deste estudo demonstram que a contração da resina termopolimerizável foi principalmente contração térmica pós polimerização e, segundo os autores, o ciclo longo à baixa temperatura é vantajoso por reduzir a contração térmica.

WONG *et al.*,<sup>87</sup> em 1999, observaram as alterações dimensionais e a sorção de água de próteses totais polimerizadas por calor seco e úmido em diferentes tempos de resfriamento. Para este trabalho

utilizaram uma matriz de silicona representando uma arcada superior desdentada normal para reproduzir vinte e quatro modelos em gesso pedra. Sobre cada modelo foi confeccionada a base em cera com espessura de 2,5mm e, sobre esta, colocou-se os dentes artificiais de resina. Foram feitas três marcas de referência no modelo: uma na região de papila incisiva e duas na região de tuberosidade direita e esquerda, sendo designados A, B e C, respectivamente. Antes do processamento mediu-se as distâncias AB (papila/tuberosidade) e BC (intertuberosidades) em um microscópio. Oito amostras foram polimerizadas pelo calor seco em um forno por 6,5 horas a 72°C e 2,5 horas a 100°C e ali permaneceram por 12 horas até o resfriamento à temperatura ambiente. Oito amostras foram polimerizadas pelo calor úmido em termopolimerizadora por 6,5 horas a 72°C e 1,5 horas a 100°C e resfriamento lento dentro do banho de água por 36 horas. Oito amostras foram polimerizadas pelo calor úmido em termopolimerizadora por 6,5 horas a 72°C e 1,5 horas a 100°C e resfriamento rápido em bancada por 12 horas. As marcas de referência foram incorporadas na resina acrílica (Trealon) durante a polimerização. Após cuidadosa demuflagem, as distâncias AB e BC foram novamente medidas. As próteses foram então limpas e acabadas e pesadas em uma balança eletrônica. A seguir as próteses foram embebidas em solução de água destilada a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ . Foram removidas da solução e repesadas, o que indicou o grau de saturação de água. Após as próteses chegarem à temperatura ambiente, as distâncias AB e BC foram remeidas. Finalmente as próteses foram levadas a um dessecador à  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ , onde foram pesadas novamente. Assim que as

próteses alcançaram a temperatura ambiente, as distâncias AB e BC foram então remeidas. Os resultados foram submetidos à análise estatística. A alteração dimensional linear entre as distâncias AB e BC após polimerização e saturação em água demonstrou que todas as amostras sofreram contração, indicando que as próteses estavam menores que os modelos nas dimensões avaliadas. Segundo os autores, embora tenha havido pequena diferença na contração das próteses polimerizadas pelo calor seco e úmido com diferentes velocidades de resfriamento, a dimensão final não revelou diferença significativa na saturação em água. Isto significa que, em relação à alteração dimensional, não há um método superior de processamento de próteses pelo calor, e a escolha deve ser baseada na preferência do profissional e no custo.

ALMEIDA *et al.*,<sup>4</sup> em 1999, verificaram as alterações de adaptação das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, sob a influência das técnicas de polimerização convencional, calor seco e energia de microondas. Foram confeccionados trinta modelos padrões em gesso pedra a partir de um molde de borracha representando uma arcada superior desdentada. Sobre os modelos foram confeccionadas as bases de prova, divididas aleatoriamente em três grupos de dez elementos, e incluídos em mufla pela técnica convencional. Foram utilizadas as resinas Clássico e Acron MC, polimerizadas por 9 horas a  $74 \pm 2^{\circ}\text{C}$  e 3 minutos a 900 W, respectivamente. Após polimerização e acabamento, as bases em resina foram fixadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo (Super Bonder). Metade dos conjuntos base de prótese-modelo de gesso

foi seccionada em três cortes látero-laterais e o restante em três cortes ântero-posteriores, em aparelho específico. A alteração dimensional ocorrida entre a base de prótese e o modelo de gesso foi avaliada em microscópio comparador em cinco pontos referenciais demarcados para cada tipo de corte. Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística, revelando que todas as técnicas avaliadas produziram distorções, sem diferença estatística significativa. Entretanto, dentro de uma mesma técnica, o desajuste foi significativo entre os cortes num mesmo sentido. Assim, nos cortes látero-laterais, o menor desajuste ocorreu no corte A, seguido pelos B e C. Não houve diferença estatística entre os cortes látero-laterais e ântero-posteriores.

PADOVAN *et al.*,<sup>51</sup> em 1999, analisaram as alterações de adaptação das bases de próteses totais superiores, confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável QC-20 polimerizada em ciclo rápido (20 minutos em água fervente); em ciclo convencional (água a 74°C por 9 horas); e por energia de microondas (500 W por 3 minutos). As bases foram construídas com espessura de 1,5 mm a partir de placas de acetato sobre modelos de gesso, incluídas em muflas metálicas e plásticas. Após polimerização, os conjuntos modelo-base foram removidos das muflas e seccionados transversalmente nas posições anterior, média e posterior. O desajuste entre base e modelo foi verificado em sete pontos referenciais para cada secção, com microscópio comparador. Os autores concluíram que não houve diferença estatística entre os desajustes promovidos pelos ciclos de polimerização convencional e rápido, ambos com melhor adaptação que a apresentada pelo ciclo de microondas. A menor desadaptação ocorreu

na linha média da região anterior e a maior na região posterior da linha média do palato.

CONSANI,<sup>14</sup> em 2000, estudou o efeito do dispositivo RS de contenção, sobre a alteração dimensional das bases de prótese total superiores. Em seu estudo utilizou a resina acrílica termicamente ativada Clássico, sob a influência das variáveis prensagem (com e sem a utilização do dispositivo RS de contenção) e polimerização (9 horas a 74°C, imediata e após 6 horas da prensagem). Foram confeccionados quarenta modelos em gesso pedra, e os conjuntos modelo-base de cera foram divididos em quatro grupos de dez elementos e incluídos em mufla pela técnica de rotina. Após polimerização e acabamento, as bases de resina foram fixadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo e seccionadas transversalmente nas regiões correspondentes à distal de caninos (A), mesial de primeiros molares (B) e região palatina posterior. O desajuste entre base-modelo foi verificado em microscópio comparador em cinco pontos referenciais para cada corte. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística e ao teste de Tukey (5%). O dispositivo RS de contenção produziu níveis médios de adaptação com diferença estatística significativa quando comparado com a prensagem convencional. No fator corte, o dispositivo RS de contenção produziu valores com diferença estatística significativa quando comparado com a prensagem convencional. Dentro do fator corte, a polimerização imediata produziu valores sem diferença estatística significativa quando comparada com a após seis horas. Independente dos demais fatores, os cortes A, B e C foram diferentes estatisticamente entre si.

CONSANI *et al.*,<sup>15</sup> em 2000, observaram a adaptação das bases de prótese total superior em função de três operadores. Cada operador confeccionou cinco conjuntos modelo de gesso-base de cera, que foram incluídos pela técnica de rotina em muflas metálicas. A resina acrílica termopolimerizável Clássico foi proporcionada e manipulada de acordo com instruções do fabricante. Após prensagem pela técnica de rotina, a resina acrílica foi submetida ao ciclo de polimerização em banho de água aquecida a 74°C por 9 horas. As bases de resina foram fixadas ao modelo com adesivo instantâneo e o conjunto seccionado lateralmente nas regiões correspondentes à distal de caninos (A), mesial de primeiros molares (B) e palatina posterior (C). O desajuste das bases de resina em relação ao modelo de gesso foi verificado em microscópio comparador, em cinco pontos referenciais para cada tipo de corte. Os resultados, submetidos à análise estatística e ao teste de Tukey (5%), mostraram que o nível de desajuste da base foi influenciado pelos operadores e as diferenças foram estatisticamente significativas para um dos operadores. Segundos os autores, as condições técnicas impostas pelos operadores não foram suficientes para modificar o padrão de distorção da base que revelou ser o desajuste na linha média da região palatina posterior maior do que qualquer outra área.

### *3.Proposição*

Considerando que os gessos de inclusão sofrem alterações dimensionais de presa e podem acarretar alterações dimensionais quando aquecidos, o propósito deste trabalho foi verificar os efeitos da combinação de gessos de inclusão (Comum/Pedra, Comum/Especial e Pedra/Especial) na adaptação das bases de prótese total superior confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, de acordo com os seguintes ciclos de polimerização:

- a) convencional
- b) por calor seco
- c) por energia de microondas.

## 4. Metodologia

### 4.1 - Materiais

O tipo de gesso e de resina acrílica ativada termicamente, com o respectivo fabricante e marca comercial são apresentados no Quadro 1. Os gessos comum, pedra e especial (Pedra Tipo IV) apresentam-se na forma hemiidratada do sulfato de cálcio. O produto comercial Clássico é uma resina acrílica convencional, comercializada na forma de pó e líquido, baseada no copolímero do polimetil metacrilato. O material Acron MC é uma resina acrílica especialmente formulada para irradiação por energia de microondas, comercializada na forma de pó e líquido, baseada no copolímero do polimetil metacrilato/ etilacrilato, cujo monômero é o metil metacrilato.

Quadro 1 - Material, fabricante e marca comercial do gesso e resina acrílica ativada termicamente.

MATERIAL	FABRICANTE	MARCA COMERCIAL
Gesso Comum Tipo II	Chaves Mineração e Indústria Ltda	Star
Gesso Pedra Tipo III	Vigodent	Herodent Soli-Rock
Gesso Pedra Tipo IV	Dentsply	Durone
Resina Acrílica ativada termicamente	Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo	Clássico
Resina Acrílica ativada termicamente	G.C. Dental Ind. Corp., USA	Acron MC

## 4.2 - Método

### 4.2.1 - Preparo dos corpos-de-prova

#### 4.2.1.1 - Confeccção dos modelos em gesso

Foram confeccionados quarenta e cinco modelos padrões em gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock) proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante (100 g de pó / 30 ml de água), a partir de um molde de borracha RTV-3120 (Reforplás Ltda), representando um arco superior desdentado, com rebordo normal, sem irregularidades e retenções.

#### 4.2.1.2 - Confeccção das bases de prova

Para a confeccção das bases de prova (Figura 1) foram utilizadas 2 lâminas de cera rosa nº 7<sup>16,21</sup> (Wilson, Polidental), plastificadas em água a 45°C.

Inicialmente, a primeira lâmina de cera foi adaptada sobre o modelo, com leve pressão digital, recortando-se os excessos com instrumento cortante Le Cron (Dental Duflex). A segunda lâmina foi adaptada da mesma maneira sobre a primeira. A espessura final das lâminas, com aproximadamente 2 mm, foi controlada com um espessímetro.

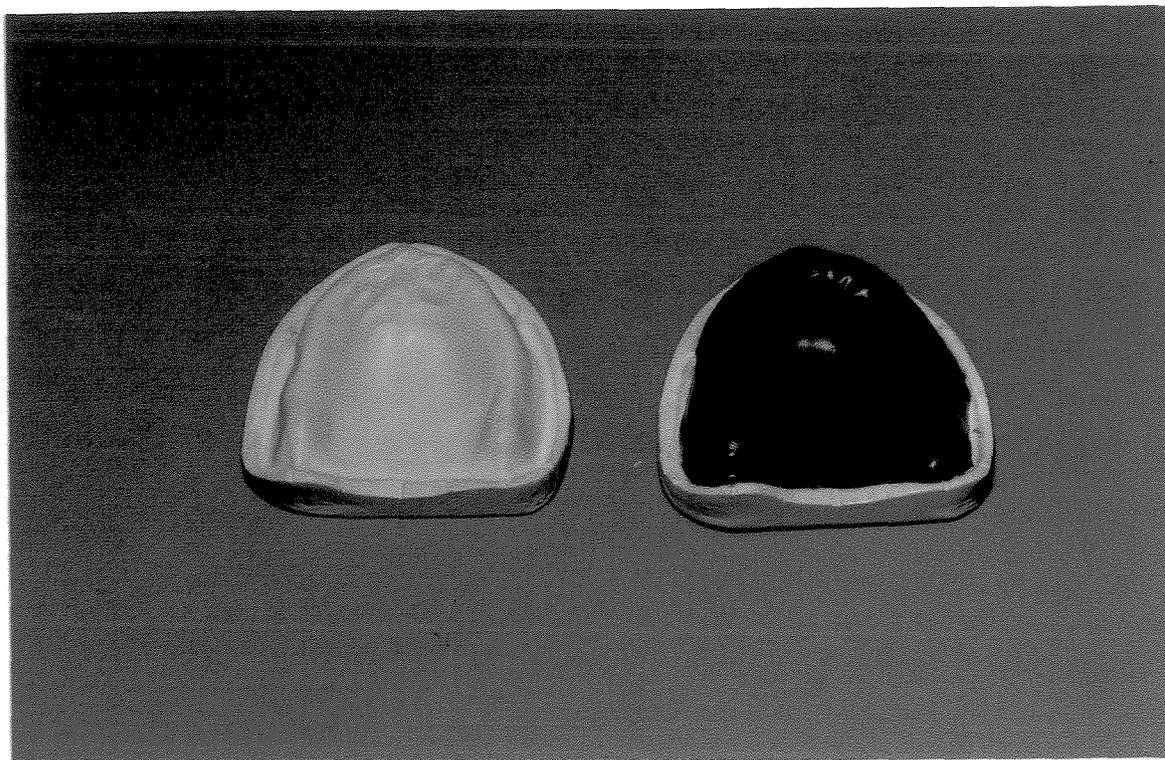


Figura 1: Duas lâminas de cera adaptadas sobre modelo de gesso.

