

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI  
Cirurgião Dentista

**EFEITO DO DISPOSITIVO RS DE CONTENSÃO,  
SOBRE A ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DAS  
BASES DE PRÓTESE TOTAL SUPERIOR**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do Grau de Mestre em Clínica Odontológica – Área Prótese Dental.

Piracicaba  
2000



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI  
Cirurgião Dentista

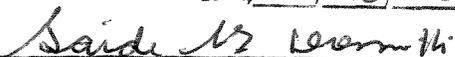
**EFEITO DO DISPOSITIVO RS DE CONTENSÃO,  
SOBRE A ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DAS  
BASES DE PRÓTESE TOTAL SUPERIOR**

Orientador: Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do Grau de Mestre em Clínica Odontológica – Área Prótese Dental.

816507002  
Este exemplar foi devidamente corrigido,  
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG, 15 / 12 / 2000

  
Assinatura do Orientador

Piracicaba

2000

### Ficha Catalográfica

C765e      Consani, Rafael Leonardo Xediek.  
Efeito do dispositivo RS de contensão, sobre a alteração dimensional das bases de prótese total superior. / Rafael Leonardo Xediek Consani. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2000.  
112p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas acrílicas. 2. Prótese dentária. 3. Adaptação. I. Domitti, Saide Sarckis. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. 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 MESTRADO, em sessão pública realizada em 17 de Outubro de 2000, considerou o candidato RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI aprovado.

1. Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI *Saide Sarckis Domitti*

2. Prof. Dr. MAXIMILIANO PIERO NEISSER *Maximiliano Piero Neisser*

3. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA *Marcelo Ferraz Mesquita*

## DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus pais Selma e Simonides, que educando os filhos com amor e afeição, sempre souberam me apoiar nos momentos de dificuldades e se orgulhar de minhas conquistas, não medindo esforços para que os meus desejos se tornassem realidade.

Ao meu irmão Heitor Fernando, pelo amor fraterno e afetuoso, constantemente desejando que meus objetivos fossem alcançados.

À minha tia Eleni, pela compreensão, apoio e carinho de madrinha.

## MINHA ESPECIAL GRATIDÃO

Ao Onipresente Deus, por tudo.

Ao Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela confiança e camaradagem próprias dos diletos amigos e pela orientação segura de grande mestre, sem a qual a realização deste trabalho não seria possível.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Assistente Doutor da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela amizade, apoio e ensinamentos indispensáveis à minha formação acadêmica.

## MINHA GRATIDÃO

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, representada pela Coordenadoria de Pós-Graduação e Sub-Coordenadoria de Clínica Odontológica, pela oportunidade da realização do Curso de Mestrado.

Aos docentes do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, pelos ensinamentos sempre relevantes à minha formação acadêmica.

À Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal do Ensino Superior (CAPES), pela concessão da bolsa de Mestrado.

Ao Sr. Francisco Alquimedi Gobbo, Diretor da Precat, pela confecção do dispositivo RS de contensão.

Ao Sr. José Mariano Bueno de Barros, Diretor das Indústrias Clássico Artigos Odontológicos Ltda., pelo fornecimento dos materiais utilizados na pesquisa.

À Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela utilização do laboratório, equipamentos e pertences.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela elaboração da análise estatística.

## SUMÁRIO

RESUMO .....	1
ABSTRACT .....	3
1 – INTRODUÇÃO .....	5
2 – REVISÃO DA LITERATURA .....	9
3 – PROPOSIÇÃO .....	47
4 - MATERIAIS E MÉTODO .....	49
4.1- Materiais .....	49
4.2- Método .....	50
4.2.1- Preparo dos corpos-de-prova .....	50
4.2.1.1- Confeção dos modelos de gesso .....	50
4.2.1.2- Confeção das bases de cera .....	51
4.2.1.3- Inclusão do conjunto modelo-base de cera .....	53
4.2.1.4- Prensagem e polimerização .....	54
4.2.1.5- Abertura das muflas, remoção e acabamento das bases.....	57
4.2.1.6- Fixação das bases nos modelos .....	58
4.2.1.7- Recorte do conjunto modelo-base .....	58
4.2.2- Avaliação da alteração dimensional .....	59
5 – RESULTADOS .....	61
6 – DISCUSSÃO .....	73
7 – CONCLUSÃO .....	81
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	83
APÊNDICE .....	93

## RESUMO

Este trabalho verificou a adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina acrílica termicamente ativada Clássico, sob a influência das variáveis prensagem e polimerização. 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 muflas pela técnica de rotina, recebendo os tratamentos: Grupo 1- prensagem da resina e polimerização imediata em banho de água aquecida a 74 °C por nove horas; Grupo 2- prensagem da resina acrílica e polimerização após seis horas, em banho de água aquecida a 74 °C por nove horas; Grupo 3- prensagem da resina acrílica, utilização do dispositivo RS de contensão e polimerização imediata em banho de água aquecida a 74 °C por nove horas; Grupo 4- prensagem da resina acrílica, utilização do dispositivo RS de contensão e polimerização após seis horas, em banho de água aquecida a 74 °C por nove horas. As bases de resina foram fixadas nos modelos com adesivo. Foram efetuados três cortes transversais, correspondentes à distal dos caninos (A), mesial dos primeiros molares (B) e região palatina posterior (C). O desajuste foi verificado com microscópio comparador (Leitz), 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 contensão produziu níveis médios de adaptação (0,168 mm) com diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) quando comparado com a prensagem convencional (0,215 mm), independente dos demais fatores. O dispositivo RS de contensão produziu níveis médios de adaptação (imediate = 0,173 mm e seis horas = 0,164 mm) com diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) quando comparado com a prensagem convencional (imediate = 0,213 mm e seis horas = 0,216 mm). No fator corte, o dispositivo RS de contensão produziu valores (A = 0,140 mm, B = 0,183 mm e C = 0,256 mm) com diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) quando comparado com a prensagem convencional (A = 0,151 mm, B = 0,207 mm e C = 0,286 mm). Dentro do fator corte, a polimerização imediata produziu valores (A = 0,140 mm, B = 0,183 mm e C = 0,256 mm) sem diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ) quando comparada com a após seis horas (A = 0,193 mm, B = 0,187 mm e C = 0,244 mm). Independente dos demais fatores, os cortes A (0,140 mm), B (0,185 mm) e C (0,250 mm) foram diferentes estatisticamente entre si ( $p < 0,05$ ).

## ABSTRACT

The purpose of this study was to verify the denture base adaptation, made with Clássico heat-cured acrylic resin influenced by packing (conventional and RS tension system) and polymerization time (immediate and after 6 hours) variables. Forty stone plaster-acrylic resin base sets were randomly assigned in 4 groups of 10 elements and included in metallic frasks by routine technique, in order to receive the following experimental treatments: Group 1- acrylic resin packing and immediate polymerization in heated water at 74°C during 9 hours. Group 2- acrylic resin packing and polymerization after 6 hours in heated water at 74°C during 9 hours. Group 3- acrylic resin packing using RS tension system and immediate polymerization in heated water at 74°C during 9 hours. Group 4- acrylic resin packing using RS contension system and polymerization after 6 hours in heated water at 74°C during 9 hours. The resin bases were fixed on stone casts with instantaneous adhesive, and transversally cuts were made in the corresponding regions to distal of bicuspid (A), mesial of the first molars (B), and posterior palatal region (C). The dimensional alteration between acrylic resin base and stone plaster was verified with a comparator microscope at 5 referential points to each kind of cut. The data submitted to ANOVA and Turkey's test at 5% of significance level showed that the RS tension system produced better adaptation level (0.168 mm) with statistical significance ( $p < .05$ ) when compared to conventional packing (0.215 mm), independently of other factors. For polymerization time, the RS tension system produced better adaptation level (immediate 0.173 mm and after 6 hours 0.164 mm) with statistical significance ( $p < .05$ ) when compared to conventional packing (immediate 0.213 mm and after 6 hours 0.216 mm). In the cuts, the RS tension system produced values (A= 0.129 mm, B= 0.162 mm, and C= 0.214 mm) with statistical difference ( $p < .05$ ) when compared to conventional packing (A= 0.151 mm, B= 0.207 mm, and C= 0.286 mm). The immediate cure showed values (A= 0.140 mm, B= 0.183 mm, and C= 0.256 mm) with no statistical difference ( $p > .05$ ) when compared to those after 6 hours (A= 0.139 mm, B= 0.187 mm, and C= 0.244 mm). Independently of the other factors, the A (0.140 mm), B (0.185 mm), and C (0.250 mm) cuts showed values with significative statistical difference.

## 1. INTRODUÇÃO

Além de suporte para os dentes artificiais, a base da prótese total também é responsável pela distribuição das forças de oclusão aos rebordos alveolares, condição onde a estabilidade muco-suportada torna-se crítica no atendimento dos requisitos da função mastigatória, conforto e estética ao paciente (PHILLIPS, 1993).

Na evolução odontológica, os diferentes tipos de materiais utilizados na confecção das bases de prótese total sofreram consideráveis inovações técnicas, desde o emprego da borracha rígida, conhecida como vulcanite, até o aparecimento das atuais resinas acrílicas (VIEIRA, 1976), derivadas do monômero de poli-metilmetacrilato.

Mesmo considerando as inúmeras vantagens atribuídas à resina acrílica, como alta resistência; melhores propriedades estéticas; baixa solubilidade nos fluidos bucais; maior condutibilidade térmica; e facilidade de processamento e reparo, ponderou-se na ocasião haver descoberto um produto que estava próximo daquele considerado ideal para a confecção das bases de prótese total (SPENCER & GARIAEFF, 1949).

Uma das propriedades fundamentais considerada desfavorável para a resina acrílica na confecção da prótese total é a estabilidade dimensional linear; embora, diversos outros fatores também possam exercer influência decisiva na ocorrência das alterações dimensionais das bases, como o fazem o método de prensagem e o binômio tempo-temperatura, durante o processo de polimerização (HARMAN, 1949; SKINNER, 1951).

A alteração dimensional linear ocorrida na polimerização continua sendo fator crítico e essencial para a retenção e estabilidade da peça protética (CARVALHO, 1972), mesmo quando se considera a possibilidade de a

ocorrência da absorção de água pela resina acrílica (SWEENEY, 1939; SKINNER & COOPER, 1943; SKINNER, 1949; PEYTON & ANTHONY, 1963), a atuação compensatória da resiliência da mucosa gengival (JACOBSON & KROLL, 1983) e a benéfica ação do filme de saliva interposto entre a base e os tecidos de suporte (BARBANEL, 1971; TURCK *et al.*, 1992) compensarem, em parte, o desajuste ocasionado pela contração de polimerização.