Em seguida, os modelos com as bases de cera foram divididos aleatoriamente em três grupos de quinze elementos cada e incluídos em mufla da seguinte forma:

Grupo I: utilizou-se gesso comum para realizar-se a inclusão do modelo na mufla e gesso pedra tipo III na contra-mufla.

Grupo II: utilizou-se gesso comum para realizar-se a inclusão do modelo na mufla e gesso pedra tipo IV na contra-mufla.

Grupo III: utilizou-se gesso pedra tipo III para realizar-se a inclusão do modelo na mufla e gesso pedra tipo IV na contra-mufla.

À seguir, cinco modelos dos grupos I, II e III receberam os seguintes tratamentos experimentais:

Subgrupo 1 dos grupos I, II e III: inclusão em mufla metálica com resina termopolimerizável (Clássico) e polimerização em banho de água aquecida a  $74\pm 2^{\circ}\text{C}$  por 9 horas (método convencional).

Subgrupo 2 dos grupos I, II e III: inclusão em mufla metálica com resina termopolimerizável (Clássico) (Figura 2) e polimerização por calor seco (Estufa) a  $74\pm 2^{\circ}\text{C}$  por 9 horas.

Subgrupo 3 dos grupos I, II e III: prensagem em mufla plástica com resina termopolimerizável (Acron MC) (Figura 2) e polimerização por energia de microondas a 900 W durante 3 minutos.



Figura 2: Resinas acrílicas termopolimerizáveis utilizadas para a confecção das bases de prótese total.

As muflas foram então levadas ao forno de microondas doméstico (Continental AW 42) equipado com prato giratório<sup>2</sup>, com frequência de operação de 2450 MHz,<sup>28</sup> onde foram polimerizadas durante 3 minutos, com potência de 900 W.

#### 4.2.1.5- Abertura das muflas, remoção e acabamento das bases

Após esfriamento à temperatura ambiente, as muflas foram abertas e as bases de prótese total separadas de seus respectivos modelos. Os excessos grosseiros das bordas foram removidos com broca Maxi-Cut (Maillefer, Suíça), evitando-se assim possíveis interferências na adaptação das bases nos respectivos modelos.

#### 4.2.1.6 - Fixação das bases de prótese

As bases em resina foram fixadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo à base de Cianocrilato (Super Bonder, Loctite), colocado na região correspondente à crista do rebordo alveolar, sob carga estática de 1 kgf, durante 1 minuto, imediatamente após o acabamento.

#### 4.2.1.7 -Recorte do conjunto base de prótese-modelo

O conjunto base de prótese-modelo foi posicionado e fixado num dispositivo desenvolvido pela Área de Prótese Total da Faculdade

muflas permaneceram no interior da estufa até a temperatura interna se igualar à ambiente.

Para o Subgrupo 3 dos Grupos I, II e III foi preparada a resina acrílica termopolimerizável rosa Acron-MC (G.C. Dental Ind. Corp.), especial para polimerização em forno de microondas, proporcionada e manipulada de acordo com as indicações do fabricante. Durante a fase plástica a resina foi homogeneizada e colocada na parte interna inferior da mufla, a qual em seguida foi fechada e parafusada (Figura 5).

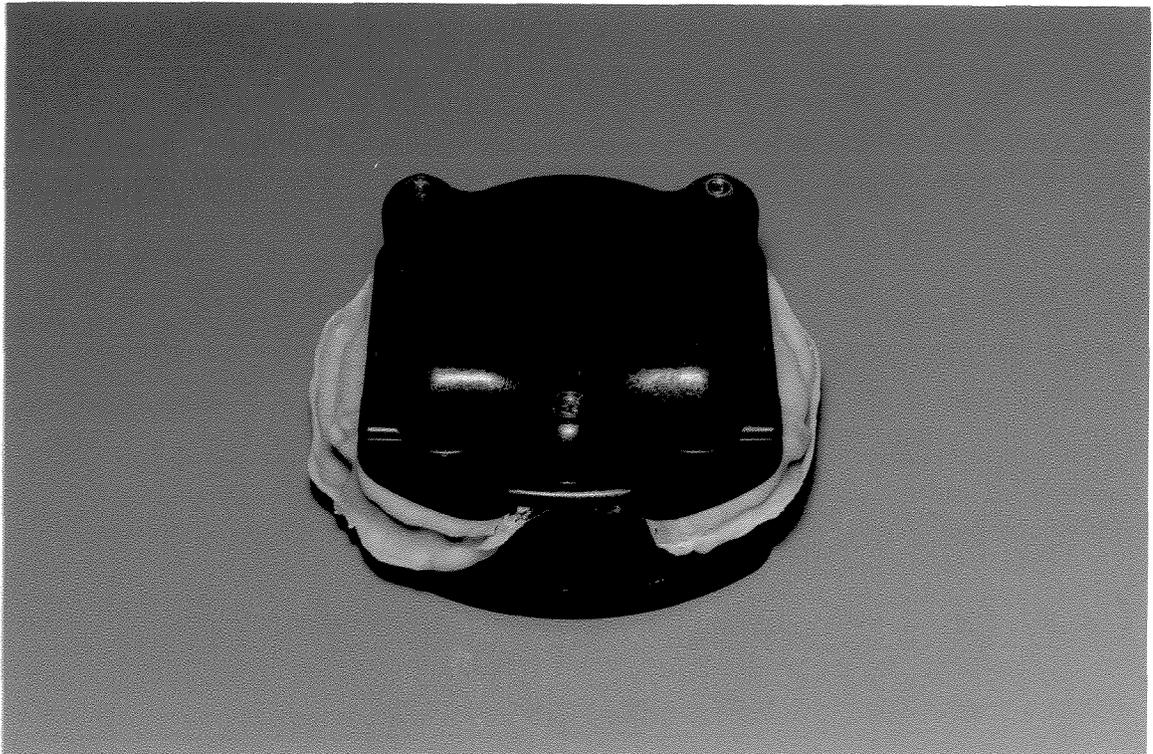


Figura 5: Mufla plástica fechada e parafusada.

a resina acrílica termopolimerizável (Clássico) na cor rosa médio foi proporcionada em frascos de plástico, na relação volumétrica pó/líquido de 3/1, e preparada em pote de vidro com tampa (Jon), de acordo com instrução do fabricante. Quando a resina atingiu a fase plástica,<sup>11</sup> foi homogeneizada manualmente, inserida na parte interna superior da mufla e prensada lentamente em prensa hidráulica de bancada (Delta), durante cinco minutos, tendo uma folha de celofane umedecida com água interposta entre a mufla e a contra-mufla. Após a abertura da mufla, remoção do papel celofane e dos excessos de resina com instrumento cortante Le Cron (Dental Duflex), procedeu-se a prensagem final pela técnica de rotina. Após 10 minutos, as muflas foram retiradas da prensa de bancada e transferidas para grampos de polimerização.

As muflas do Subgrupo 1 dos Grupos I, II e III foram levadas para a termopolimerizadora de controle automático Termotrom (Termotrom do Brasil Ltda.), com água à temperatura ambiente, calibrada para o ciclo de polimerização de 9 horas a  $74 \pm 2^\circ$  C. Após polimerização, o resfriamento das muflas foi lento, até a temperatura da água se igualar à ambiente.

As muflas do Subgrupo 2 dos Grupos I, II e III foram levadas para uma estufa de esterilização e secagem (Odontobrás E.L-1.1), à temperatura ambiente, onde foram submetidas a um ciclo de polimerização por calor seco de 9 horas a  $74 \pm 2^\circ$  C. A temperatura no interior da estufa foi controlada com um termômetro, atingindo  $74^\circ$ C em aproximadamente 1 hora, permanecendo constante pelo período determinado para este ciclo, quando então a estufa foi desligada. As

de muflas metálicas nº 5,5 (DCL) (Figura 3) com gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock) na proporção de 130g de pó / 39ml de água, segundo especificação do fabricante. Após a reação de presa, toda a superfície correspondente ao gesso foi novamente isolada com fina camada de vaselina em pasta (Sidepal). A inclusão completa foi efetuada preenchendo-se cuidadosamente a contra-mufra com gesso pedra tipo IV (Durone), na proporção de 330g de pó / 66ml de água, segundo indicação do fabricante.

Decorrido o tempo de presa do gesso, as muflas foram colocadas em um recipiente contendo água em ebulição por 10 minutos, para a completa plastificação da cera. Após remoção da água, as muflas foram abertas, a cera removida e o gesso lavado com solução de água aquecida e detergente líquido (ODD, Bombril-Cirio).

Os modelos do Subgrupo 3 do Grupo III foram incluídos em muflas plásticas especiais (Figura 4), reforçadas com fibra de vidro (GC FRP Flask H.K. Type), da mesma maneira descrita para os Subgrupos 1 e 2.

Decorrido o tempo de presa do gesso, as muflas plásticas foram colocadas em um recipiente contendo água em ebulição, agora por 15 minutos, para a completa plastificação da cera. Após remoção da água e abertura das muflas, a cera foi removida e o gesso lavado com solução de água aquecida e detergente líquido (ODD, Bombril-Cirio).

#### **4.2.1.4 - Prensagem e polimerização**

Toda a superfície de gesso foi isolada com Cel-lac (S.S.White Artigos Dentários Ltda.). Para os Subgrupos 1 e 2 dos Grupos I, II e III,

Os modelos dos Subgrupos 1 e 2 do Grupo II com as respectivas bases em cera foram isolados com vaselina em pasta (Sidepal) aplicada com um pincel e, à seguir, incluídos na parte inferior de muflas metálicas nº 5,5 (DCL) com gesso comum (Star), na proporção de 150g de pó / 75ml de água, segundo especificação do fabricante. Após a reação de presa, toda a superfície correspondente ao gesso foi novamente isolada com fina camada de vaselina em pasta (Sidepal). A inclusão completa foi efetuada preenchendo-se cuidadosamente a contra-mufla com gesso pedra tipo IV (Durone), na proporção de 330g de pó / 66ml de água, segundo indicação do fabricante.

Decorrido o tempo de presa do gesso, as muflas foram colocadas em um recipiente contendo água em ebulição por 10 minutos, para a completa plastificação da cera. Após remoção da água, as muflas foram abertas, a cera removida e o gesso lavado com solução de água aquecida e detergente líquido (ODD, Bombril-Cirio).

Os modelos do Subgrupo 3 do Grupo II foram incluídos em muflas plásticas especiais, reforçadas com fibra de vidro (GC FRP Flask H.K. Type), da mesma maneira descrita para os Subgrupos 1 e 2.

Decorrido o tempo de presa do gesso, as muflas plásticas foram colocadas em um recipiente com água em ebulição, agora por 15 minutos, para a completa plastificação da cera. Após remoção da água e abertura das muflas, a cera foi removida e o gesso lavado com solução de água aquecida e detergente líquido (ODD, Bombril- Cirio).

Os modelos dos Subgrupos 1 e 2 do Grupo III com as respectivas bases em cera foram isolados com vaselina em pasta (Sidepal) aplicada com um pincel e, à seguir, incluídos na parte inferior

Os modelos do Subgrupo 3 do Grupo I foram incluídos em muflas plásticas especiais, reforçadas com fibra de vidro (GC FRP Flask H.K. Type), da mesma maneira descrita para os Grupos 1 e 2.

Decorrido o tempo de presa do gesso, as muflas plásticas foram colocadas em um recipiente contendo água em ebulição, agora por 15 minutos, para a completa plastificação da cera. Após remoção da água e abertura das muflas, a cera foi removida e o gesso lavado com solução de água aquecida e detergente líquido (ODD, Bombril-Cirio).

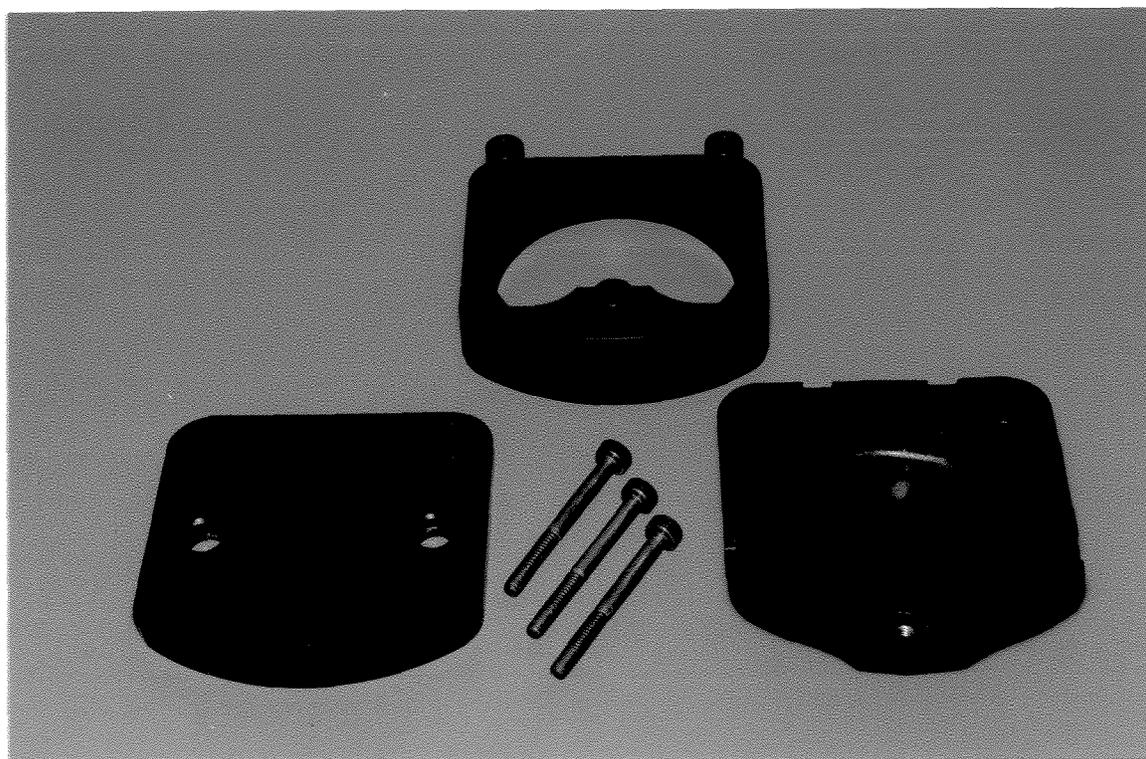


Figura 4: Mufla plástica especial, reforçada com fibra de vidro (GC FRP Flask H.K. Type), utilizada para os subgrupos 3:

uma mistura homogênea de consistência cremosa, que foi vertida na mufla em pequenas porções sob vibração mecânica. Após a reação de presa, toda a superfície correspondente ao gesso foi novamente isolada com fina camada de vaselina em pasta (Sidepal). A inclusão completa foi efetuada preenchendo-se cuidadosamente a contra-mufla com gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock), na proporção de 250g de pó / 75ml de água, segundo indicação do fabricante.

Decorrido o tempo de presa do gesso, as muflas foram colocadas em um recipiente contendo água em ebulição por 10 minutos, para a completa plastificação da cera. Após remoção da água, as muflas foram abertas, a cera removida e o gesso lavado com solução de água aquecida e detergente líquido (ODD, Bombril-Cirio).

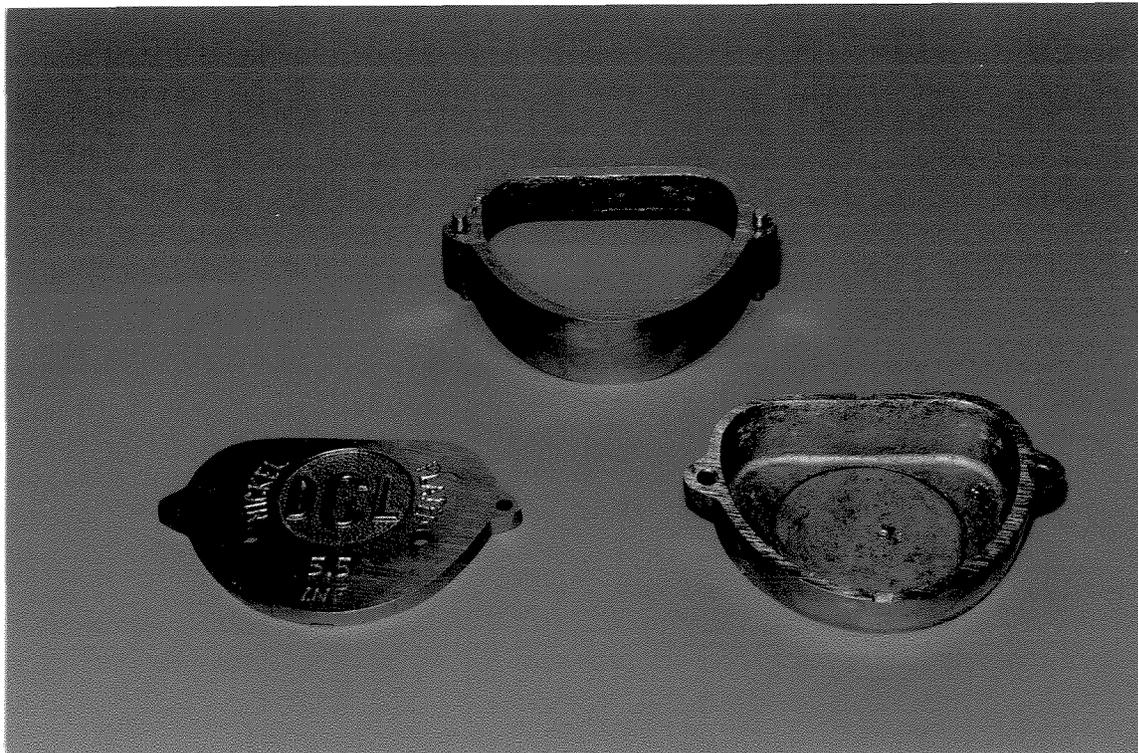


Figura 3: Mufla metálica convencional nº 5,5 (DCL) utilizada para os subgrupos 1 e 2.

Os grupos, baseados no tipo de inclusão dos modelos e subgrupos, baseados no ciclo de polimerização adotado, são apresentados esquematicamente no Quadro 2.

Quadro 2 - Grupos, subgrupos e ciclos de polimerização adotados na confecção das bases de prova.

GRUPOS CICLOS	GRUPO I (Comum/Pedra)	GRUPO II (Comum/Especial)	GRUPO III (Pedra/Especial)
CONVENCIONAL	Subgrupo 1	Subgrupo 1	Subgrupo 1
CALOR SECO	Subgrupo 2	Subgrupo 2	Subgrupo 2
ENERGIA DE MICROONDAS	Subgrupo 3	Subgrupo 3	Subgrupo 3

#### 4.2.1.3 - Inclusão e eliminação da cera

Os modelos dos Subgrupos 1 e 2 do Grupo I com as respectivas bases em cera foram isolados com vaselina em pasta (Sidepal) aplicada com um pincel e, a seguir, incluídos na parte inferior de muflas metálicas nº 5,5 (DCL) com gesso comum (Star), na proporção de 150g de pó / 75ml de água, segundo especificação do fabricante. O gesso foi polvilhado sobre a água em gral de borracha e manipulado manualmente com espátula para gesso durante 1 minuto, obtendo-se

de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, especialmente elaborado para o seccionamento (Figura 6). Desta maneira foi possível padronizar o recorte dos modelos evitando sua movimentação durante este procedimento. Foram realizados 3 cortes látero-laterais paralelos entre si, com uma serra manual orientada pela mesa fixadora.

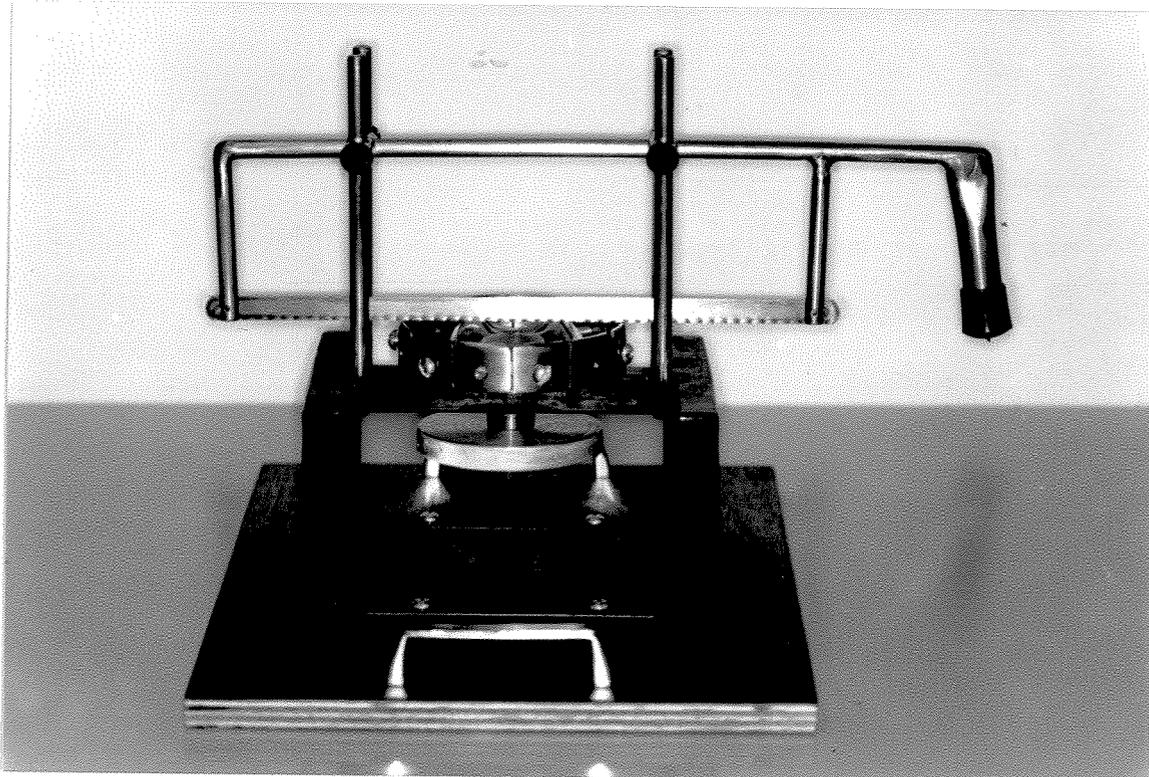


Figura 6: Aparelho utilizado para o recorte do conjunto base de prótese-modelo.

Os cortes látero-laterais (Figura 7) foram efetuados entre os pontos correspondentes à distal de caninos direito e esquerdo (A), mesial de primeiros molares direito e esquerdo (B) e região “pos-dam” (C).<sup>4, 14</sup>

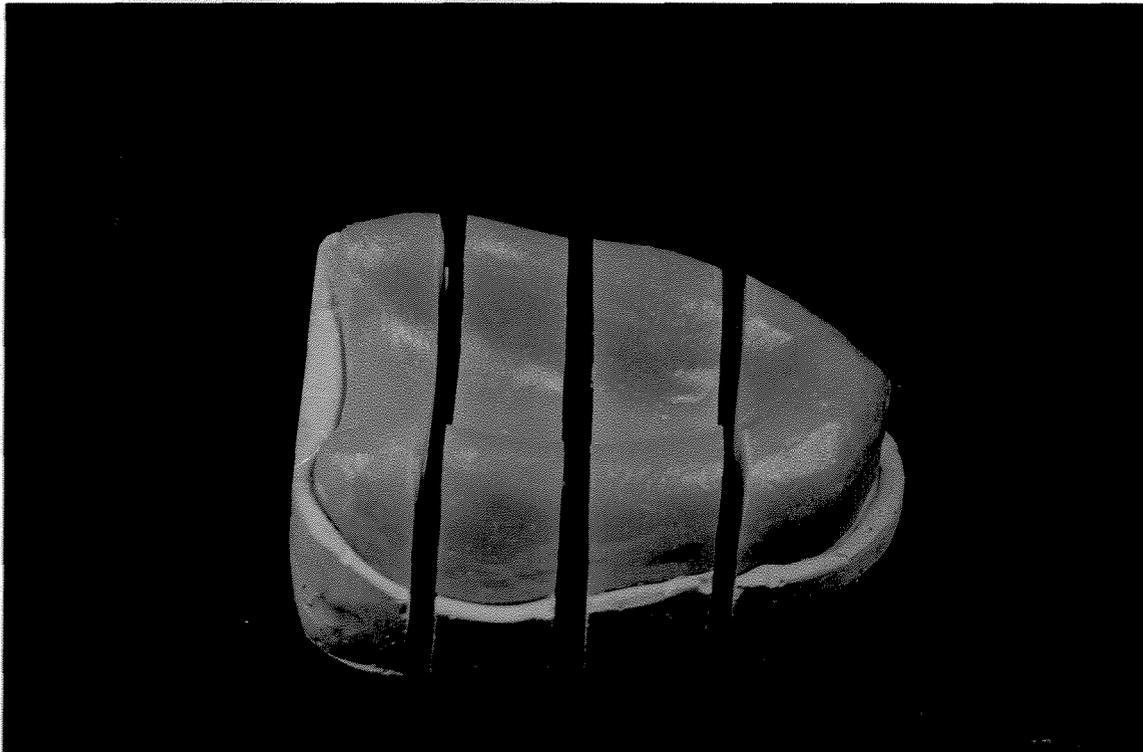


Figura 7: Cortes látero-laterais das bases de prótese total.

#### 4.2.1.8 - Avaliação dos resultados

A alteração dimensional ocorrida na resina acrílica, responsável pela desadaptação da base de prótese em relação ao modelo, ocasionadas pelas diferentes técnicas de polimerização associadas aos diferentes tipos de gesso utilizados durante a fase de inclusão, foram avaliadas nas secções dos modelos por meio de um microscópio comparador linear (Leitz, Alemanha), com sensibilidade de 0,001 mm e leitura digital. A distância entre a borda interna da base de prótese total e a borda externa do modelo de gesso foi mensurada em cinco pontos referenciais (Figura 8) para cada tipo de corte, a saber:

- a. fundo de sulco vestibular direito
- b. crista do rebordo direito
- c. linha média
- d. crista do rebordo esquerdo
- e. fundo de sulco vestibular esquerdo.