Desde o surgimento das resinas acrílicas no mercado odontológico, os pesquisadores estão procurando melhorar as características das propriedades físicas, introduzindo modificações nos procedimentos de polimerização (PEYTON, 1950; PEYTON & ANTHONY, 1963). Como conseqüência, algumas técnicas foram propostas com o objetivo de oferecer melhores condições, quando comparadas àquelas obtidas com a polimerização pelo ciclo convencional em banho de água aquecida. Dentre elas, podem ser citadas a polimerização por energia de micro-ondas (NISHII, 1968), por calor seco (GAY & KING, 1979), por ciclo rápido em água em ebulição (POLYZOIS *et al.*, 1987) e por luz visível (TAKAMATA *et al.*, 1989).

Entretanto, apesar das inovações introduzidas pelas novas técnicas de processamento, o ciclo de polimerização mais aceito e efetivo seria aquele no qual a resina acrílica é processada por ciclo longo em banho de água aquecida (STANFORD & PAFFENBARGER, 1956; AUSTIN & BASKER, 1982; PHILLIPS, 1993); ainda que outros autores também tenham obtido resultados satisfatórios com os processamentos por energia de microondas (NISHII, 1968; REITZ *et al.*, 1985; CLERK, 1987; AL-HANBALI *et al.*, 1991; WALLACE *et al.*, 1991; SALIM *et al.*, 1992) e por ciclo rápido (FIRTELL *et al.*, 1981; HAYDEN, 1986; POLYZOIS *et al.*, 1987).

Por outro lado, as discrepâncias de adaptação que ocorrem na resina (DIXON *et al.*, 1992) e nas diferentes técnicas dificilmente podem ser corrigidas após o processamento da base (CHEN *et al.*, 1988; WONG *et al.*, 1999) e algumas das pesquisas mais recentes têm mostrado que a adaptação das bases de prótese total ao modelo de gesso não é satisfatória, principalmente, na linha mediana da região posterior (PADOVAN *et al.*, 1999), sofrendo ainda influência da espessura (STRATEN, 1991) e das formas geométricas do palato (SYKORA & SUTOW, 1993; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999) e dos operadores (CONSANI *et al.*, 2000); contudo, sem interferência dos diferentes ciclos de polimerização (ALMEIDA *et al.*, 1999).

Na prensagem da resina acrílica em condições laboratoriais de rotina, as combinações entre contração de polimerização, contração térmica provocada pelo esfriamento da mufla e distorção resultante da liberação de tensões após a separação entre base e modelo de gesso, são associações de ocorrências que diminuem a qualidade de adaptação da prótese total (TAKAMATA & SETCOS, 1989).

Numa tentativa de compensar a possível alteração dimensional da prótese, provocada pela separação das partes da mufla, ocorrida no intervalo entre a prensagem final e a colocação no grampo de mola (CORRÊA *et al.*, 1996), recomenda-se que a prensagem definitiva da resina acrílica seja feita com a mufla colocada entre as placas Getom de polimerização (GOMES *et al.*, 1998-b).

Tendo em vista essas considerações, julgamos também que parcela da distorção que acontece na base da prótese total pode ser provocada pela própria mufla ao liberar tensões, antes do processamento da resina acrílica. Portanto, seria conveniente verificar se o dispositivo RS de contenção, especialmente desenvolvido para este estudo, poderia diminuir ou impedir a

pressão de retorno que se estabelece no intervalo entre a prensagem final da resina acrílica e a colocação da mufla no grampo de pressão, e o conseqüente efeito do confinamento promovido nessas condições, sobre a alteração dimensional da base.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

SWEENEY, em 1939, estudou as propriedades da resina acrílica em relação aos outros materiais utilizados na confecção de próteses totais. O autor concluiu que a prótese total expandia quando imersa em água e contraía quando exposta ao ar. Após imersão em água por muitos dias, ao ser recolocada sobre o modelo, a base não se adaptou com precisão. Isto indicou que o ciclo de alteração dimensional foi reversível, isto é, quando a prótese foi submetida a embebição e secagem ela retornou a sua dimensão original. A alteração dimensional ocorrida pela absorção de água mostrou que a oclusão deveria ser ajustada quando a prótese total estivesse saturada com água e que a base não deveria permanecer seca.

Em 1941, KERN estudou a alteração dimensional dos materiais para base de prótese total, compreendendo resinas acrílicas, vinil-acrílicas e vulcanite. As bases de prótese total foram feitas sobre um modelo de arco superior desdentado, com abóbada palatina de tamanho e profundidade normais. Três medidas foram efetuadas das distâncias rebordo esquerdo a rebordo direito; e das distâncias entre bordas laterais, com microscópio comparador. O autor concluiu que a alteração dimensional que ocorria após o processamento podia ser influenciada pela liberação de tensões, resultando no empenamento, pela ausência de uniformidade no comportamento dos diferentes tipos de materiais. Assim, qualquer alteração dimensional que se manifestou durante ou após o processamento afetou a base da prótese.

A estabilidade dimensional das resinas acrílicas foi verificada por SKINNER & COOPER, em 1943, em modelos de um arco superior

desdentado. A contração de polimerização foi estabelecida como a diferença percentual linear entre as referências confeccionadas sobre o modelo original e suas réplicas em resina acrílica. As diferenças em porcentagens das alterações dimensionais antes e após a imersão em água foram comparadas com o modelo original. Os autores concluíram que a expansão pela embebição de água compensou a contração de polimerização, cujas diferenças estavam dentro dos limites do erro experimental, portanto, sem significância prática.

Tecendo comentários sobre o uso das resinas acrílicas em Odontologia, SKINNER, em 1949, relatou que a primeira contração ocorria durante o processo de polimerização. A segunda contração, ou seja, térmica, era causada pela variação de temperatura no esfriamento da mufla. Por outro lado, a resina acrílica ao absorver água expandia, tendendo compensar a contração de polimerização, com diferentes taxas nas diversas regiões da base, sendo maior na área posterior. Assim, quando as próteses foram imersas em água por oito semanas, todas as distâncias aumentaram, porém, a alteração não foi uniforme.

Comparando as características da resina acrílica com a vulcanite, SPENCER & GARIAEFF, em 1949, verificaram que o material polimérico apresentava melhores vantagens que o termo-plástico, como fácil manipulação e reparo; maior condutibilidade térmica; baixa solubilidade nos fluidos bucais; melhores propriedades estéticas; e alta resistência mecânica. Portanto, condições que permitiram acreditar na descoberta de um material considerado próximo do ideal para a confecção de bases.

HARMAN, em 1949, avaliou o efeito do tempo e da temperatura no processo de polimerização da resina acrílica para base de prótese total. Após polimerização nos ciclos: 1) 71° C durante duas horas e trinta minutos, elevação da temperatura para ebulição e manutenção por quinze minutos; e 2) 71° C durante duas horas e trinta minutos, seguidos por quinze minutos em ebulição, os corpos-de-prova foram divididos ao meio, pesados e armazenados em água destilada a 37° C. Os corpos-de-prova foram pesados e medidos diariamente na primeira semana, a cada semana no primeiro mês e a cada mês até completar dezoito meses de observação. O autor concluiu que a diferença mais evidente entre os corpos-de-prova de espessura desigual foi devido à diferença de comportamento térmico durante a polimerização. A temperatura crítica não foi a do banho de água, do molde ou da prensagem, mais da temperatura do interior da resina durante a polimerização; e o ciclo efetivo devia ser considerado em função do tempo-temperatura que ocorria dentro da massa do corpo-de-prova.

Em 1950, PEYTON comparou diferentes métodos nos procedimentos de polimerização da base de prótese total, como calor desenvolvido por placas aquecidas eletricamente e aplicadas sobre a mufla; luz infra-vermelha; estufa; calor induzido por gerador eletrônico; vapor de água; e banho de água convencional. Após a prensagem da resina, a mufla foi deixada repousando no mínimo uma hora antes do procedimento de polimerização, para permitir o escoamento da resina no interior do molde e a liberação de tensões internas nos estágios iniciais. A massa plástica se escoava sob pressão e se fosse processada rapidamente após o fechamento da mufla, podia desenvolver tensões que não seriam liberadas devido à ausência do tempo de espera. Após polimerização e esfriamento em temperatura ambiente, a contração linear

ocorrida no processamento foi analisada e os resultados mostraram valores comparáveis entre os métodos banho de água convencional, luz infravermelha e por indução; embora, dentro de cada técnica houvesse diferença entre os produtos analisados.

SKINNER, em 1951, estudou as propriedades físicas e a manipulação da resina acrílica utilizada na confecção da prótese total. Considerou que diversos fatores podiam exercer influência decisiva na ocorrência das alterações dimensionais das bases, como o método de prensagem; o grau de polimerização; e o binômio tempo-temperatura do ciclo de polimerização.

O efeito dos processos de prensagem sobre algumas propriedades da resina acrílica foi estudado por GRUNEWALD *et al.*, em 1952. Foram comparadas as técnicas de banho em água fervente por 45 minutos e por uma hora, e por injeção. A alteração dimensional da base em cada estágio do processamento da prótese total foi verificada pela reprodução de marcas referenciais colocadas no modelo padrão, com microscópio comparador. Os dados mostraram que nenhuma alteração significativa ocorreu como resultado da influência da base de cera e a maior alteração foi verificada quando a base de resina foi removida do modelo. Assim, as causas mais comuns da instabilidade dimensional promovida pelas várias técnicas foram: 1) tensão produzida durante o processamento e posterior liberação em uso; e 2) ganho ou perda de água. Durante o período de esfriamento após a polimerização, a contração normal da base foi restringida em todas as direções pela forma do modelo. Os autores concluíram que não houve diferença significativa na precisão dimensional e estabilidade das próteses totais confeccionadas pelos dois métodos.

Numa revisão sobre instruções de processamento da resina acrílica, STANFORD & PAFFENBARGER, em 1956, verificaram que a menor alteração dimensional ocorrida na prótese total foi obtida no ciclo de polimerização de longo tempo, isto é, com água aquecida a 74° C por oito horas.

Estudando a estabilidade dimensional das resinas para base de prótese total, MOWERY *et al.*, em 1958, verificaram que a magnitude das variações dimensionais não era grande. Em quase todos os casos, a alteração média estava dentro da escala de -0,05 a +0,2 mm. De acordo com os pacientes, essas alterações não afetavam significativamente o desempenho no uso das próteses totais.

ANTHONY & PEYTON, em 1959, estudaram a precisão dimensional das bases de prótese total com um comparador modificado, que analisava o contorno da porção interna da base e da superfície do modelo de gesso, por comparação dos gráficos. Os autores concluíram que o contato da base com o modelo foi limitado no terço médio do rebordo lateral, mas totalmente satisfatório no rebordo anterior. O desvio através da área do palato na região do segundo molar foi relativamente constante, numa escala de 0,22 a 0,27 mm. Os desvios maiores, acima de 0,48 mm, ocorreram ao longo das bordas laterais, decrescendo para 0,22 mm na borda da linha anterior mediana. Clinicamente, essas discrepâncias teriam pouco significado. Deslocamentos dos tecidos mucosos de somente 0,25 mm foi requerido nos rebordos lateral e anterior, para permitir adaptação quase completa da prótese superior, e não excederia a tolerância da resiliência da mucosa bucal.

WOELFEL & PAFFENBARGER, em 1959, relataram as alterações dimensionais ocorridas nas próteses totais como resultantes das propriedades físicas das resinas e do gesso de inclusão. Por essa razão muitas das técnicas de processamento não foram hábeis em produzir bases mais precisas ou satisfatórias que as bases confeccionadas pela técnica convencional. A quantidade de contração linear verificada na distância molar a molar durante o processamento, usualmente menor que 0,3 mm, ocorria antes da entrega da prótese ao paciente. Normalmente, a maior alteração se estabelecia quando a base polimerizada foi removida do modelo de gesso.

A alteração dimensional ocorrida nas próteses totais durante o processamento foi estudada por WOELFEL *et al.*, em 1960. As próteses totais foram construídas com diferentes tipos de resina acrílica e métodos de prensagem. Após processamento, as próteses foram montadas em articuladores e todas as leituras foram feitas com os modelos em relação cêntrica. Os resultados mostraram que a maior alteração linear na dimensão da secção posterior ocorreu quando a prótese foi removida do modelo de gesso, sendo menor nas superiores e maior nas inferiores. Próteses superiores e inferiores espessas alteraram menos que as finas. Os autores concluíram que todas as próteses totais distorceram.

Em 1961, MIRZA estudou a estabilidade dimensional da prótese total de resina acrílica. Trinta e três próteses totais foram construídas com resina termopolimerizável e 31 com resina acrílica ativada quimicamente. Três métodos foram usados para avaliar a correlação clínica dos grupos: 1) medição com microscópio linear; 2) alteração perceptível observada no modelo inicial; e 3) análise da adaptação na boca. A alteração dimensional

linear entre pontos previamente estabelecidos nas regiões das papilas e tuberosidades foi medida com microscópio Gaertner. A alteração perceptível sobre o modelo inicial foi feita antes da inserção da prótese na boca e após três meses, verificando a existência de espaço entre a prótese e o modelo. A observação na boca foi feita após três meses, com movimentos para deslocar a prótese, por meio de forças incididas sobre os incisivos e a retenção classificada como boa, média e deficiente. O autor concluiu que a prótese confeccionada com resina termopolimerizável mostrou alteração dimensional máxima de contração em uma semana. Depois, a alteração gradualmente se aproximou do valor inicial da contração de polimerização.

PAFFENBARGER *et al.*, em 1962, estudaram as alterações dimensionais ocorridas na prótese total. Pinos de aço inoxidável foram colocados nas próteses para que as distâncias molar a molar e entre bordas palatinas posteriores fossem medidas com microscópio comparador, antes e após o processamento e durante os subseqüentes tratamentos. Os autores concluíram que as próteses mais espessas apresentaram menor contração de processamento e menor alteração dimensional durante o uso, pela sorção de água, nas condições seca ao ar e aquecida em água. A resina acrílica processada pela técnica convencional produziu próteses mais estáveis dimensionalmente do que as produzidas por resinas especiais.

Em 1962, ANTHONY & PEYTON estudaram a adaptação de próteses totais confeccionadas com resinas acrílicas autopolimerizável, termopolimerizável convencional e injetável, utilizando um pantógrafo que media a diferença na altura vertical de duas superfícies. Os autores concluíram que todas bases exibiram algum grau de contração como resultado

do método de processamento, existindo correlação entre o grau de contração e a quantidade de calor aplicada durante a polimerização. O maior desajuste foi observado na região palatina posterior devido, principalmente, à contração lateral da borda da base.

Estudando diferentes técnicas de processamento para diferentes tipos de materiais para base de prótese total, PEYTON & ANTHONY, em 1963, utilizaram as recomendações dos fabricantes para o processamento dos diferentes tipos de materiais, sendo sete resinas acrílicas termopolimerizáveis e três por injeção, abrangendo os tipos acrílica, estireno e vinil-acrílica. Após armazenagem em água à temperatura ambiente por 24 horas, as medidas foram efetuadas em nove posições para cada secção transversal. Os autores concluíram que as alterações provocadas pela armazenagem em água foram relativamente pequenas, aparentemente resultado de pequenas tensões formadas durante o esfriamento do molde. As alterações durante a armazenagem foram pequenas e tendiam a melhorar a adaptação inicial da prótese total. Concluíram também que a evolução dos métodos de processamento não promoveu resultados de adaptação bem definidos, por causa do envolvimento de muitos outros fatores.

WOELFEL *et al.*, em 1965, avaliando clinicamente o desempenho das próteses totais confeccionadas com onze tipos diferentes de materiais para base, consideraram que a espessura da base era especialmente importante na alteração dimensional, porque governava a rigidez do material, limitando o grau de contração da prótese total. Portanto, se a prótese era fina numa área crítica transversal, como na região anterior inferior, a maioria das tensões ocorridas na prótese durante o processamento seria liberada quando a prótese

fosse removida do modelo. A liberação de tensão causava contração e se manifestava primeiramente na secção posterior da prótese por causa da sua forma, sendo que o aumento na espessura da base resultava na diminuição da distorção.

Em 1965, PAFFENBARGER *et al.* estudaram técnicas e resinas usadas na confecção de próteses totais. Pinos referenciais de aço inoxidável foram colocados na prótese total com o propósito de medir as distâncias molar a molar e borda a borda da região posterior, com microscópio comparador, antes e depois do processamento. Os autores concluíram que a grande alteração linear na dimensão da secção posterior da base ocorreu quando a prótese polimerizada foi removida do modelo de gesso. As bases espessas se alteraram menos que as delgadas. As diferenças nas distâncias entre molar a molar nos diversos materiais não foram significantes.

A energia por microondas foi utilizada por NISHII, em 1968, para polimerização da resina acrílica termopolimerizável, empregando tempos de irradiações de nove, dez e onze minutos. Estudando as variáveis sorção de água; dureza; resistências à tração e transversal; deflexão; retenção de dentes artificiais; e adaptação das bases de prótese total, o autor concluiu que as propriedades físicas das resinas acrílicas foram tão satisfatórias quanto àquelas obtidas com a polimerização em banho de água, quando a irradiação foi de onze minutos. A adaptação da base polimerizada pela técnica convencional foi semelhante à obtida pelo ciclo de microondas. As porções correspondentes às cristas dos rebordos alveolares apresentaram melhores níveis de adaptação, enquanto as bordas laterais e a região palatina apresentaram os maiores desajustes por causa da distorção irregular da base.

Corpos-de-prova umedecidos mostraram melhor adaptação quando comparados com os secos.

Em 1970, PICKETT & APPLEBY compararam a adaptação de próteses totais processadas por seis temperaturas diferentes, sobre modelos de gesso com demarcações na crista do rebordo. Metade das bases foram construídas pela técnica convencional e o restante pela técnica utilizando placas de copolímero de estireno. A inclusão na mufla e a prensagem da resina foram iguais para ambos os grupos e a polimerização foi efetuada à temperatura ambiente por quarenta e cinco minutos, seguida por banho de água a 60° C por uma hora. Após processamento, as muflas foram esfriadas à temperatura ambiente, a porção posterior foi desgastada até expor a base e o relacionamento entre base e modelo na linha mediana foi medido e fotografado. Os autores concluíram que as áreas de contacto da base com o modelo variaram com o nível de adaptação, sendo a pior na região posterior. Aquelas que tinham um espaço mínimo entre base e modelo apresentavam maiores áreas de contacto. Todas as bases se adaptaram nas áreas das bordas, em vários pontos da periferia e na área do palato anterior.

A retenção física da prótese total foi analisada por BARBANEL, em 1971. Nesse estudo, o autor considerou que a retenção era uma combinação de forças musculares exercidas pela bochecha, língua e lábios, e pelas forças físicas atuando entre os tecidos de suporte, base da prótese e filme de saliva. O mecanismo físico pelo qual as próteses foram retidas incluía adesão, coesão, tensão superficial, viscosidade e pressão atmosférica, todas atuando individualmente ou em combinação. A adesão foi definida como a atração de moléculas diferentes e a coesão como a atração de moléculas semelhantes,

ambas consideradas forças fundamentais na retenção da base. Essas forças intermoleculares eram responsáveis por propriedades macroscópicas, como viscosidade e tensão superficial, característica dos fluidos. Através dessas propriedades, as forças intermoleculares podiam produzir efeitos retentivos na base. A redução da pressão atmosférica que produzia a força retentiva da base era relativa à pressão ambiente. Variações de pressão na boca podiam causar alterações similares dentro do filme de saliva. O autor concluiu que a retenção física da base era devida principalmente às forças produzidas pela viscosidade da saliva.

CARVALHO, em 1972, relatou que as alterações dimensionais e de distorção ocorridas na resina acrílica da base de aparelhos protéticos eram ocasionadas pelas contrações de polimerização e térmica, e pela absorção e perda de água. Assim, a estabilidade dimensional da resina acrílica continuava sendo fator crítico e fundamental na retenção e estabilidade da prótese total.

Descrivendo sobre teorias e aplicações clínicas dos adesivos dentários, LEE & ORLOWSKI, em 1974, relataram que o processo de contração iniciava-se no estabelecimento da reação química para formar as grandes cadeias de moléculas de polímero. Antes da reação, as pequenas moléculas de monômero permanecem separadas pela distância de  $4 \text{ \AA}$  (distância de Van der Walls). Após reagir, as moléculas de polímero ficam separadas por distâncias de ligação covalente (inter-atômica), com cerca de  $1,9 \text{ \AA}$ . Assim, para cada nova ligação, a contração volumétrica seria igual ao raio efetivo do átomo elevado ao quadrado, multiplicado por 3,1416 (valor do  $\pi$ ), vezes  $2,1 \text{ \AA}$ . A

contração é considerável quando se atenta que o número de ligação formada num mol de monômero reagido alcança o índice de  $10^{23}$  de moléculas.