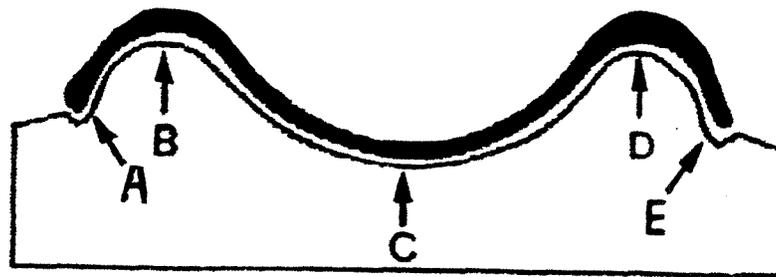


Figura 8: Pontos referenciais de mensuração em cada tipo de corte.

As mensurações foram feitas pelo mesmo operador, três vezes em cada ponto, obtendo-se uma média. Os valores dos níveis de desadaptação foram, então, submetidos à análise estatística.

## 5. Resultados

Os dados das alterações de adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente foram transformados segundo LOG (x+1) e submetidos à análise de variância e as médias ao teste de Tukey em nível de significância de 5%.

As Tabela 1 e Figura 9 mostram o teste de Tukey aplicado para as médias de desajustes dos diferentes métodos de polimerização. A técnica do banho de água (convencional) apresentou a maior desadaptação, diferindo estatisticamente das técnicas por calor seco e energia de microondas, que não diferiram estatisticamente entre si.

Tabela 1: Médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de polimerização.

Ciclo	Médias originais de desajustes	D.P.M.*
Banho de água	0,113556 a	0,014
Calor seco	0,082000 b	0,007
Microondas	0,083111 b	0,009

\* Desvio Padrão da Média.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si em nível de 5%.

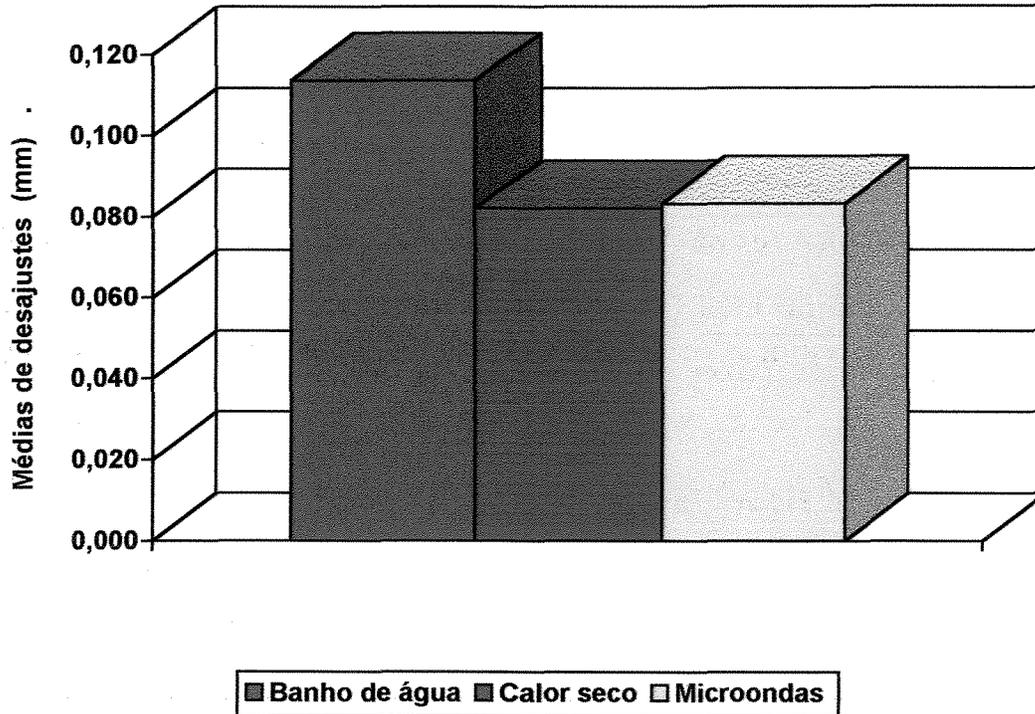


Figura 9: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de polimerização.

As Tabela 2 e Figura 10 mostram as médias de desajustes para as técnicas de polimerização e inclusão, independente do fator corte. Na inclusão com gesso Comum/Pedra, a técnica do banho de água apresentou desadaptação semelhante à técnica por energia de microondas, que por sua vez foi semelhante à técnica por calor seco, porém o banho de água apresentou comportamento estatístico diferente da técnica por calor seco. Nas inclusões com gesso Comum/Especial e Pedra /Especial não houve diferença estatisticamente significativa na adaptação das bases em relação aos modelos nas diferentes técnicas de polimerização.

Tabela 2: Médias de desajustes (mm) para as técnicas de polimerização e inclusão, independente do fator corte.

Ciclo	Médias originais de desajustes		
	Tipo de Inclusão		
	Com/Pedra	Com/Especial	Pedra/Especial
Banho de água	0,090 a ± 0,039*	0,120 a ± 0,013*	0,129 a ± 0,015*
Microondas	0,056 ab ± 0,012*	0,100 a ± 0,020*	0,092 a ± 0,016*
Calor seco	0,039 b ± 0,010*	0,098 a ± 0,011*	0,108 a ± 0,011*

\*Desvio Padrão da Média.

Médias seguidas por letras distintas na coluna diferem entre si em nível de significância de 5%.

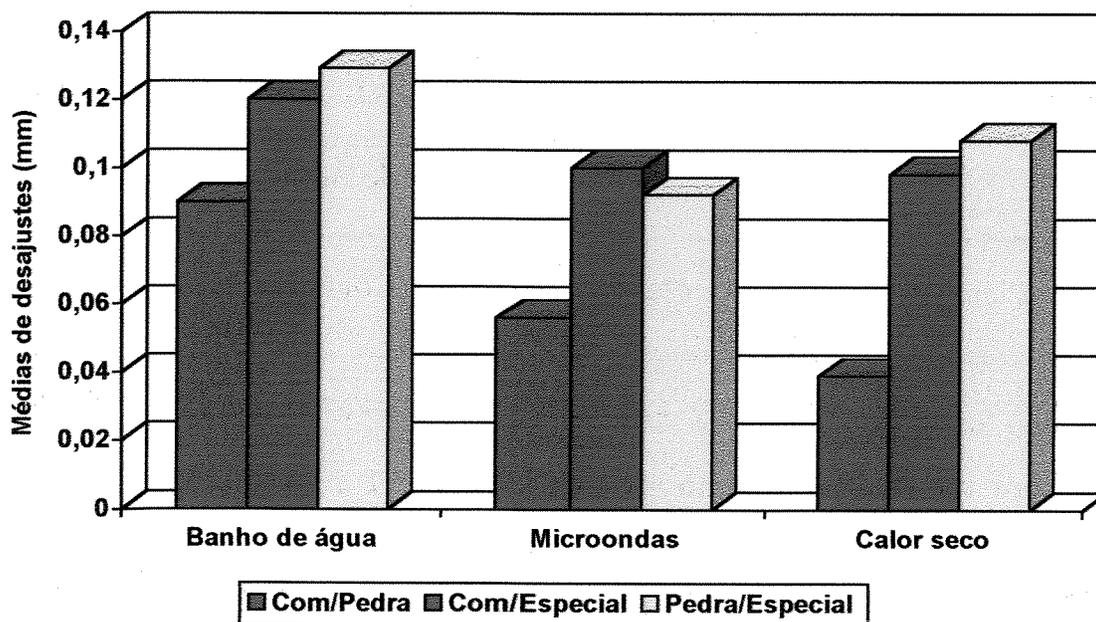


Figura 10: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) para as técnicas de polimerização e inclusão, independente do fator corte.

Quando os cortes A, B e C foram analisados em função do ciclo de polimerização (Tabela 3 e Figura 11), constatamos que:

No corte A, as técnicas do banho de água e calor seco apresentaram semelhança estatística, o mesmo acontecendo com as técnicas calor seco e energia de microondas, porém o comportamento estatístico do corte A foi diferente entre banho de água e energia de microondas, o qual apresentou o menor valor. Os cortes B e C apresentaram resultados sem diferença estatística quando os diferentes ciclos foram comparados entre si.

Tabela 3: Médias de desajustes (mm) dos cortes A, B e C em função do ciclo de polimerização.

Médias originais de desajustes			
Ciclo	Corte A	Corte B	Corte C
Banho de água	0,082 a $\pm$ 0,037*	0,110 a $\pm$ 0,013*	0,147 a $\pm$ 0,015*
Calor seco	0,034 ab $\pm$ 0,005*	0,091 a $\pm$ 0,011*	0,120 a $\pm$ 0,011*
Microondas	0,003 b $\pm$ 0,003*	0,109 a $\pm$ 0,008*	0,136 a $\pm$ 0,012*

\*Desvio Padrão da Média.

Médias seguidas por letras distintas na coluna diferem entre si em nível de significância de 5%.

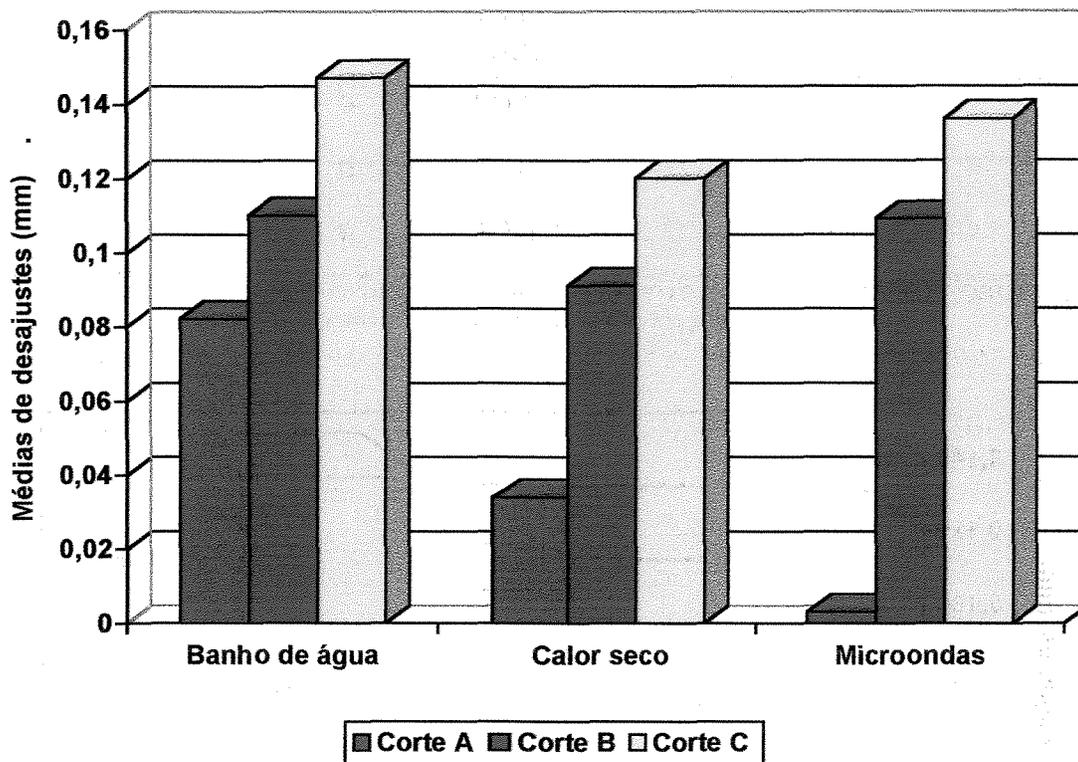


Figura 11: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes A, B e C em função do ciclo de polimerização.

Quando os cortes A, B e C foram avaliados independente do ciclo de polimerização e do tipo de inclusão, constatamos que houve diferença estatística significativa entre eles. O corte A apresentou a menor desadaptação, seguido pelos cortes B e C (Tabela 4 e Figura 12).

Tabela 4: Médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de corte, independente de outros fatores.

Corte	Médias originais de desajustes		D.P.M.*
A	0,040222	c	0,013
B	0,103778	b	0,006
C	0,134667	a	0,007

\* Desvio Padrão da Média.  
Médias seguidas por letras distintas diferem entre si em nível de 5%.

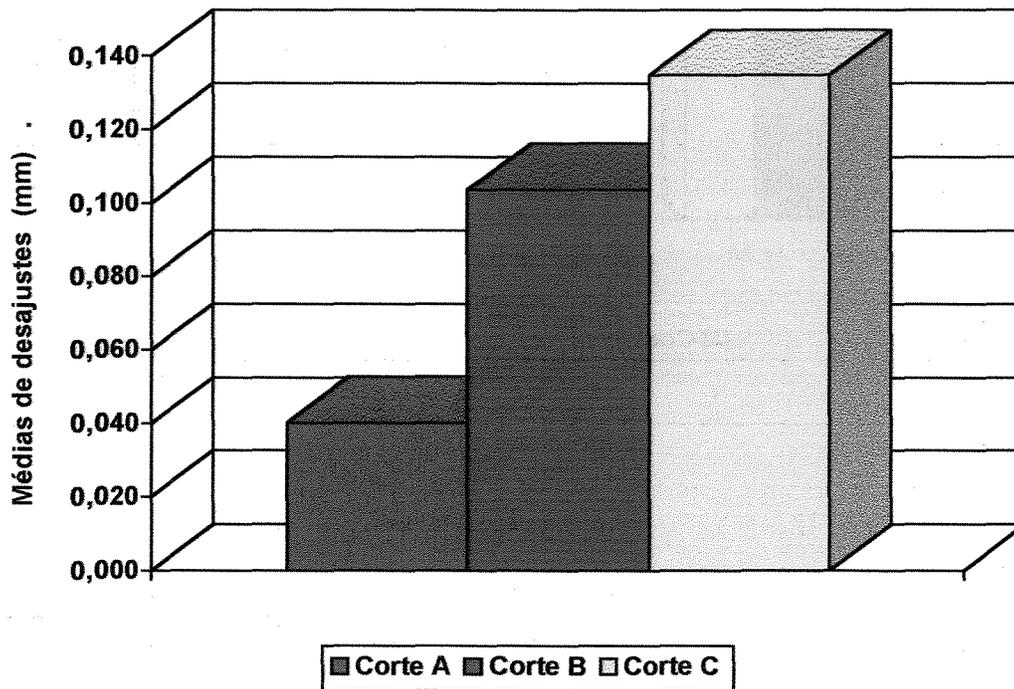


Figura 12: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de corte, independente de outros fatores.

As Tabela 5 e Figura 13 mostram que na inclusão com gesso Comum/Pedra, os resultados não apresentaram significância estatística entre os cortes. Porém, nas inclusões com gesso Comum/Especial e

Pedra/Especial, houve diferença estatística significativa entre o corte A com os B e C, estes sem diferença estatística entre si.

Tabela 5: Médias de desajustes (mm) dos cortes A, B e C, nos diferentes tipos de inclusão.

Médias originais de desajustes			
Corte	Tipos de inclusão		
	Com/Pedra	Com/Especial	Pedra/Especial
Corte A	0,048 a ± 0,039*	0,033 b ± 0,006*	0,039 b ± 0,006*
Corte B	0,058 a ± 0,011*	0,124 a ± 0,004*	0,128 a ± 0,005*
Corte C	0,080 a ± 0,011*	0,161 a ± 0,007*	0,162 a ± 0,007*

\*Desvio Padrão da Média.

Médias seguidas por letras distintas na coluna diferem entre si em nível de significância de 5%.

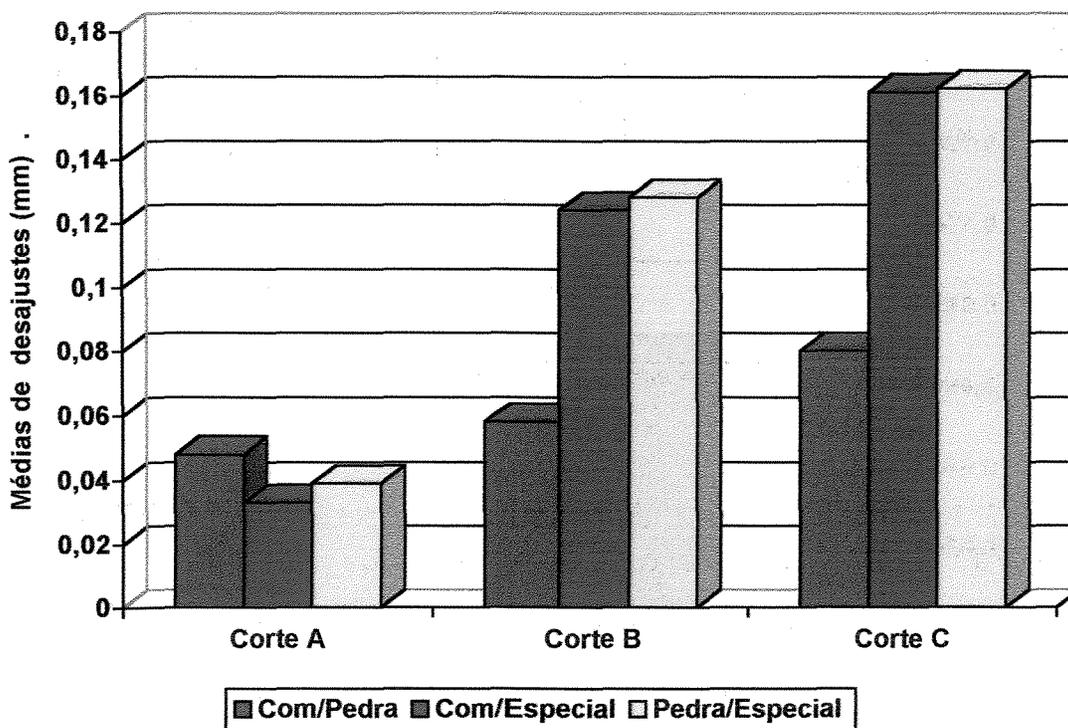


Figura 13: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) dos cortes A, B e C, nos diferentes tipos de inclusão.

Quando o tipo de inclusão foi observado independente de outros fatores, verificamos que a inclusão com gesso Comum/Pedra apresentou o menor valor de desadaptação das bases em relação aos modelos, com diferença estatística significativa entre as inclusões com gesso Comum/Especial e Pedra/Especial, ambas sem diferença estatística entre si (Tabela 6 e Figura 14).

Tabela 6: Médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de inclusão, independente de outros fatores.

Inclusão	Médias originais de desajustes	D.P.M.*
Comum/Pedra	0,062222 b	0,014
Comum/Especial	0,106444 a	0,008
Pedra/Especial	0,110000 a	0,008

\* Desvio Padrão da Média.

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si em nível de 5%.

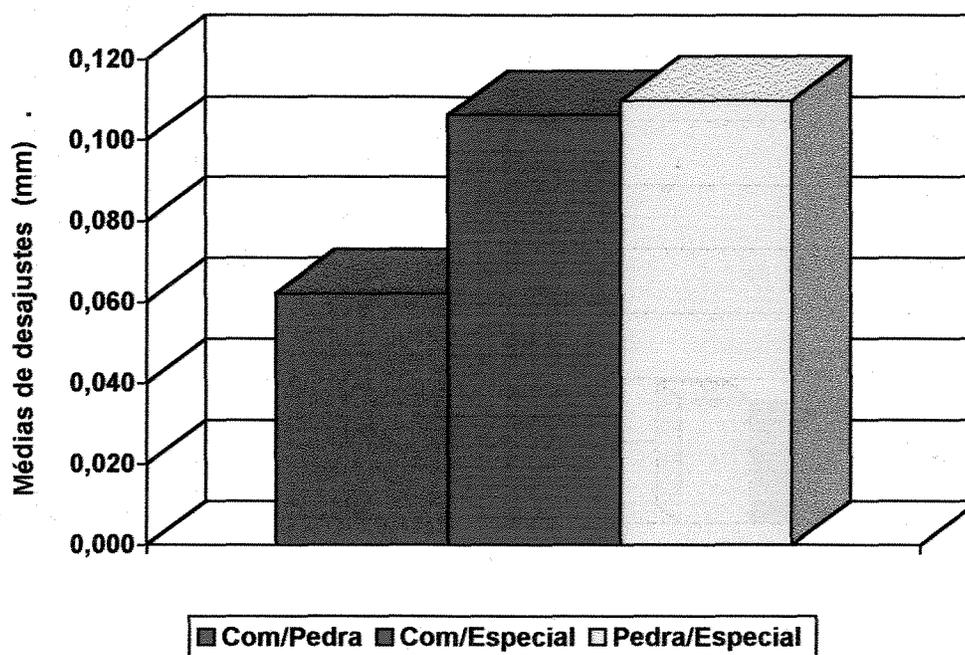


Figura 14: Ilustração gráfica das médias de desajustes (mm) de acordo com o tipo de inclusão, independente de outros fatores.

A Figura 15 mostra um corte (A), com nível de adaptação satisfatório da base ao modelo de gesso. Para a confecção desta base de prótese foi utilizada a resina acrílica Acron MC polimerizada em forno de microondas doméstico a 900 W durante 3 minutos.

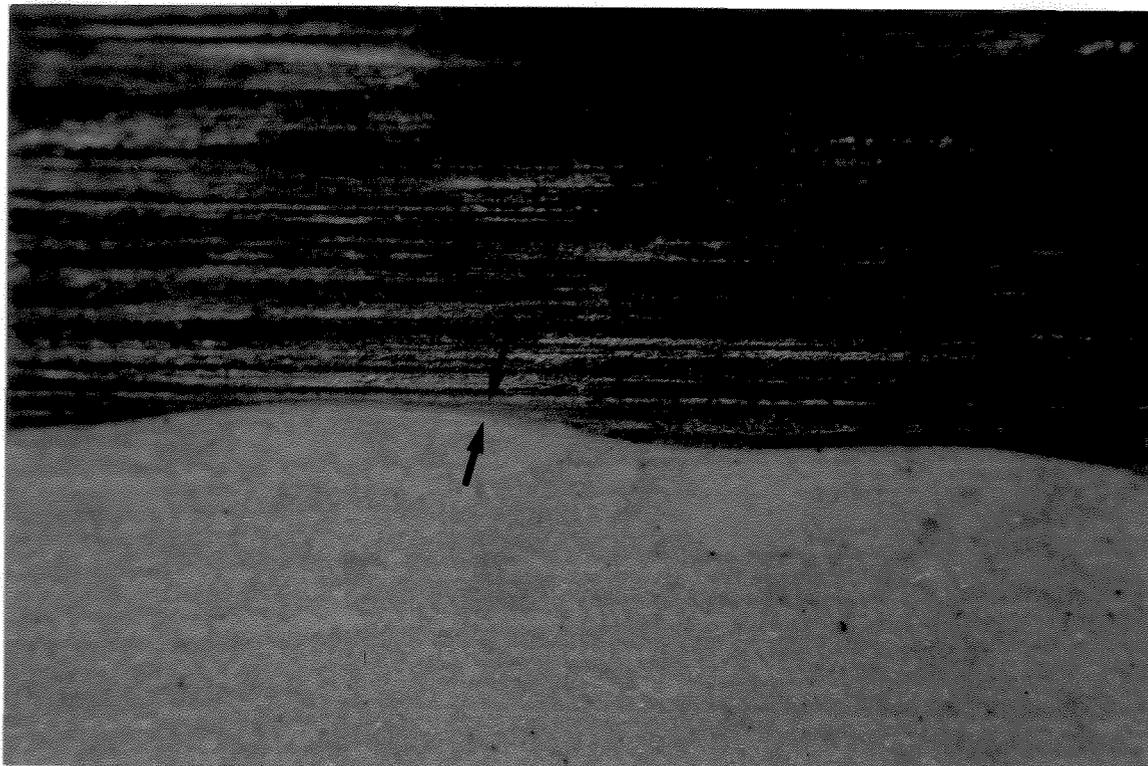


Figura 15: Fotografia mostrando adaptação perfeita entre base de prótese-modelo de gesso (aumento de oito vezes).

A Figura 16 mostra um corte (C) com adaptação base-modelo considerada insatisfatória. Para a confecção desta base de prótese foi utilizada a resina acrílica Clássico polimerizada por calor seco (Estufa), durante 9 horas a  $74 \pm 2^{\circ}\text{C}$ .



Figura 16: Fotografia mostrando desadaptação entre base-modelo (aumento de oito vezes).

## 6. Discussão

Há muito se procura por um material ideal, que não apresente alteração dimensional como resultado do processamento que possa vir a comprometer a reabilitação de pacientes desdentados totais. Muitas técnicas de processamento têm sido apresentadas na tentativa de minimizar as alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica, como a tradicional polimerização em banho de água aquecida,<sup>55</sup> polimerização química à temperatura ambiente,<sup>45,49</sup> polimerização através de luz visível,<sup>76</sup> polimerização através de calor seco<sup>24,29,52,87</sup> e polimerização através de energia de microondas.<sup>30</sup> O aperfeiçoamento das técnicas de processamento também tem como objetivo simplificar e facilitar o trabalho laboratorial.<sup>18</sup>

Uma forma simples e prática de avaliar o grau de adaptação das próteses polimerizadas por métodos alternativos consiste em colocar a base de prótese sobre o modelo mestre e medir a distância entre ambos.<sup>70</sup> Este procedimento pode ser realizado com os seguintes dispositivos: comparador pantográfico,<sup>6,54</sup> comparador óptico,<sup>10</sup> comparador dental,<sup>31</sup> por medida através de microscópio,<sup>20,37</sup> escala graduada,<sup>63</sup> compasso calibrado,<sup>59</sup> sistema tridimensional baseado em radiografias,<sup>40</sup> através de sistema computadorizado,<sup>79</sup> medida da espessura<sup>19</sup> e peso do material de impressão interposto entre o modelo e a base de prótese<sup>9,23,76</sup> e microscópio comparador.<sup>3,12</sup>

Assim sendo, propusemo-nos estudar o efeito da combinação de gessos de inclusão sobre a adaptação das bases de prótese total,

termopolimerizadas pelos ciclos convencional, calor seco e energia de microondas.