De acordo com VIEIRA, em 1976, os materiais utilizados na confecção das bases de prótese total sofreram consideráveis inovações técnicas, desde o emprego da borracha rígida, conhecida como vulcanite, das poli-amidas, até o aparecimento das atuais resinas acrílicas, cujo conjunto de propriedades físicas era considerado favorável.

A alteração dimensional das bases de prótese total resultante dos processamentos foi verificada por BECKER *et al.*, em 1977. Nove modelos foram usados para cada processamento estudado (inclusão silicone-gesso; sistema resina fluida; e inclusão em gesso), com sete orifícios confeccionados nas regiões correspondentes à papila anterior; crista do rebordo alveolar posterior; região da borda lateral posterior; e linha mediana do palato. As medidas dessas dimensões foram efetuadas: 1) antes do processamento; 2) após demuflagem; e 3) após acabamento e polimento. Os resultados indicaram que nenhuma das técnicas de processamento utilizadas mostrou superioridade sobre a outra, todas produzindo próteses totais clinicamente satisfatórias.

O efeito do reembasamento na adaptação e estabilidade das próteses totais superiores com e sem dentes, confeccionadas com resina termopolimerizável convencional foi estudado por BARCO *et al.*, em 1979. Após polimerização, as bases foram removidas dos modelos e armazenadas em água por 28 dias. A adaptação das bases foi verificada por meio do peso do material de impressão interposto entre a base da prótese e o modelo, sob

carga de 10 kg. Em seguida, as bases foram reembasadas com resina ativada quimicamente, sob compressão de 100 kg durante vinte minutos. A adaptação da prótese reembasada foi verificada pela mesma técnica empregada nas bases antes do reembasamento. Os resultados mostraram diferença significativa na quantidade de material retido, indicando variação na adaptação entre as bases com e sem dentes. Aproximadamente 45% a menos de material de impressão foram retidos pelas bases sem dentes quando comparados com as bases com dentes. Esses resultados indicaram que os dentes são fatores importantes na distorção que ocorria durante o processamento pelo calor. No mínimo, este fato podia ser devido ao comportamento térmico da resina acrílica abaixo da temperatura de transição vítrea, quando os dentes ficaram aderidos ao gesso e a resina polimerizada prendia firmemente os dentes. Quando a contração térmica ocorria, os dentes eram mantidos firmemente no local, induzindo tensões complexas na base da prótese. O relaxamento após demuflagem promovia liberação de tensões causando distorção da base. Quando os dentes não estavam presentes, a resina se contraía livremente sobre o modelo de gesso. Os autores concluíram que era possível reduzir o tamanho do selamento palatal posterior no reembasamento sem prejudicar a estabilidade da prótese.

LORTON & PHILLIPS, em 1979, investigaram a temperatura requerida para induzir distorção na base de resina. As temperaturas escolhidas para o teste foram 70° C, 80° C, 90° C e 100° C, considerando-se que a temperatura para distorção do poli-metilmetacrilato era estabelecida de 71° C a 94° C. Os autores concluíram que as alterações dimensionais da resina acrílica foram suficientes para causar desajuste da prótese no modelo de gesso e ocorria inicialmente quando a base foi aquecida em água à temperatura

acima de 90° C. A pior correlação observada entre adaptação e as alterações da distância inter-molar indicou que a alteração dimensional da prótese total foi muito mais complexa do que sugerido previamente e podia ser o produto de fatores que não eram até então bem conhecidos.

Em 1979, GAY & KING investigaram a possibilidade de polimerizar a resina acrílica por meio do calor seco emitido por prensa aquecida. Corpos-de-prova retangulares de diferentes espessuras foram incluídos em muflas e as resinas acrílicas processadas nas temperaturas de 100° C por dez minutos; 75° C por quinze minutos; 70° C por vinte minutos; e 60° por trinta minutos. Como controle, corpos-de-prova semelhantes foram obtidos por processamentos em ciclos rápidos de trinta; 45 e sessenta minutos à temperatura de 100° C e por ciclo longo de nove horas à temperatura de 75° C. Os autores concluíram que o processamento das resinas por meio de placas aquecidas não promoveu porosidades, sendo um processo que podia ser usado em muitas condições laboratoriais.

FIRTELL *et al.*, em 1981, estudaram o efeito da temperatura de processamento sobre a adaptação da prótese total superior confeccionada em ciclo curto de polimerização e pelo procedimento convencional em banho de água aquecida. A distância entre a base e o modelo foi medida na linha média do palato posterior com micrômetro óptico. Cada medida foi repetida três vezes, sendo a média considerada como o valor da distorção da base. Os autores concluíram que não houve distorção significativa no vedamento periférico posterior quando a base da prótese total foi processada na temperatura recomendada pelo fabricante ou abaixo dela. Distorção estatisticamente significativa foi observada nessa região quando a base foi

processada acima da temperatura recomendada. A resina acrílica especialmente desenvolvida para o ciclo em água fervente produziu menos distorção na base que a resina acrílica convencional.

Em 1982, AUSTIN & BASKER estudando os efeitos dos ciclos de polimerização sobre os níveis de monômero residual nas bases de prótese total verificaram que o ciclo curto teve pouca variação de tempo e temperatura durante o processamento, produzindo prótese total que podia induzir mais facilmente à reação da mucosa oral do que as bases processadas pelo ciclo longo, como por exemplo, sete horas a 70° C seguido por três horas a 100° C, considerado mais efetivo.

Revisando os fatores envolvendo o suporte das próteses totais, JACOBSON & KROLL, em 1983, verificaram que a estabilidade efetiva se realizava quando a prótese se apoiava sobre uma área superficial máxima sem tecidos friáveis ou móveis, capazes de resistir à cargas durante a função. Os tecidos mais capazes de resistir ao deslocamento vertical deviam ficar em íntimo contato com a base da prótese, e a compensação era feita pelo tecido resiliente, provendo movimento uniforme da base durante a função, a fim de manter o relacionamento oclusal harmonioso. Idealmente, os tecidos moles deveriam estar firmemente unidos ao osso cortical, contendo uma camada resiliente de submucosa recoberta pela mucosa queratinizada. Essas características minimizavam o movimento da base, decrescia o trauma do tecido mole e reduzia as alterações de reabsorção ao longo do tempo.

Em 1984, LECHNER & LAUTENSCHLAGER estudaram as alterações de processamento ocorridas nas bases de próteses totais superiores

com 2 mm de espessura. Nos modelos foram incorporadas retenções simétricas nas regiões das tuberosidades. Radiografias foram feitas para observar o contorno da prótese total e a localização dos parafusos de precisão. As próteses foram processadas em água à temperatura de 74° C por dezesseis horas. Outras próteses foram fabricadas em dois estágios: a base foi processada e depois os dentes foram colocados por meio de ciclo de polimerização adicional. Os resultados indicaram que a contração não foi afetada pela espessura da base, presença ou ausência de retenções e dos ciclos de polimerização. Na região palatina, as alterações de contorno não correspondiam ao promovido por afastamento por tração da base, e observações desse efeito pareciam indicar empenamento da prótese total na região lateral da tuberosidade, que a impedia de se adaptar perfeitamente ao modelo na região posterior.

A tensão interna da resina ocorrida durante a polimerização foi estudada por KIMURA *et al.*, em 1985, em corpos-de-prova cilíndricos de 20x20 mm contendo uma resistência elétrica no centro da massa de resina. De acordo com os autores, a tensão compressiva na resina resultante da contração de polimerização iniciava-se a 70° C e desaparecia a 110° C. A temperatura da resina atingia 140° C após 25 minutos e a tensão compressiva da resina se manifestava novamente a 100° C. A tensão interna aumentava novamente com a diminuição da temperatura, sendo cerca de 176 kgf/cm<sup>2</sup> a 20° C. Quando a temperatura ultrapassava os 100° C devido à reação exotérmica, a resina tornava-se amolecida durante a polimerização, permitindo o relaxamento da tensão interna. Portanto, o amolecimento da resina durante a polimerização diminuía a tensão interna da massa após o término da reação.

As propriedades físicas das resinas acrílicas processadas por microondas foram comparadas com as da resina termopolimerizável convencional por REITZ *et al.*, em 1985, em corpos-de-prova medindo 25x12x2,5 mm. Os ensaios foram para porosidade, dureza e para resistência transversa. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa nas propriedades físicas das resinas acrílicas processadas pelos métodos estudados.

A resistência à fratura de resinas acrílicas polimerizadas pelo método convencional e por energia de microondas foi comparada por HAYDEN, em 1986, em bases com espessura de 2 mm, submetidas ao ensaio numa máquina Instron, com carga efetuada na linha média da região palatina do lado interno da base. O autor concluiu que houve diferença estatisticamente significativa entre as resinas acrílicas polimerizadas em ciclo curto e por energia de microondas. A resina polimerizada por energia de microondas não absorveu tanta energia antes da fratura como fazia a resina polimerizada em banho de água convencional.

A influência de diversos processamentos sobre a alteração dimensional da resina termopolimerizada foi estudada por WOLFAARDT *et al.*, em 1986. As variáveis de processamento escolhidas foram revestimento; isolante; proporção monômero/polímero; inclusão do modelo; pressão externa; e ciclo de polimerização. As medidas das alterações dimensionais foram efetuadas com micrômetro com sensibilidade de 0,001 mm, nas regiões finas e espessas pré-determinadas nos corpos-de-prova em forma de cruzeta. Os resultados indicaram que as alterações dimensionais ocorridas durante o processamento da resina termopolimerizável não foram uniformes. As alterações nas

dimensões variaram de acordo com a espessura da resina e dependia da posição dentro da mufla.

POLYSOIS *et al.*, em 1987, realizaram estudo comparativo da estabilidade dimensional de resinas processadas em ciclos de polimerização rápido e convencional. As próteses totais foram preparadas pela técnica convencional de inclusão e processadas de acordo com as instruções dos fabricantes. A estabilidade dimensional foi medida em quatro distâncias na base e três nos dentes, antes da inclusão; após o processamento; após a desinclusão; e após a armazenagem em água destilada à temperatura ambiente por uma semana. A mensuração foi feita pelo mesmo operador e a média de cinco leituras foi considerada como medida final. Os autores concluíram que todas as próteses totais contraíram. As contrações lineares das distâncias da base e dentes foram menores que 1%. Alterações obtidas das distâncias borda a borda e molar a molar foram menores que 0,5 mm e 0,2 mm, respectivamente. A prótese total processada no ciclo rápido apresentou menor distorção na área mediana palatina que a confeccionada pela técnica convencional.