As Tabela 1 e Figura 9 mostram que o ciclo do banho de água apresentou a maior desadaptação das bases em relação aos modelos, diferindo estatisticamente das técnicas por calor seco e energia de microondas, que não diferiram estatisticamente entre si. Nossos resultados estão de acordo com KIMURA *et al.*<sup>38</sup> que sugeriram que bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas apresentaram melhor adaptação que bases polimerizadas convencionalmente, pois, segundo os autores, no microondas o aquecimento do gesso e da resina é mais homogêneo, causando poucas tensões internas durante o processamento. KIMURA *et al.*<sup>36</sup> concluíram que a polimerização por microondas produz bases mais adaptadas que o método convencional devido à polimerização ser mais uniforme.

As Tabela 2 e Figura 10 mostram as médias de desadaptação para as técnicas de polimerização e inclusão, independente do fator corte. Nas inclusões com gesso Comum/Especial e Pedra/Especial não houve diferença estatisticamente significativa na adaptação das bases em relação aos modelos. Na inclusão com gesso Comum/Pedra, o ciclo do banho de água apresentou desadaptação semelhante ao ciclo por energia de microondas, que por sua vez foi semelhante ao ciclo por calor seco, porém o banho de água apresentou comportamento estatístico diferente do ciclo calor seco, o qual apresentou o menor valor de desadaptação. Nossos resultados não estão de acordo com alguns trabalhos apresentados na literatura consultada, dentre eles o de WONG *et al.*<sup>87</sup> que observaram a alteração dimensional e a sorção de

água de próteses totais superiores polimerizadas em forno de ar seco e termopolimerizadora, concluindo que não houve diferença significativa na alteração dimensional entre próteses polimerizadas por calor seco e úmido. Esse resultado contraditório talvez possa ser explicado com base no trabalho de GARBBER *et al.*<sup>22</sup> que relataram que a seleção do tipo de gesso utilizado no processamento das próteses totais deve ser baseada nas propriedades físicas e mecânicas listadas pelo fabricante, sendo que as condições de manipulação podem afetá-las, assim como o tipo de partícula,<sup>27</sup> a relação água/pó<sup>32,41</sup> e as condições de processamento.<sup>35</sup> Afinal, muitas variáveis influenciam as mudanças dimensionais ocorridas nas bases de prótese total, entre elas a espessura da base,<sup>61,86</sup> proporção monômero/polímero, temperatura de polimerização,<sup>25</sup> sorção<sup>67,73</sup> e perda de água,<sup>70</sup> tensões internas,<sup>9,47</sup> expansão térmica e contração do acrílico e do gesso.<sup>56</sup> Segundo WOELFEL *et al.*<sup>85</sup> há distorção da base pela liberação de tensões induzidas pelos diferentes coeficientes de expansão térmica entre o modelo de gesso e a resina acrílica. WOELFEL<sup>82</sup> afirmava que o coeficiente de expansão térmica linear do gesso é de 1/8 da resina. Então, tensões são formadas na base de resina e são liberadas quando a base de prótese é removida do modelo mestre, porque quando se removem as condições restritivas do modelo, as tensões são mais facilmente liberadas.

Quando os cortes A, B e C foram analisados em função do ciclo de polimerização (Tabela 3 e Figura 11), constatamos que no corte A, as técnicas banho de água e calor seco apresentaram semelhança estatística, o mesmo acontecendo com as técnicas calor seco e energia

de microondas, porém o comportamento estatístico do corte A foi diferente entre banho de água e microondas, o qual apresentou o menor valor. Os cortes B e C apresentaram resultados sem diferença estatística quando os diferentes ciclos foram comparados entre si. Conforme as investigações de SKINNER,<sup>64</sup> a contração de polimerização varia em diferentes partes de uma prótese. Segundo SWEENEY *et al.*<sup>72</sup> a contração linear da resina não é a mesma em todas as direções devido as restrições impostas pelo molde, uma vez que a anatomia da região ântero-superior dificulta a liberação de tensões e normalmente a espessura nesta área é maior. Na região posterior a espessura é menor e, além disso, a forma da base favorece a liberação total de tensões. Esta hipótese é defendida por WOELFEL *et al.*<sup>85</sup> e WINKLER *et al.*<sup>81</sup> que afirmavam que próteses finas contraem duas vezes mais quando removidas do modelo, pois não são rígidas o suficiente para resistir à liberação de tensões acumuladas durante o processamento, que manifesta-se primariamente na região posterior.<sup>84</sup> As diferenças no processo de contração entre próteses do mesmo material são consequência da variação de forma e tamanho das próteses.<sup>61</sup> TAKAMATA *et al.*<sup>76</sup> acreditavam que a combinação de contração de polimerização,<sup>34,65,69</sup> contração térmica,<sup>33,73</sup> tensões induzidas durante o processamento e posteriormente liberadas quando da separação prótese-modelo, diminuem a adaptação da base de prótese aos tecidos de suporte, prejudicando a retenção e estabilidade da prótese total.<sup>66</sup> WOELFEL & PAFFENBARGER<sup>83</sup> relataram que a contração do acrílico em 0,5 mm na região posterior palatina não causa desconforto ou falta de adaptação, mas se for aumentada para 0,9 mm a prótese não se adapta

adequadamente aos tecidos de suporte. Além disso, segundo POLYZOIS,<sup>58</sup> os tecidos orais têm mostrado notáveis propriedades de adaptação, mas isto não significa que eles estejam sadios e normais sob condições que requeiram mudanças dimensionais na ordem de 1 mm ou mais.

Quando os cortes A, B e C foram avaliados, independente do ciclo de polimerização e do tipo de inclusão, constatamos que houve diferença estatística significativa entre eles. O corte A apresentou a menor desadaptação, seguido pelos cortes B e C (Tabela 4 e Figura 12). Nossos resultados estão de acordo com ALMEIDA *et al.*,<sup>4</sup> quando analisaram a influência dos ciclos de polimerização convencional, calor seco e energia de microondas sobre a adaptação das bases de prótese total superior e verificaram que, dentro de uma mesma técnica, a desadaptação das bases de prótese em relação aos modelos foram significantes entre os cortes de um mesmo sentido, com menor desadaptação para o corte A, seguido pelos B e C. PADOVAN *et al.*,<sup>51</sup> obtiveram os mesmos resultados, embora tenham utilizado a resina acrílica QC-20 termopolimerizada nos ciclos rápido, convencional e energia de microondas. Nossos resultados também são condizentes com os apresentados por ARIOLI FILHO<sup>8</sup> quando observou que os cortes na região anterior, mediana e posterior foram diferentes estatisticamente, com melhores resultados de adaptação para o corte anterior, independente da forma geométrica do pálate (plano, triangular, oval); nesse estudo, as próteses foram confeccionadas com dentes. SMITH & POWERS<sup>68</sup> quando compararam a adaptação de bases de prótese total sem dentes, confeccionadas com sete resinas polimerizadas por

diferentes métodos, relataram que o mesmo padrão de desadaptação pode ser esperado para bases com dentes. CONSANI *et al.*,<sup>15</sup> analisando a influência de operadores na adaptação das bases de prótese total superior relataram que as condições técnicas impostas pelos operadores não foram suficientes para modificar o padrão de distorção da base, que revelou ser a desadaptação na linha média da região posterior palatina maior do que em qualquer outra área.

As Tabela 5 e Figura 13 mostram que na inclusão com gesso Comum/Pedra, os resultados não apresentaram significância estatística entre os cortes. Porém nas inclusões com gesso Comum/Especial e Pedra/Especial, houve diferença estatística significativa entre o corte A com os B e C, estes sem diferença estatística entre si. Se observarmos os valores de desadaptação base/modelo acima mencionados, verificaremos que nas inclusões com gesso Comum/Especial e Pedra/Especial os cortes B e C indicaram valores numéricos consideravelmente maiores quando comparados à inclusão com gesso Comum/Pedra. Este fato pode ser explicado com base no trabalho de SYKORA E SUTOW<sup>74</sup> que avaliaram a adaptação de próteses totais superiores polimerizadas sobre modelos de gesso de alta expansão. Nesse estudo utilizaram a resina acrílica Lucitone 199 que foi termopolimerizada pelo ciclo convencional. Os resultados revelaram que a expansão do gesso compensa a contração de polimerização da resina acrílica, pois, próteses polimerizadas sobre modelos de gesso de alta expansão apresentaram menor desadaptação na região posterior, cerca de 50% a menos, quando comparadas com próteses polimerizadas em modelos de gesso pedra tipo III. Outro trabalho nessa linha de

pesquisa é o de KIMURA *et al.*<sup>37</sup> que desenvolveram gessos com diferentes composições na tentativa de melhorar a adaptação de bases de prótese total polimerizadas por energia de microondas. Acrescentaram pó de alumínio, ferro, carvão e fibra de carbono ao gesso pedra do modelo e de inclusão. Os autores concluíram que a adaptação das bases de prótese polimerizadas em microondas durante 2,5 minutos usando gesso reforçado com 20 a 30% em peso de pó de alumínio foi respectivamente 20 a 50% melhor que os materiais convencionais. Portanto, seguindo este raciocínio é possível, por analogia, entender que a combinação gesso Comum/Pedra, por apresentar maior expansão de presa que o gesso especial, pode ter sido responsável pelas menores alterações dimensionais encontradas nas bases de prótese polimerizadas com este tipo de inclusão, pois a maior expansão desses gessos pode ter compensado em parte a contração de polimerização da resina acrílica. A Tabela 6 e Figura 14 reafirmam este pensamento, pois quando o tipo de inclusão foi observado independente de outros fatores, verificamos que a inclusão com gesso Comum/Pedra apresentou o menor valor de desadaptação das bases em relação aos modelos, com diferença estatística significativa entre as inclusões com gesso Comum/Especial e Pedra/Especial, ambas sem diferença estatística entre si.

O gesso comum apresenta cristais com forma esponjosa e irregular; é mais poroso, devido à maior relação água/pó e conseqüentemente possui menor resistência<sup>7</sup>. O gesso pedra apresenta cristais prismáticos e mais regulares; é menos poroso, necessita de menor quantidade água/pó e é mais resistente quando comparado ao

gesso comum<sup>7,14</sup>. O gesso especial apresenta partículas cubóides, menor porosidade e necessita de menor relação água/pó, conseqüentemente apresenta maior resistência. A expansão de presa do gesso comum é maior que a do gesso pedra, que por sua vez é maior que a do gesso especial.

Segundo KUSNER & MICHMAN<sup>39</sup> a expansão normal de presa dos produtos à base de gesso é sempre precedida de contração inicial. Esta, por sua vez, parece depender da composição e manipulação do gesso, podendo ser modificada pela temperatura e umidade. O tempo em que a contração inicial alcança seu pico pode ser usado como ponto de referência para medir a expansão normal de presa do gesso. ANUSAVICE<sup>7</sup> relatou que quanto menor a relação água/pó e maior o tempo de espatulação, maior será a expansão de presa do gesso. Nesse sentido, JORGENSEN<sup>32</sup> afirmou que o tempo de mistura não tem influência na quantidade de expansão de presa quando o gesso é espatulado por até 90 segundos. Além deste período, a expansão é proporcional ao tempo de mistura, pois, há maior entrelaçamento dos cristais de gesso durante seu crescimento, tornando a solução supersaturada.<sup>22</sup> Portanto, o aumento da espatulação pode ser uma alternativa simples, fácil e sem custo adicional para aumentarmos a expansão do gesso de inclusão e, conseqüentemente, melhorarmos a retenção e adaptação das bases de prótese total, pois, segundo os autores ANTHONY & PEYTON,<sup>5</sup> NISHII<sup>50</sup> e WOLFAARDT *et al.*,<sup>86</sup> a mudança dimensional que ocorre na região posterior do pálato é maior do que em qualquer outra área. Esta ocorrência tem significância clínica, pois, a integridade de contato entre a base e a mucosa palatal é

fundamental na retenção da prótese total e qualquer mudança dimensional que afete esse íntimo contato pode causar decréscimo da retenção. Além disso, segundo LOVE *et al.*,<sup>43</sup> a adaptação tem influência direta na manutenção da saúde dos tecidos de suporte.

A partir dos nossos resultados, constatamos que a polimerização da resina acrílica por calor seco (estufa e energia de microondas), produziu bases de prótese total mais satisfatórias que o método convencional de processamento. Ressaltamos aqui a vantagem da polimerização à seco pela limpeza e facilidade no processamento pois, é método relativamente simples, que não exige equipamentos caros e pessoal especializado.

Em relação à economia de tempo, sem dúvida alguma a técnica por microondas supera o método do banho de água e calor seco, que utilizam ciclos longos, pois em apenas 3 minutos<sup>30</sup> produzem bases de prótese total semelhantes as do método tradicional.<sup>62</sup> Uma desvantagem desta técnica encontrada na literatura é a necessidade de muflas especiais, reforçadas com fibra de vidro, pois as microondas são refletidas na superfície de metal das muflas convencionais não apresentando efeito sobre a resina.<sup>18,60,78</sup> Ao nosso ver, esta não seria uma desvantagem e sim uma particularidade desta técnica, uma vez que a drástica redução do tempo de processamento é incontestável na eleição de um método de polimerização ideal. Alguns autores, como por exemplo, HAYDEN<sup>26</sup> quando utilizou a potência máxima do aparelho de microondas por um tempo de irradiação de 4 minutos, observou que a mufla reforçada com fibra de vidro não expande durante a irradiação por microondas e como consequência ocorre a fratura da mufla após

poucos processamentos. LEVIN *et al.*<sup>42</sup> observaram a tendência à fratura da mufla somente após processamento de muitas próteses devido à expansão da resina e do gesso. Em nosso estudo este fato não foi constatado pois não houve fratura das muflas especialmente formuladas para microondas, conforme resultados de WALLACE *et al.*<sup>80</sup>

Uma consideração importante a ser feita é a dificuldade na regulação da potência nos fornos de microondas domésticos, pois conforme PITTA,<sup>57</sup> toda vez que o Magnetron é acionado emite radiação equivalente a 100% de sua potência. Quando selecionamos uma potência inferior à máxima, o Magnetron emite radiação total, mas não durante todo o tempo regulado no botão seletor. Esta radiação é emitida na forma de pulsos, de tal modo que a resultante da energia seja equivalente ao total desejado, pois a emissão de radiação não é constante e sim pulsante.<sup>57</sup> Portanto, um forno especificamente desenhado para uso odontológico,<sup>18</sup> onde se possa regular a quantidade de energia emitida pelo Magnetron é recomendado.

Além disso, conforme LEVIN *et al.*<sup>42</sup> é essencial utilizar a resina indicada para cada método de processamento e, de acordo com SKINNER,<sup>64</sup> embora o processamento da resina acrílica pareça ser simples, um completo conhecimento dos princípios químicos e físicos envolvidos são essenciais para se obter bons resultados, pois não há um único material restaurador que seja superior em todas as suas propriedades, uma vez que cada material tem sua limitação. Portanto, cabe ao profissional a escolha inteligente do melhor material, ou a combinação de materiais para determinado uso<sup>50,79</sup>.

## 7. Conclusão

Em relação à metodologia aplicada, os resultados obtidos nos permitem concluir que:

1. Independente dos demais fatores, o ciclo convencional mostrou a maior desadaptação das bases de prótese em relação aos modelos, com diferença estatística aos ciclos calor seco e energia de microondas, ambos sem diferença estatística entre si.

2. Quando o tipo de inclusão foi analisado em relação ao fator ciclo de polimerização, verificamos que as inclusões com gesso Comum/Especial e Pedra/Especial não apresentaram valores com diferença estatística significativa. Na inclusão com gesso Comum/Pedra o ciclo convencional apresentou a maior desadaptação, com similaridade estatística ao ciclo energia de microondas e diferença estatística ao ciclo calor seco.

3. Quando o fator corte foi analisado em função do ciclo de polimerização, notamos que não houve diferença estatística significativa entre os ciclos para os cortes B e C. No corte A, o ciclo convencional apresentou a maior desadaptação com similaridade estatística ao ciclo calor seco e diferença estatística ao ciclo energia de microondas.

4. Quando os cortes foram analisados independente de outros fatores, houve diferença estatística significativa entre eles. A maior desadaptação ocorreu no corte C.

5. Quando os cortes foram analisados em relação ao tipo de inclusão independente de outros fatores, verificamos que na inclusão com gesso Comum/Pedra não houve diferença estatística significativa entre os valores. Nas inclusões com gesso Comum/Especial e Pedra/Especial, a maior desadaptação ocorreu no corte C, sem diferença estatística significativa quando comparado ao corte B, e diferente do corte A, que apresentou a menor desadaptação.

6. Quando o tipo de inclusão foi analisado independente de outros fatores, verificamos que a inclusão com gesso Comum/Pedra apresentou o menor valor de desadaptação, com diferença estatística significativa entre as inclusões com gesso Comum/Especial e Pedra/Especial, ambas sem diferença entre si.

## *Referências Bibliográficas\**

1. ABREU, D., VIEIRA, D.F., ARAUJO, P.A. Estudo de algumas propriedades de gesso-pedra em função da experiência do operador e da relação pó-líquido. Estomatologia e Cultura, v.5, n1, p. 51-67, jan./jun. 1971.
2. AL DOORI, D. et al. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. Dent. Mater., Washington, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
3. 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.
4. ALMEIDA, M.H.W. et al. Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. Revta. Fac. Odont., Passo Fundo, v.24, n.1, p.49-56, jan./jun. 1999.
5. 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.

---

\* De acordo com a NBR-6023, de agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).  
Abreviatura dos periódicos conforme o "World List of Scientific Periodicals".

6. ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A. Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. J. prosth. Dent., St. Louis, v.9, n.4, p.683-692, Apr. 1959.
7. ANUSAVICE, K.J. Phillips materiais dentários. 10.ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998, cap. 09, p.111-124.
8. ARIOLI FILHO, J.N. Influência da forma do palato e da sorção de água na adaptação de próteses totais. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica - Área Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1997. 80p.
9. BARCO, M.T. et al. 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.
10. BECKER, C.M., SMITH, D.E., NICHOLLS, J.I. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. J. prosth. Dent., St. Louis, v.37, n.4, p.450-459, Apr. 1977.
11. CARVALHO, J.C.M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. Revta Fac. Odont. S. Paulo, São Paulo, v.10, n.1, p.127-132, jan/jun. 1972.

12. CHEN, J.C., LACEFIELD, W.R., CASTLEBERRY, D.J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. Dent. Mater., Washington, v.4, n.1, p.20-24, Apr. 1988.
13. COMBE, E.C., SMITH, D.C. Some properties of gypsum plasters. Br. dent. J., London, v.117, n.6, p.237-245, Sept. 1964.
14. CONSANI, R.L.X. Efeito do dispositivo RS de contenção, sobre a alteração dimensional das bases de prótese total superior. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica - Área Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 2000. 104p.
15. \_\_\_\_\_. et al. Influência de operadores na adaptação das bases de prótese total. Revta. Pós-Grad. Fac. Odont., São José dos Campos, v.3, n.1, p.74-80, jan./jul. 2000.
16. CORREA, G.A. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para seu estudo Parte I - Alteração quanto à espessura. Revta A.B.O. Nac., v.2, n.2, p.110-113, abr./maio 1994.
17. CRAIG, R.G., O'BRIEN, W.J., POWERS, J.M. Materiais dentários: propriedades e manipulação. 3.ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1983, p.132-133.

18. 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.
19. 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.
20. ELAHI, J.M., ABDULLAH, M.A. Effect of different polymerization techniques on dimensional stability of record bases. J. prosth. Dent., St. Louis, v.71, n.2, p.150-153, Feb. 1994.
21. FIRTELL, D.N., GREEN, A.J., ELAHI, J.M. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. J. prosth. Dent., St. Louis, v.45, n.6, p.598-601, June 1981.
22. GARBER, D.K., POWERS, J.M., BRANDAU, H.E. Effect of spatulation on the properties of high-strength dental stones. J. Mich. dent. Assoc., v.67, n.1, p.133-136, Mar. 1985.
23. GARCIA, R.C.M.R. Estudo da adaptação e porosidade de bases de prótese confeccionadas com resina acrílica dental submetidas a dois ciclos de polimerização. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995. 106p.

24. GAY, W.D., KING, G.E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. J. prosth. Dent., St. Louis, v.42, n.4, p.437-440, Oct. 1979.
25. HARMAN, I.M. Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.38, n.2, p.188-203, Feb. 1949.
26. HAYDEN, W.J. Flexural strength of microwave-cured denture baseplate. Gen. Dent., Chicago, v.34, n.5, p.367-371, Sept./Oct. 1986.
27. HENRY, R.W., PHILLIPS, R.W. Influence of particle size of stone on surface detail of casts. J. prosth. Dent., St. Louis, v.11, n.1, p.169-173, Jan./Feb. 1961.
28. HOGAN, P.F., MORI, T. Development of a method of continuous temperature measurement for microwave denture processing. Dent. Mater., v.9, n.1, p.1-11, June 1990.
29. HUGGETT, R., BATES, J.F., KNOTT, N.J. A comparison of some properties of denture base acrylic resins polymerized by dry and wet curing systems. Quintessence dent. Technol., v.11, n.4, p.265-269, July/Aug. 1987.
30. ILBAY, S.G., GUVENER, S., ALKUMRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. J. oral Rehabil., Birmingham, v.21, n.1, p.103-109, Jan. 1994.

31. JACKSON, A.D. et al. The dimensional accuracy of two denture base processing methods. Int. J. Prosth., St. Louis, v.2, n.5, p.421-428, 1989.
32. JORGENSEN, K.D. Study of the setting expansion of gypsum. Acta odontol. Scand., Stockholm, v.21, n.1, p.227-254, 1973.
33. KAWARA, M. et al. Distortion behavior of heat - activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. J. dent. Res., Chicago, v.77, n.6, p.1446-1453, June 1998.
34. KERN, W.R. Possible dimensional changes in denture base materials. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.28, n.12, p.1952-1958, Dec. 1941.
35. KIMBALL, H.D. A study of properties of plaster of paris and the effect of varying the manipulation. Dent. Cosmos, v.76, n.6, p.1281-1290, Dec. 1934.
36. 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.19-21, Dec. 1984.
37. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, SUGITA, M. Application 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, Dec. 1987.

38. KIMURA, H. 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.
39. KUSNER, W., MICHMAN, J. Setting expansion of plaster of paris: the initial contraction. J. dent. Res., Chicago, v.46, n.4, p.661-665, July/Aug. 1967.
40. LATTA, G.H., BOWLES, W.F., CONKIN, J.E. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. J. prosth. Dent., St. Louis, v.63, n.6, p.654-661, June 1990.
41. LAUTENSCHLAGER, E.P., CORBIN, F. Investigation on the expansion of dental stone. J. dent. Res., Chicago, v.48, n.2, p.206-210, Mar./Apr. 1969.
42. 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.
43. LOVE, W.D., GOSKA, F.A., MIXSON, R.J. The etiology of mucosal inflammation associated with dentures. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 18, n.6, p.515-527, Dec. 1967.
44. MAHLER, D.B., ASGARZADEH, K. The volumetric contraction of dental gypsum materials on setting. J. dent. Res., Chicago, v.32, n.3, p.354-361, June 1953.

45. McCracken, W.L. An evaluation of activated methyl metacrylate denture base materials. J. prosth. Dent., St. Louis, v.2, n.1, p.68-83, Jan. 1952.
46. McKinstry, R.E., Zini, I. How to make microwavable denture flasks. J. prosth. Dent., St. Louis, v.63, n.1, p.104-110, Jan. 1990.
47. Matthews, E. Residual problems in full denture prosthesis. Br. Dent. J., London, v.97, n.7, p.167-177, Oct. 1954.
48. Mazzetto, M.O. et al. Estudo comparativo da capacidade dos elastômeros na reprodução e transferência de detalhes para os modelos de gesso. Revta. odont. USP, v.4, n.2, p.144-149, abr./jun. 1990.
49. Mowery, W.E. et al. Dimensional stability of denture base resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.57, p.345-353, Sept. 1958.
50. 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.1, p.23-40, Feb. 1968.
51. Padovan, S.H.M., Domitti, S.S., Consani, S. Influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20. Salusvita, Bauru, v.18, n.2, p.78-88, jul-dez. 1999.

52. PEYTON, F.A. Packing and processing dentures base resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.40, n.5, p.520-528, May 1950.
53. \_\_\_\_\_. History of resins in dentistry. Dent. clin. N. Am. Philadelphia, v.19, n.2, p.211-222, Apr. 1975.
54. \_\_\_\_\_, ANTHONY, D.H. Evaluation of dentures processed by different techniques. J. prosth. Dent., St. Louis, v.13, n.2, p.269-282, Mar./Apr. 1963.
55. PHILLIPS, R.W. Skinner materiais dentários, 9.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1993, p.40-53; 92-123.
56. PICKETT, H.G., APPLEBY, R.C. A comparison of six acrylic resin processing technics. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.80, n.6, p.332-338, July 1970.
57. PITTA, M.S.S. Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses totais polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes e após o polimento. Tese (Mestrado em Fisiologia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1997. 125p.
58. POLYZOIS, G.L. Improving the adaptation of denture base by ancorage to the casts: a comparative study. Quintessence int., Berlin, v.21, n.3, p.185-190, Mar.1990.

59. 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.
60. REITZ, P.V., SANDERS, J.L., LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. Quintessence int., Berlin, v.16, n.8, p.547-551, Aug. 1985.
61. SADAMORI, S. et al. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. J. prosth. Dent., St. Louis, v.72, n.1, p.19-22, July 1994.
62. 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.
63. SANDERS, J.L., LEVIN, B., REITZ, P.V. Comparison of adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. Quintessence int., Berlin, v.22, n.3, p.181-186, Mar. 1991.
64. SKINNER E.W. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.39, n.3, p.261-268, Sept. 1949.

65. SKINNER E.W. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. J. prosth. Dent., St. Louis, v.1, n.1-2, p.161-167, Mar. 1951.
66. \_\_\_\_\_. Materiais dentários de Skinner, 8.ed., Rio de Janeiro: Interamericana; 1984, p.122-154.
67. \_\_\_\_\_, COOPER, E.N. Physical properties of denture resins: Part I. Curing shrinkage and water sorption. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.30, n.23, p.1845-1852, Dec. 1943.
68. SMITH, L.T., POWERS, J.M. Relative fit of new denture resins polymerized by heat, light and microwave energy. Am. J. Dent., San Antonio, v.5, n.3, p.140-142, June 1992.
69. STANFORD, J.W., PAFFENBARGER, G.C. Processing denture base resins: heat-curing type. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.53, p.73-74, July 1956.
70. SWEENEY, W.T. Denture base material: acrylic resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.26, p.1863-1873, Nov. 1939.
71. \_\_\_\_\_, TAYLOR, D.F. Dimensional changes in dental stone and plaster. J. dent. Res., Chicago, v.29, n.6, p.749-755, Dec. 1950.
72. \_\_\_\_\_, PAFFENBARGER, G.C., BEALL, J.R. Acrylic resins for dentures. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.29, p.7-33, Jan. 1942.