CLERCK, em 1987, relatou que a energia de microondas podia ser utilizada no processamento da resina acrílica para confecção de próteses totais, visto que produzia calor suficiente para promover a quebra dos radicais das moléculas de peróxido de benzoíla, promovendo a indução da reação de polimerização. O autor concluiu que a resina acrílica polimerizada por energia de microondas apresentava baixo nível de monômero residual e as mesmas propriedades físicas da resina processada pelo método convencional em água aquecida.

O efeito da espessura e do ciclo de polimerização sobre a estabilidade dimensional das bases de prótese total superior confeccionadas em resina acrílica foram avaliados por CHEN *et al.*, em 1988. Após os processamentos, de acordo com as recomendações dos fabricantes, o desajuste na região palatina posterior e a alteração dimensional de molar a molar foram determinadas com microscópio comparador, com precisão de 0,001 mm. A contração de polimerização e a distorção induzidas por tensões ocorreram durante o processamento da prótese total. A contração térmica diferencial entre o modelo de gesso e a resina acrílica causou tensão residual na prótese processada; e acreditou-se que esse fato seria o principal contribuinte para a liberação de tensões ocorrida quando a prótese era separada do modelo. A liberação de tensão pela prótese superior tendia a puxar a borda para dentro, resultando no contacto prematuro da base nessa região, causando a elevação da região palatina. Os autores concluíram que não houve diferença significativa na quantidade de contração que se manifestava na prótese processada pelos ciclos estudados. Na região posterior foi observada uma discrepância entre a base e o modelo na escala de 0,23 mm a 0,50 mm, com as bases mais espessas exibindo fendas mais largas. Nas próteses mais finas, a contração foi maior na dimensão molar a molar. Mudanças lineares de molar a molar podiam ser corrigidas clinicamente por meio de ajustes oclusais; entretanto, a região palatina posterior era uma área crítica em relação à retenção e uma grande discrepância nessa área dificilmente podia ser corrigida após o processamento.

O estudo desenvolvido por TAKAMATA *et al.*, em 1989, comparou a precisão dimensional de próteses totais confeccionadas com resinas acrílicas

termopolimerizáveis ativadas por luz visível e por energia de microondas. A alteração dimensional das próteses totais foi determinada pela interposição de silicone para moldagem entre a base de resina e o modelo de gesso. Após polimerizada, a silicone foi removida do modelo e pesada em balança analítica. As medidas dimensionais de adaptação foram feitas com microscópio comparador, nas posições envolvendo a fenda da borda posterior na linha média, nas laterais vestibular posterior e nas cristas alveolares. Cada medida foi repetida três vezes e a média foi considerada como a largura da fenda. Os autores concluíram que todos os grupos mostraram contração, mais aparente entre os rebordos vestibulares. A resina ativada por luz produziu adaptação com valores intermediários e a melhor adaptação foi verificada na resina polimerizada quimicamente e na ativada por microondas.

Revisando a literatura sobre alteração dimensional e métodos de polimerização das resinas acrílicas, TAKAMATA & SETCOS, em 1989, verificaram que os diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravavam os problemas de contração ocorridos no processo de polimerização. Assim, a combinação entre contração de polimerização, contração térmica e liberação de tensões durante a demuflagem resultava em adaptação imprecisa da prótese total ao tecido bucal. Portanto, a adaptação precisa era muito importante, visto que a distância entre a base e os tecidos de suporte era considerada um dos principais fatores na estabilidade e retenção da prótese total.

JACKSON *et al.*, em 1989, estudaram a fidelidade do contorno interno da base da prótese com o molde da matriz. Vinte próteses totais superiores foram construídas, dez pelo método convencional processadas à temperatura

de 74° C por nove horas e as demais pelo sistema de injeção. As próteses permaneceram em água à temperatura ambiente após processamento e polimento. As medições verticais das fendas foram feitas com comparador dental, através das superfícies interna da base e do molde. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística na precisão entre métodos de processamento, porque as alterações dimensionais ocorreram quando as próteses eram demufladas e removidas do modelo. Os valores do desajuste foram de 0,01 a 0,4 mm, considerados não detectáveis pela mucosa oral.

Em 1990, LATTA *et al.*, estudaram a estabilidade de um novo sistema para base de prótese total. Quarenta próteses totais maxilares foram construídas com a espessura de uma placa de cera. A polimerização da base da prótese foi efetuada pela técnica de rotina e de acordo com as instruções dos fabricantes. As próteses foram colocadas num molde de silicone para orientar as radiografias tomadas por frontal; lateral; e oclusal, nos intervalos de: 1) antes do processamento; 2) após processamento; 3) imediatamente após a remoção do modelo; e 4) após trinta dias. As medidas das alterações dos referenciais metálicos colocados na base e entre a base e o modelo de gesso foram efetuadas com paquímetro com sensibilidade de 0,012 mm, pelo mesmo operador. Os autores concluíram que as alterações dimensionais ocorreram nas posições oclusal, frontal e lateral de todos os sistemas de resinas. As alterações durante a polimerização foram contração na dimensão oclusal; expansão na frontal; e contração e expansão simultâneas na dimensão lateral. A média das alterações posicionais ficou abaixo de 1% na dimensão oclusal; porém, foi maior nas dimensões frontal (0,2% a 8,1%) e lateral (0,2% a 9%). Diferenças significantes foram observadas entre sistemas de resina e alterações posicionais nas três dimensões.

POLYZOIS, em 1990, estudou adaptação das bases de prótese total ancoradas sobre o modelo de gesso. As ancoragens foram realizadas por meio de uma franja colocada na extremidade palatina posterior ou através de orifícios confeccionados no modelo de gesso, próximos ao local correspondente à linha mediana na região palatina posterior. As próteses totais foram confeccionadas pela técnica de rotina, usando resina acrílica polimerizada pelo ciclo em banho de água a 70° C por oito horas. O conjunto modelo de gesso-base de resina acrílica foi seccionado transversamente na região dos segundos molares e sagitalmente através da linha mediana. As distâncias entre base e modelo foram medidas com microscópio com ocular micrométrica, em sete posições na secção transversal e quatro posições na secção mediana. Os valores médios foram considerados como a quantidade de discrepância em cada posição de medida. O autor concluiu que ambas bases ancoradas mostraram resultados superiores em adaptação quando comparados com o método convencional. O maior desajuste foi observado nas secções transversa e mediana da região posterior da base.

O relaxamento da tensão residual resultante da polimerização da resina acrílica foi estudado por STRATEN, em 1991. As bases foram construídas sobre modelos representando uma maxila desdentada, e processadas em banho de água à temperatura de 70° C por nove horas. Após processamento, as muflas foram esfriadas à temperatura ambiente por trinta minutos e submersas em água à temperatura de 20° C por quinze minutos. As alterações dimensionais foram avaliadas num sistema de imagem holográfica onde as franjas de interferência na imagem foram relacionadas ao tipo e magnitude da deformação, aos ângulos de incidência e observação, e ao comprimento de onda da luz *laser*. O padrão da franja da base da prótese parecia estar

simetricamente relacionada com a forma do objeto. O autor concluiu que a alteração dimensional global dependia da forma e da espessura do objeto e não resultava do processo de endurecimento, onde a deformação dependia parcialmente da espessura e não da homogeneidade do material. Quantidades excessivas de franjas ao longo da borda da base mostraram que maiores alterações dimensionais ocorreram nessa área.

Em 1991, SANDERS *et al.*, verificaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional em banho de água aquecida. As bases foram recortadas na região posterior do palato, na porção correspondente aos primeiros molares e armazenadas em água por 24 horas. Após a armazenagem, as bases foram recolocadas nos modelos sob carga axial de 90 kg. A fenda entre base e modelo foi verificada em cinco posições com escalas graduadas de 0,04 a 0,25 mm. Os resultados mostraram que a região correspondente à crista do rebordo sofreu a menor desadaptação, em alguns corpos-de-prova, menos que 0,04 mm. A região palatina mediana mostrou a maior desadaptação, abrangendo uma escala entre 0,04 mm a 0,15 mm. Os autores concluíram que as resinas formuladas para microondas não mostraram melhor adaptação que as convencionais, sendo ambas semelhantes.

A adaptação das bases de resina acrílica submetidas aos processos de polimerização por energia de microondas e pela técnica convencional de banho de água aquecida foi comparada por AL-HANBALI *et al.*, em 1991. O desajuste foi verificado por meio da espessura da camada de silicone interposta entre base e modelo, em sete pontos referenciais. Os autores concluíram que o ciclo de polimerização por energia de microondas causou

distorção menos significativa na base de prótese total que o ciclo em banho de água, especialmente na região mediana do palato.

A precisão dimensional das bases de prótese total processadas por energia de microondas e pelo método convencional foi comparada por WALLACE *et al.*, em 1991. Uma maxila com sete pontos referenciais localizados: 1) na linha mediana anterior do palato; 2) na direita e esquerda da crista do rebordo posterior correspondentes ao segundo molar; 3) na linha mediana média e posterior; e 4) na direita e esquerda do tubérculo palatino, serviu como modelo padrão. Dez bases foram feitas para cada grupo, com as resinas acrílicas polimerizadas pela técnica convencional em água aquecida a 74°C por nove horas e por microondas com energia variando de 86 a 500 W. Após esfriamento em temperatura ambiente, as bases foram demufladas, acabadas e armazenadas em água por um mês. As medidas entre os pontos referenciais foram efetuadas com microscópio comparador. Os resultados mostraram diferenças significantes entre o grupo controle e muito dos grupos processados por microondas em duas das cinco dimensões (anterior ao segundo molar e ao longo do palato posterior). Os autores concluíram que o método de polimerização por microondas resultou em bases com excelente precisão dimensional.

Em 1992, SALIM *et al.* compararam a precisão dimensional de corpos-de-prova retangulares confeccionados com resinas polimerizadas pelo método convencional; por sistema de injeção; e energia de microondas. Nos corpos-de-prova medindo 60x25x3 mm foram confeccionados quatro orifícios, um em cada extremidade. As distâncias entre os orifícios foram medidas usando microscópio comparador. Os resultados mostraram diferenças significativas

entre as resinas convencional e a polimerizada pelo sistema de injeção. A resina polimerizada por energia de microondas exibiu maior alteração dimensional que aquela por sistema de injeção. Nenhuma diferença estatística significativa foi observada entre os métodos convencional e por energia de microondas.

SMITH & POWERS, em 1992, compararam a adaptação de resinas para próteses totais polimerizadas pelo calor; luz; e energia de microondas. Os modelos de gesso de um arco desdentado superior foram modificados para não apresentar nenhuma retenção. As bases de cera foram confeccionadas com espessura de 2 a 2,5 mm. Após processamento pelas técnicas recomendadas pelos fabricantes, as bases de resina foram retiradas das muflas e polidas pela técnica de rotina. Em seguida, as bases foram colocadas em água destilada a 37° C por 42 dias. O desajuste foi avaliado por cinco operadores por meio de escala que considerava a melhor e a pior adaptação relativa, na região molar a molar. Os autores concluíram que a adaptação relativa da base foi resultante da interação dos fatores contração de polimerização; liberação da tensão residual após remoção da base do modelo; e sorção de água. O efeito da contração de polimerização sobre a adaptação da base no modelo de gesso não foi evidente imediatamente após o processamento, mais antes da remoção da base do modelo. Quando a base processada pela técnica de compressão foi removida do modelo, a tensão residual foi liberada e a distorção manifestada resultou na pior adaptação. Após armazenagem em água, a base aumentou em dimensão pela sorção de água, compensando parcialmente a contração de polimerização e resultando na melhor adaptação da base.

A alteração dimensional de próteses totais polimerizadas por energia de microondas; por luz visível; e por banho de água convencional foi comparada por TURCK *et al.*, em 1992. Após demuflagem e pesagem, as próteses foram imersas em água por dezessete dias. Um sistema de medidas por computação gráfica foi utilizado para avaliar as alterações dimensionais da prótese em relação ao modelo mestre, em 22 pontos orientados em dois planos frontais, distantes 7 mm da superfície de cada corpo-de-prova. Segundo os autores, para a perfeita adaptação da base aos tecidos de suporte, a mais importante força física na retenção da prótese total superior era a espessura do filme de saliva. Os autores concluíram que não houve diferença significativa de adaptação entre as técnicas de processamentos. Os processamentos convencional, por microondas e ativação por luz visível mostraram a mesma magnitude e localização das alterações dimensionais, tanto na borda vestibular como na área palatina.

DIXON *et al.*, em 1992, verificaram a alteração dimensional linear de resinas para base de prótese total, em corpos-de-prova medindo 65x10x3 mm, contendo três orifícios referenciais (central e extremidades), cujas distâncias foram verificadas com microscópio comparador. Os autores concluíram que todas as resinas alteraram linearmente durante a polimerização. Os maiores resultados foram exibidos pela resina polimerizada pelo ciclo rápido e os menores pelo ciclo convencional. Entretanto, não houve diferença estatística nos valores da alteração dimensional linear entre as resinas, devido ao processamento ou armazenagem em água por noventa dias. Nenhuma das resinas retornou à dimensão linear estabelecida antes do processamento.

Em 1993, PHILLIPS considerou que a adaptação da prótese total aos tecidos de suporte era muito importante, visto que a força máxima de mordida exercida pelo paciente desdentado era de apenas 1/6 da exercida por pessoa com dentição natural. Portanto, a adaptação da base da prótese à estrutura bucal devia ser a mais perfeita possível, para manter a qualidade do conforto, da estética e da eficiência mastigatória. Existiam vários ciclos de polimerização para o processamento da base, entretanto, o mais aceito utilizava o ciclo longo com banho de água à temperatura de 74 ° C por nove horas, sem ebulição no final.

SYKORA & SUTOW, em 1993, verificaram a adaptação da base ao palato posterior influenciado pela técnica de processamento; forma do palato; e tempo de imersão em água. As bases foram construídas pela técnica de injeção e pela técnica de compressão, com espessuras de 1,5 a 2,0 mm, consideradas clinicamente aceitável. A adaptação da superfície interna da base, na região do palato, sobre o modelo de gesso foi verificada com microscópio comparador, em cinco posições ao longo da borda posterior da base, imediatamente após o processamento e antes da demuflagem; após acabamento e polimento; e após imersão em água por uma hora, um dia e uma semana. Os resultados mostraram que a fenda resultante foi grande para ambas técnicas de processamento; entretanto, menor para a técnica de injeção, com diferença estatística significativa. A magnitude da discrepância da borda posterior foi fortemente dependente da forma do palato e da imersão em água, onde o palato plano mostrou maior distorção quando comparado com o profundo. As maiores alterações lineares verificadas na borda posterior do palato ocorreram quando as bases foram removidas do modelo de gesso, com menores valores para a técnica de injeção.

A alteração dimensional ocorrida na região posterior da prótese total superior foi verificada por CORRÊA, em 1994 (Parte I). As próteses foram construídas em modelos de gesso com orifícios ao lado da região correspondente às foveolas palatinas, a partir de bases confeccionadas com uma ou duas lâminas de cera rosa nº 7. As próteses foram polimerizadas após espera de quarenta horas na prensa, nos ciclos: a- até atingir 100 °C, abaixando para 40° C e aquecendo novamente para 100° C; b- fogo baixo por trinta minutos, desligado por cinco minutos, novamente aquecidos por trinta minutos e ebulição por trinta minutos; e c- água fervente por trinta minutos. Após a demuflagem, a adaptação da prótese total superior foi avaliada visualmente. Os resultados mostraram que as bases de dupla espessura apresentaram menor alteração dimensional do que a de menor espessura, em relação à região do palato. O autor concluiu que a melhor adaptação foi obtida com as próteses confeccionadas com base dupla.

No mesmo ano de 1994 (Parte II), CORRÊA verificou a influência de orifícios confeccionados no modelo de gesso, ao lado da região correspondente às foveolas palatinas, sobre a alteração dimensional ocorrida na região posterior da prótese total superior. As próteses foram polimerizadas após espera de quarenta horas na prensa, nos ciclos: a- até atingir 100° C, abaixando para 40° C e aquecendo novamente para 100° C; b- fogo baixo por trinta minutos, desligado por cinco minutos, novamente aquecidos por trinta minutos e ebulição por trinta minutos; e c- água fervente por trinta minutos. Após a demuflagem, a adaptação da prótese total superior foi avaliada visualmente. Os resultados mostraram que nas bases com espessura simples, os orifícios diminuíram a alteração dimensional, enquanto

na de maior espessura, não houve diferença significativa. O autor concluiu que não houve diferença significativa na adaptação promovida pelos três ciclos de polimerização.

A alteração de temperatura em diferentes posições da base foi determinada em várias condições de processamento por YEUNG *et al.*, em 1995. As bases da prótese total foram confeccionadas com PVC macio, com espessura ajustada para 2,5 mm. Pares termoeletricos foram colocados na papila incisiva, tuberosidades e na borda palatina posterior mediana. Pontos referenciais no plano de cera foram colocados na região correspondente à papila incisal e tuberosidades. Após inclusão em muflas metálicas, a resina foi polimerizada e as muflas deixadas por 36 horas em banho de água para permitir esfriamento até atingir à temperatura ambiente. As distâncias entre os pontos referenciais foram medidas com microscópio comparador e a alteração dimensional linear calculada. Os resultados não mostraram diferença de temperatura entre regiões da prótese total. A alteração dimensional linear foi de contração quando esfriada rapidamente. A variação promovida pela diferença de temperatura foi mínima e não mostrou diferença em nenhuma parte da base ou do plano de cera. Os autores concluíram que a contração da base da prótese ocorrida durante o processamento foi menor que 1%.

Segundo CORRÊA *et al.*, em 1996, a resina acrílica devia ser prensada quando atingisse a fase plástica. Para isso, a mufla era colocada entre duas placas metálicas apertadas por quatro parafusos, denominada prensa Getom de polimerização, e o conjunto levado à prensa de bancada ou hidráulica para a prensagem definitiva. Após mantida na prensa por doze horas, os

parafusos eram apertados antes de retirar a mufla da prensa, evitando a sua expansão. De acordo com os autores, no processo tradicional, a mufla ao ser retirada da prensa de bancada e colocada na prensa de mola, sofria expansão que, conseqüentemente, provocava alteração dimensional na prótese.

Em 1996, a influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de próteses totais de resina acrílica foi estudada por KIMPARA & MUENCH. As próteses totais foram confeccionadas em modelos simulando maxila desdentada, sobre os quais foram construídas bases de cera com 2 mm de espessura. Nos dentes foram colocados pinos de fio ortodôntico, como pontos referenciais para as medidas, feitas com perfilômetro. O ciclo de polimerização empregado foi elevação da temperatura em trinta minutos até 65° C, mantida por sessenta minutos, seguida de ebulição em trinta minutos, com permanência por sessenta minutos. Os autores concluíram que a contração de polimerização foi recuperada pela expansão que ocorria em decorrência da absorção de água. A polimerização feita imediatamente ou 24 horas após a prensagem da resina não influiu na magnitude da contração. Proporcionalmente, a contração entre bordas opostas foi maior que ao longo delas.

No ano de 1998-a, GOMES *et al.* verificaram as alterações dimensionais em prótese total sob influência de nova técnica de processamento. As próteses foram construídas colocando no plano de cera quatro peças piramidais de base triangular com encaixe tipo *macho*, paralelas entre si. Nessas peças foram encaixadas os componentes tipo *fêmea*. Após prensagem da resina, as muflas foram colocadas entre as placas Getom e polimerizadas após quinze horas de espera, no ciclo de 60° C por

três horas, seguido de mais nove horas a 70° C. A alteração dimensional da base de resina foi verificada através das distâncias entre as peças piramidais nos sentidos lateral e ântero-posterior. Os autores supondo que o controle das alterações dimensionais da resina acrílica foi devido à placa Getom de polimerização, ao tempo de espera de quinze horas e ao ciclo de polimerização em baixa temperatura, concluíram que não houve alteração dimensional na base de resina acrílica.

Descrevendo sobre polimerização, GOMES *et al.*, em 1998-b, recomendaram que a mufla devia ser posicionada entre as placas Getom de polimerização, fixadas por quatro parafusos. Ao atingir a fase plástica, a prensagem da resina foi efetuada sob carga de 1250 kg. De acordo com os autores, a massa de resina acrílica depois de prensada ainda continuava reagindo por várias horas. Se o ciclo de polimerização fosse iniciado nesse período, a prótese poderia apresentar alterações indesejáveis. Portanto, após a prensagem, recomendaram esperar um tempo não inferior a doze horas para o início da polimerização.