73. SYKORA, O. SUTOW, E.J. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. J. oral Rehabil., Birmingham, v.20, n.1, p.19-31, Jan. 1993.
74. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_. Improved fit of maxillary complete dentures processed on high expansion stone cast. J. prosth. Dent., St. Louis, v.77, n.2, p.205-208, Feb. 1997.
75. TAKAMATA, T., SETCOS, J.C. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. Int. J. Prosth., St. Louis, v.2, n.6, p.555-562, 1989.
76. \_\_\_\_\_. et al. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.119, n.2, p.271-276, Aug. 1989.
77. TORESKOG, S., PHILLIPS, R.W., SCHNELL, R.J. Properties of die materials: a comparative study. J. prosth. Dent., St. Louis, v.16, n.1, p.119-131, Jan./Feb. 1966.
78. 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.
79. 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.

80. 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.
81. WINKLER, S. et al. Processing changes in complete dentures constructed from pour resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.82, n.2, p.349-353, Feb. 1971.
82. WOELFEL, J.B. Processing complete dentures. Dent. clin. N. Am., Philadelphia, v.21, n.2, p.329-338, Apr. 1977.
83. \_\_\_\_\_, PAFFENBARGER, G.C. 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.
84. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, SWEENEY, W.T. Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.70, n.5, p.1170-1188, May 1965.
85. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_. Dimensional changes occurring in dentures during processing. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.61, n.4, p.413-430, Oct. 1960.
86. WOLFAARDT, J., CLEATON-JONES, P., FATTI, P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly(methyl metacrilate). J. prosth. Dent., St. Louis, v.55, n.4, p.518-525, Apr. 1986.

87. WONG, D.M.S. et al. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. J. prosth. Dent., St. Louis, v.81, n.3, p.300-304, Mar. 1999.

## Anexo

### VALORES INDIVIDUAIS DOS DESAJUSTES DAS BASES DE PRÓTESE TOTAL

Termopolimerizadora  
Gesso comum/ pedra

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 11	a = 0,00	a = 0,30	a = 0,15
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,27
	c = 0,30	c = 0,23	c = 0,21
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,10
	e = 0,00	e = 0,17	e = 0,11

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 06	a = 0,00	a = 0,22	a = 0,21
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,10	c = 0,23	c = 0,15
	d = 0,22	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,13	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 03	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,09
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,04	c = 0,22
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,12

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 04	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,13	c = 0,14
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 22	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,00	c = 0,21
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

**Termopolimerizadora**  
Gesso comum / especial

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 25	a = 0,14	a = 0,14	a = 0,17
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,23	c = 0,33
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,21	e = 0,26	e = 0,33

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 13	a = 0,12	a = 0,25	a = 0,18
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,20	c = 0,26
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,16	e = 0,20	e = 0,19

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 06	a = 0,13	a = 0,20	a = 0,20
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,24	c = 0,43
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,13	e = 0,16	e = 0,32

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 35	a = 0,10	a = 0,20	a = 0,22
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,08	c = 0,29	c = 0,36
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,11	e = 0,22	e = 0,24

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 44	a = 0,13	a = 0,22	a = 0,29
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,28	c = 0,41
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,10	e = 0,23	e = 0,34

**Termopolimerizadora**  
Gesso pedra / especial

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 43	a = 0,17	a = 0,31	a = 0,34
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,32	c = 0,59
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,19	e = 0,25	e = 0,26

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 24	a = 0,09	a = 0,20	a = 0,29
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,17	c = 0,26
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,10	e = 0,22	e = 0,36

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 36	a = 0,11	a = 0,25	a = 0,23
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,22	c = 0,39
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,19	e = 0,27	e = 0,34

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 29	a = 0,13	a = 0,15	a = 0,16
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,13	c = 0,40
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,18	e = 0,24	e = 0,29

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 07	a = 0,12	a = 0,23	a = 0,25
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,21	c = 0,41
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,16	e = 0,24	e = 0,31

## Estufa

Gesso comum / pedra

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 08	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,10	c = 0,10
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 05	a = 0,08	a = 0,07	a = 0,12
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,21	c = 0,09	c = 0,07
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 02	a = 0,00	a = 0,07	a = 0,15
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,16	c = 0,30
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,10	e = 0,10

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 01	a = 0,00	a = 0,09	a = 0,14
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,15	c = 0,37
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,08	e = 0,09

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 19	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,13
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,00	c = 0,07
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,08

## Estufa

### Gesso comum / especial

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 02	a = 0,08	a = 0,19	a = 0,19
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,22	c = 0,30
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,14	e = 0,21	e = 0,23

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 40	a = 0,08	a = 0,17	a = 0,18
	B = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,23	c = 0,29
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,15	e = 0,19	e = 0,19

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 26	a = 0,08	a = 0,14	a = 0,15
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,23	c = 0,36
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,10	e = 0,16	e = 0,22

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 42	a = 0,09	a = 0,14	a = 0,14
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,18	c = 0,37
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,13	e = 0,17	e = 0,23

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 17	a = 0,08	a = 0,16	a = 0,16
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,21	c = 0,33
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,13	e = 0,19	e = 0,22

## Estufa

### Gesso pedra / especial

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 10	a = 0,07	a = 0,19	a = 0,20
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,33	c = 0,00
	d = 0,00	d = 0,06	d = 0,10
	e = 0,12	e = 0,17	e = 0,23

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 23	a = 0,08	a = 0,19	a = 0,21
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,25	c = 0,38
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,20	e = 0,22	e = 0,27

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 21	a = 0,12	a = 0,16	a = 0,19
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,24	c = 0,31
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,14	e = 0,18	e = 0,25

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 28	a = 0,13	a = 0,19	a = 0,20
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,22	c = 0,30
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,10	e = 0,15	e = 0,25

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 09	a = 0,10	a = 0,18	a = 0,20
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,26	c = 0,34
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,14	e = 0,18	e = 0,25

**Microondas**  
Gesso comum / pedra

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 14	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,27	c = 0,46
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 01	a = 0,00	a = 0,00	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,20	c = 0,30
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 12	a = 0,00	a = 0,12	a = 0,19
	b = 0,00	b = 0,17	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,27	c = 0,42
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,20

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 11	a = 0,00	a = 0,13	a = 0,00
	b = 0,00	b = 0,18	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,22	c = 0,34
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,00	e = 0,00

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 13	a = 0,00	a = 0,14	a = 0,11
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,21	c = 0,23
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,06	e = 0,07

## Microondas

Gesso comum / especial

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 20	a = 0,00	a = 0,19	a = 0,27
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,17
	c = 0,00	c = 0,28	c = 0,42
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,19
	e = 0,00	e = 0,28	e = 0,16

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 16	a = 0,00	a = 0,14	a = 0,24
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,37	c = 0,40
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,13	e = 0,17

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 32	a = 0,00	a = 0,15	a = 0,18
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,19	c = 0,30
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,16	e = 0,17

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 34	a = 0,00	a = 0,14	a = 0,22
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,31	c = 0,42
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,20	e = 0,21

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 18	a = 0,00	a = 0,16	a = 0,22
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,29	c = 0,38
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,19	e = 0,18

**Microondas**  
Gesso pedra / especial

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 46	a = 0,00	a = 0,11	a = 0,13
	b = 0,00	b = 0,00	B = 0,00
	c = 0,00	c = 0,17	c = 0,19
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,23	e = 0,25	e = 0,26

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 30	a = 0,00	a = 0,10	a = 0,18
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,07
	c = 0,00	c = 0,25	c = 0,38
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,10
	e = 0,00	e = 0,19	e = 0,21

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 15	a = 0,00	a = 0,18	a = 0,20
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,27	c = 0,36
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,17	e = 0,21

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 41	a = 0,00	a = 0,13	a = 0,17
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,23	c = 0,31
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,20	e = 0,23

MODELO	SECÇÃO A	SECÇÃO B	SECÇÃO C
Modelo 27	a = 0,00	a = 0,13	a = 0,17
	b = 0,00	b = 0,00	b = 0,00
	c = 0,00	c = 0,23	c = 0,31
	d = 0,00	d = 0,00	d = 0,00
	e = 0,00	e = 0,20	e = 0,23

## DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: DESAJUSTE

### OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

#### NOMES DOS FATORES

FATOR	NOME
A	TÉCNICA
B	PREENCHIMENTO
C	CORTE

#### QUADRO DE ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G. L.	S. Q.	Q. M.	VALOR F	PROB.>F
TÉCNICA	2	0.0288578	0.0144289	4.3543	0.16888
PREENCHIMENTO	2	0.0637644	0.0318822	9.6213	0.00001
CORTE	2	0.2086978	0.1043489	31.4901	0.65168
TÉC#PRE	4	0.0063378	0.0015844	0.4782	0.75449
TÉC#COR	4	0.0282311	0.0028900	2.1299	0.08103
PRE#COR	4	0.0507511	0.0227500	3.8289	0.00624
TEC#PRE#COR	8	0.0226533	0.0001750	0.8545	0.55805
RESÍDUO	108	0.3578800	0.0016017		
TOTAL	134	0.7671734			

Média Geral = 0.092889

Coeficiente de Variação = 61.972%

#### TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TERMOPOL	45	0.113556	0.113556	a	A
2	3	MICROOND	45	0.083111	0.083111	b	A
3	2	ESTUFA	45	0.082000	0.082000	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.02876 - D.M.S 1% = 0.03590

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA DENTRO DE COM X PED  
DO FATOR PREENCHIMENTO**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TERMOPOL	15	0.090667	0.090667	a	A
2	3	MICROOND	15	0.056667	0.056667	ab	A
3	2	ESTUFA	15	0.039333	0.039333	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.04982 - D.M.S 1% = 0.06219

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA DENTRO DE COM X ESPE  
DO FATOR PREENCHIMENTO**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TERMOPOL	15	0.120667	0.120667	a	A
2	3	MICROOND	15	0.100000	0.100000	a	A
3	2	ESTUFA	15	0.098667	0.98667	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.04982 - D.M.S 1% = 0.06219

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA DENTRO DE PED X ESPE  
DO FATOR PREENCHIMENTO**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TERMOPOL	15	0.129333	0.129333	a	A
2	2	ESTUFA	15	0.108000	0.108000	a	A
3	3	MICROOND	15	0.092667	0.092667	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.04982 - D.M.S 1% = 0.06219

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA DENTRO DE CORTE A  
DO FATOR CORTE**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TERMOPOL	15	0.082667	0.082667	a	A
2	2	ESTUFA	15	0.034667	0.034667	ab	AB
3	3	MICROOND	15	0.003333	0.003333	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado  
D.M.S. 5% = 0.04982 - D.M.S 1% = 0.06219

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA DENTRO DE CORTE B  
DO FATOR CORTE**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TERMOPOL	15	0.110667	0.110667	a	A
2	3	MICROOND	15	0.109333	0.109333	a	A
3	2	ESTUFA	15	0.091333	0.091333	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado  
D.M.S. 5% = 0.04982 - D.M.S 1% = 0.06219

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TÉCNICA DENTRO DE CORTE C  
DO FATOR CORTE**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TERMOPOL	15	0.147333	0.147333	a	A
2	3	MICROOND	15	0.136667	0.136667	a	A
3	2	ESTUFA	15	0.120000	0.120000	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado  
D.M.S. 5% = 0.04982 - D.M.S 1% = 0.06219

### TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	3	CORTE C	45	0.134667	0.134667	a	A
2	2	CORTE B	45	0.103778	0.103778	b	A
3	1	CORTE A	45	0.040222	0.040222	c	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.02876 - D.M.S 1% = 0.03590

### TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE DENTRO DE COM X PEDR DO FATOR PREENCHIMENTO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	3	CORTE C	15	0.080667	0.080667	a	A
2	2	CORTE B	15	0.058000	0.058000	a	A
3	1	CORTE A	15	0.048000	0.048000	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.04982 - D.M.S 1% = 0.06219

### TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE DENTRO DE COM X ESPE DO FATOR PREENCHIMENTO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	3	CORTE C	15	0.161333	0.161333	a	A
2	2	CORTE B	15	0.124667	0.124667	a	A
3	1	CORTE A	15	0.033333	0.033333	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 0.04982 - D.M.S 1% = 0.06219

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE DENTRO DE PEDR X ESPE  
DO FATOR PREENCHIMENTO**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	3	CORTE C	15	0.162000	0.162000	a	A
2	2	CORTE B	15	0.128667	0.128667	a	A
3	1	CORTE A	15	0.039333	0.039333	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado  
D.M.S. 5% = 0.04982 - D.M.S 1% = 0.06219

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PREENCHIMENTO**

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉD.ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Pedra/Esp.	45	0.110000	0.110000	a	A
2	2	Com/Esp.	45	0.106444	0.106444	a	A
3	1	Com/Pedra	45	0.062222	0.062222	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado  
D.M.S. 5% = 0.02876 - D.M.S 1% = 0.03590