A tensão de contração foi estudada por KAWARA *et al.*, em 1998, em corpos-de-prova em forma de halteres processados pelo método convencional. Durante a prensagem da resina foram colocados no interior da massa par termoelétrico de cobre-constantan e resistências elétricas. O ciclo de polimerização foi de noventa minutos a 70° C, aumentado para 100° C em sessenta minutos, permanecendo trinta minutos nessa temperatura. No ciclo de baixa temperatura, as muflas foram mantidas a 70° C por 24 horas. Após o processamento, as muflas foram esfriadas por quatro horas à temperatura ambiente, quando os corpos-de-prova foram removidos e armazenados em

água a 37° C. Os resultados mostraram que a tensão de expansão foi observada em cada direção na extremidade esquerda e no centro do corpo-de-prova, começando imediatamente após o início do processo. A contração de polimerização foi parcialmente compensada pela expansão térmica da resina durante o processo e, posteriormente, a expansão da resina foi restringida pelo modelo de gesso. A diferença no comportamento da distorção na extremidade esquerda e no centro dependeu da forma do corpo-de-prova. Quando o corpo-de-prova foi imerso em água a 37° C, a tensão de contração em cada direção declinou com a elevação da temperatura, sugerindo histerese devido à demora da recuperação elástica. No primeiro dia de armazenagem uma pequena expansão persistia, provavelmente afetada pela absorção de água. O comportamento da distorção, no período final do processo ao início da demuflagem para a resina processada à baixa temperatura, mostrou o mesmo comportamento do processo convencional. Os autores concluíram que a contração da base da prótese processada por calor foi causada principalmente pela contração térmica.

Em 1998, KOMIYAMA & KAWARA estudaram o relaxamento da tensão residual em resina acrílica para base de prótese total. Corpos-de-prova em forma de halteres foram confeccionados com resina acrílica termopolimerizada. Durante a prensagem da resina foram colocados no interior da massa par termoelétrico de cobre-constantan e resistências elétricas. Após o processamento, as muflas foram esfriadas em temperatura ambiente. Os corpos-de-prova foram removidos da mufla nos períodos imediato; quatro horas; um dia; três, cinco e dez dias do início do esfriamento em temperatura ambiente. Os resultados mostraram que quando a mufla foi retirada da polimerizadora e resfriada à temperatura ambiente, a

tensão de contração aumentou em cada direção concomitante com o declínio da temperatura. Quando os corpos-de-prova foram removidos da mufla após quatro horas de esfriamento, a contração foi pequena. Imediatamente após a imersão em água a 37° C a temperatura aumentou rapidamente para 37° C e o corpo-de-prova expandiu em cada direção como resultado da elevação da temperatura. O comportamento da contração no lado esquerdo e no centro na direção do comprimento diferiu durante o período de esfriamento do início até a temperatura ambiente. A alteração dimensional na demuflagem foi a recuperação elástica da tensão residual durante o esfriamento, confirmando o fato que reduzindo a tensão residual, a base da prótese podia ser confeccionada com menor deformação. Assim, a tensão causada pela contração térmica foi relaxada pela reorientação molecular das cadeias do polímero, mesmo que a temperatura fosse menor que aquela necessária para a transição vítrea. A reorientação molecular das cadeias do polímero ocorria mais facilmente após o esfriamento da mufla. Entretanto, se ocorria alguma condição adicional facilitando o relaxamento, isto poderia possibilitar a redução da deformação da base durante a demuflagem. Os autores concluíram que a tensão residual interna foi relaxada no molde de gesso após esfriamento e a alteração dimensional na demuflagem foi reduzida. Portanto, a remoção da base de dentadura, após mantê-la no molde por um dia ou mais, seria efetivo na diminuição da deformação ocorrida na prótese.

Descrevendo sobre as propriedades da resina acrílica, ANUSAVICE, em 1998, relatou que a contração linear exercia efeito significativo na adaptação da base da prótese total. Quanto maior for a contração linear, maior será a discrepância observada na adaptação. Baseada na contração volumétrica projetada em 7%, a resina pode exibir contração linear de 2% ou

até menos que 1%. Assim, durante os estágios iniciais do esfriamento da mufla, a resina permanece amolecida e a pressão mantida pela mufla causa contração em velocidade similar ao do gesso circundante. A medida que o esfriamento prossegue, a resina amolecida atinge a temperatura de transição vítrea, passando do estado amolecido para o de rigidez vítrea, contraindo-se numa velocidade diferente do gesso; portanto, contração de natureza térmica. A fricção entre a parede do gesso e a resina amolecida pode inibir a contração de polimerização, estabelecendo tensão tracional por contração térmica quando a resina torna-se rígida. A liberação dessas tensões internas promove alterações dimensionais.

As alterações de adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina QC-20 polimerizada em ciclo rápido (20 minutos em água fervente); em ciclo convencional (água a 74° C por nove horas); e por energia de microondas (500 W por três minutos) foram avaliadas por PADOVAN *et al.*, em 1999. 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 adaptação ocorreu na linha média da região anterior e a maior na região posterior da linha mediana do palato.

A alteração dimensional linear e a sorção de água de próteses totais processadas por calor seco e úmido foram verificadas por WONG *et al.*, em 1999. As próteses com 2,5 mm de espessura foram processadas: 1- em estufa a 72° C por seis horas e trinta minutos e esfriadas em temperatura ambiente por doze horas; 2- em banho de água a 72° C por seis horas e trinta minutos, elevando a 100° C por uma hora e trinta minutos, seguidas de esfriamento em banho de água por 36 horas; e 3- aquecimento idêntico ao anterior, com exceção das muflas esfriadas em temperatura ambiente por doze horas. Em seguida as próteses foram acabadas, pesadas e imersas em água destilada a 37° C. As alterações dimensionais das distâncias papila incisal a tuberosidade e inter-tuberosidades, após processamento da base e após saturação em água, foram comparadas com as mesmas dimensões demarcadas no modelo de gesso, registradas por microscópio comparador. Os resultados mostraram que todas as bases contraíram, com valores sem diferença estatística dentro de cada grupo e com diferença estatística significativa entre os métodos de processamento. Todas as bases exibiram padrão similar de sorção de água e secagem. Embora as resinas acrílicas tenham melhorado, o problema da indesejável alteração dimensional parecia permanecer insolúvel. Entretanto, o pequeno desajuste resultante do processo foi clinicamente insignificante, porque para uma distância intermolar de aproximadamente 50 mm, 0,5% de contração equivalia a uma discrepância linear de 0,25 mm. Os autores concluíram que a expansão linear associada com a sorção de água não compensava completamente a contração ocorrida nos processamentos das bases da prótese total.

ARIOLI FILHO *et al.*, em 1999, verificaram o grau de adaptação ocorrido na base de resina acrílica polimerizada termicamente, sob a

influência da forma do palato (triangular, oval e plano). As bases de acetato com espessura de 1,5 mm foram construídas sobre os modelos de gesso representando arcadas desdentadas do maxilar, de acordo com a forma anatômica. Sobre as bases de acetato foram montados os dentes artificiais de acordo com a técnica de rotina e o conjunto incluído em mufla metálica. Após prensagem e polimerização da resina acrílica, as próteses totais foram removidas e acabadas. O conjunto modelo-prótese total foi seccionado nas regiões correspondentes a distal do canino, fossa central do primeiro molar e região palatina posterior. Os desajustes entre modelo de gesso e base da prótese total foram determinados com microscópio comparador com precisão de 0,001 mm. Os autores concluíram que a forma do palato interferiu no ajuste da base da prótese total. A maior média de desajuste foi apresentada pelo palato triangular e a menor pelo plano. O maior desajuste para todas as formas geométricas foi observado na região palatina posterior.

Em 1999, ALMEIDA *et al.* verificaram as alterações de adaptação das bases de prótese total superior confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, ocorridas sob a influência das técnicas de polimerização convencional, por calor seco e por energia de microondas. As bases de cera foram confeccionadas sobre modelos de gesso com 2 mm de espessura. Em seguida os modelos com as bases de cera foram incluídas em muflas metálicas para polimerização em banho de água aquecida a 74° C por nove horas; por calor seco em estufa a 74° C por nove horas; e em muflas de plástico para polimerização da resina por energia de microondas a 900 W por três minutos. Após prensagem e polimerização das resinas acrílicas, as bases foram removidas dos modelos, acabadas e fixadas nos respectivos modelos com adesivo instantâneo. Metade de cada conjunto base-modelo foi

seccionada em três cortes látero-laterais, correspondentes a distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e região palatina posterior; e o restante em três cortes ântero-posteriores, correspondentes a crista dos rebordos direito e esquerdo e linha mediana do palato. A alteração dimensional entre a borda interna da base e o modelo de gesso foi verificada com microscópio comparador, em cinco pontos referenciais para cada tipo de corte. Os autores concluíram que os desajustes não foram influenciados pelas diferentes técnicas de polimerização. Nas três técnicas de polimerização o maior desajuste ocorreu na região posterior e o menor na região anterior do palato.

Em 1999, RIZZATTI BARBOSA estudou o grau de alteração na adaptação da borda posterior das bases de prótese total superior polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional de água aquecida. O grau de desadaptação da região posterior da base foi avaliado em microscópio comparador em sete posições ao longo da borda posterior. A autora concluiu que todas as bases apresentaram desadaptação em todos os pontos e a maior desadaptação ocorreu no ponto P4, correspondente a linha palatina mediana, e nos pontos P2 e P6, relativos às cristas dos rebordos alveolares.

CONSANI *et al.*, em 2000, verificaram a influência de operadores na adaptação das bases de prótese total superior. As bases com 2 mm de espessura foram construídas com resina acrílica termopolimerizável Clássico, no ciclo de água aquecida a 74 °C por nove horas, por três diferentes operadores. As bases das próteses foram fixadas ao modelo de gesso com adesivo instantâneo e o conjunto seccionado transversalmente nas regiões de

distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e região posterior. As alterações dimensionais foram avaliadas em cinco pontos referenciais, com microscópio comparador Leitz, com precisão de 0,001 mm. Os autores concluíram que houve influência dos operadores na adaptação das bases de prótese total e o padrão de distorção verificado na região palatina posterior da base foi confirmada no corte C pelos três operadores.

### 3. PROPOSIÇÃO

Este estudo tem o propósito de verificar os níveis de desajuste das bases de prótese total superior, confeccionadas em resina acrílica ativada termicamente Clássico<sup>®</sup>, sob a influência das variáveis:

1. Prensagem.

- 1.1 Convencional.

- 1.2 Com dispositivo RS de contensão.

2. Tempo de início da polimerização.

- 2.1 Imediato.

- 2.2 Após seis horas.

## 4. MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 Materiais

O tipo de resina acrílica, composição e fabricante são apresentados no Quadro 1. O produto comercial Clássico<sup>®</sup> (Figura 1) é uma resina acrílica convencional, comercializada na forma de pó e líquido, baseada no copolímero do poli-metilmetacrilato, com ativação térmica.

Quadro 1 – Tipo, composição e fabricante da resina acrílica ativada termicamente.

TIPO	COMPOSIÇÃO	FABRICANTE
Resina acrílica ativada termicamente	Copolímero de poli-metil metacrilato	Artigos Odontológicos Clássico <sup>®</sup> Ltda., SP



Figura 1- Resina acrílica convencional Clássico®.

## 4.2 Método

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

#### 4.2.1.1 Confeção dos modelos em gesso.

Foram confeccionados quarenta modelos em gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent), proporcionado na relação 100 g de pó/ 30 ml de água e manipulado de acordo com as instruções do fabricante, a partir de um molde de silicone Elite Double (Zhermack, Rovigo, Itália), representando uma arcada maxilar desdentada, com rebordo normal, sem irregularidades e retenções (Figura 2).

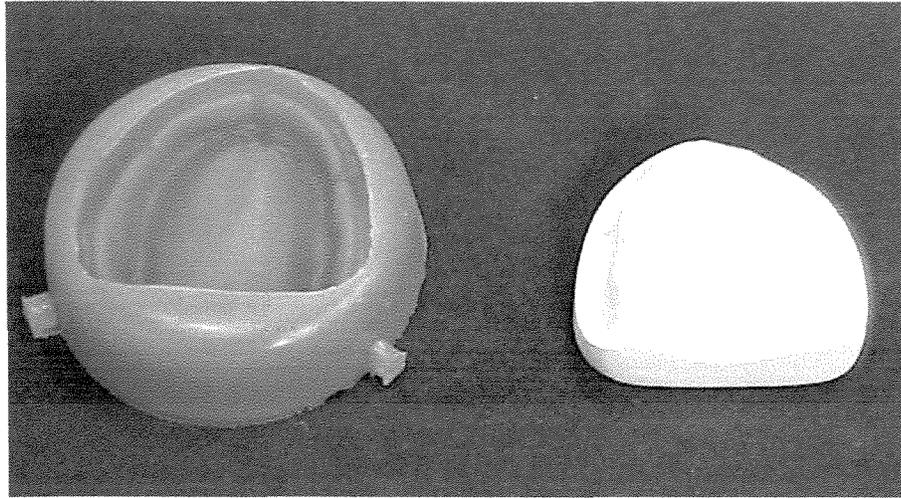


Figura 2- Molde de silicone e modelo em gesso da arcada maxilar desdentada.

#### 4.2.1.2 Confeção das bases de cera.

As bases (Figura 3) foram confeccionadas com duas lâminas de cera rosa nº 7 Epoxiglass (Com. e Ind. de Produtos Químicos Ltda.), segundo o estudo de CORRÊA (1994-Parte I) e plastificadas sobre chama de lamparina a álcool.

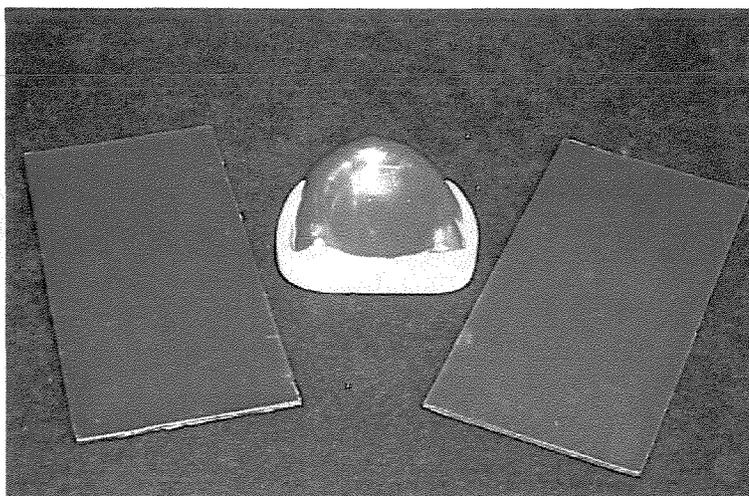


Figura 3 - Lâminas de cera e modelo com a base de cera.

A primeira lâmina de cera foi adaptada sobre o modelo de gesso, com leve pressão digital, recortando, em seguida, os excessos com instrumento cortante Le Cron (Dental Duflex). A segunda lâmina foi adaptada sobre a primeira e recortada da mesma maneira. A espessura final da base de cera, com aproximadamente 2 mm (SYKORA & SUTOW, 1993; HAYDEN, 1996; ALMEIDA *et al.*, 1999), foi verificada com espessímetro.

A seguir, os modelos com as bases de cera foram divididos em quatro grupos de dez elementos e incluídos em muflas metálicas pela técnica de rotina, com o propósito de receber os seguintes tratamentos experimentais:

Grupo 1- prensagem final convencional da resina acrílica, fixação das muflas em grampos e início imediato da polimerização, em banho de água aquecida a 74° C por nove horas.

Grupo 2- prensagem final convencional da resina acrílica, fixação das muflas em grampos e início da polimerização após seis horas da prensagem, em banho de água aquecida a 74° C por nove horas.

Grupo 3- prensagem final da resina acrílica com a mufla interposta pelo dispositivo RS de contensão e início imediato da polimerização, em banho de água aquecida a 74°C por nove horas.

Grupo 4- prensagem final da resina acrílica com a mufla interposta pelo dispositivo RS de contensão e início da polimerização após seis horas da prensagem, em banho de água aquecida a 74° C por nove horas.

#### 4.2.1.3 Inclusão do conjunto modelo-base de cera.

Os modelos de gesso, contendo as respectivas bases em cera rosa, foram isolados com vaselina em pasta (Labsynth) aplicada com pincel e fixados na parte inferior (Figura 4) de muflas metálicas nº 5,5 (J. Safrany) com gesso comum tipo II (Star, Chaves Mineração e Indústria Ltda.), proporcionado na relação 100 g de pó/50 ml de água e espatulado manualmente em gral de plástico por um minuto, de acordo com as especificações do fabricante.



Figura 4- Conjunto modelo-base de cera fixado na parte inferior da mufla.

Após a reação de cristalização, a superfície do gesso de fixação também foi isolada com fina camada de vaselina em pasta (Labsynth). A inclusão do conjunto modelo-base foi efetuada preenchendo a parte superior da mufla com gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent) proporcionado na relação 200 g de pó/60 ml de água e espatulado manualmente por um minuto, segundo indicação do fabricante.

Decorridas duas horas após a inclusão do conjunto modelo-base, as muflas foram retiradas da prensa e colocadas em água em ebulição, por dez minutos, para plastificação da base de cera. Depois de retiradas do recipiente com água em ebulição, as muflas foram abertas e as bases de cera removidas. Em seguida, as superfícies de gesso (modelo, fixação e inclusão) foram lavadas com solução de água aquecida e detergente líquido (ODD, Bombril-Cirio), para completa remoção dos vestígios de cera e vaselina.

#### 4.2.1.4 Prensagem e polimerização.

As superfícies de gesso (modelo, fixação e inclusão) foram isoladas com alginato de sódio Isolak (Clássico) aplicado com pincel. A resina acrílica termopolimerizável rosa Clássico foi proporcionada em frascos de plástico, na relação volumétrica pó/líquido de 3/1 e colocada em pote de vidro com tampa (Jon), de acordo com as instruções do fabricante. Quando a resina atingiu a fase plástica, foi homogeneizada manualmente, colocada sobre a parte interna superior do gesso de inclusão e a prensagem inicial da resina foi efetuada em prensa hidráulica de bancada Línea 2000 (VH Ltda.), com carga lenta e gradual até atingir 800 kgf, mantida por cinco minutos. Durante a

prensagem inicial, uma folha de celofane umedecida com água permaneceu interposta entre a resina acrílica e o molde de gesso.

Após abertura da mufla, remoção da folha de celofane e recorte dos excessos de resina com instrumento cortante Le Cron (Dental Duflex), a prensagem final foi efetuada pela técnica de rotina, com pressão de 1250 kgf (GOMES *et al.*, 1998-b). Após dez minutos, as muflas do Grupo 1 foram retiradas da prensa de bancada, transferidas para grampos de mola e levadas imediatamente para a termopolimerizadora de controle automático Termotron (Termotron do Brasil Ltda.) com água à temperatura ambiente, e regulada para o ciclo de polimerização de nove horas a 74° C.

As prensagens inicial e final da resina acrílica do Grupo 2 foram feitas nas mesmas condições do Grupo 1, com exceção do início da polimerização, efetuado após seis horas da inclusão, nas mesmas condições técnicas de ciclagem.

As prensagens iniciais dos Grupos 3 e 4 foram realizadas nos mesmos modos do Grupo 1; enquanto as prensagens finais foram executadas com a mufla interposta pelo dispositivo RS de contensão, especialmente desenvolvido para esta pesquisa e idealizado no princípio de ação da prensa Getom de polimerização (CORRÊA *et al.*, 1996).

O dispositivo RS de contensão (Figura 5) é constituído por duas barras de ferro pintadas eletrostaticamente na cor branca, medindo 150 x 40 x 8 mm, com altura livre máxima entre as placas de 60 mm. A barra inferior contém dois parafusos de 9 mm de diâmetro, soldados um em cada extremidade. A barra superior possui dois orifícios circulares, medindo 10 mm de diâmetro, por onde os parafusos da barra inferior são traspassados, antes da prensagem final da resina acrílica.

UNICAMP

BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

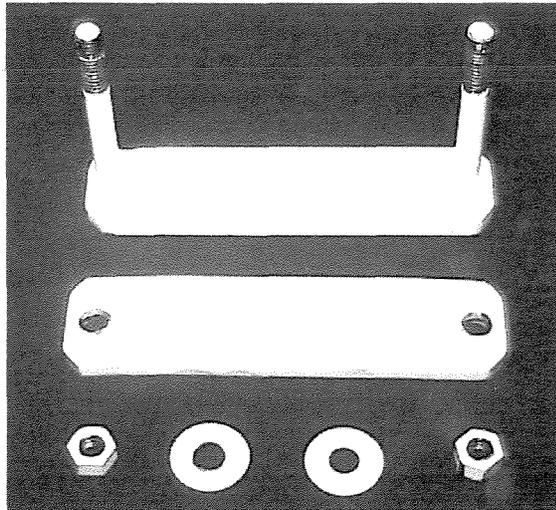


Figura 5 – Dispositivo RS de contenção utilizado na prensagem da resina nos Grupos 3 e 4.

Após a prensagem final, as porcas foram apertadas nos parafusos (Figura 6), mantendo a mufla com a mesma pressão imposta pela prensa hidráulica de bancada e pronta para ser levada à polimerizadora (Figura 7).

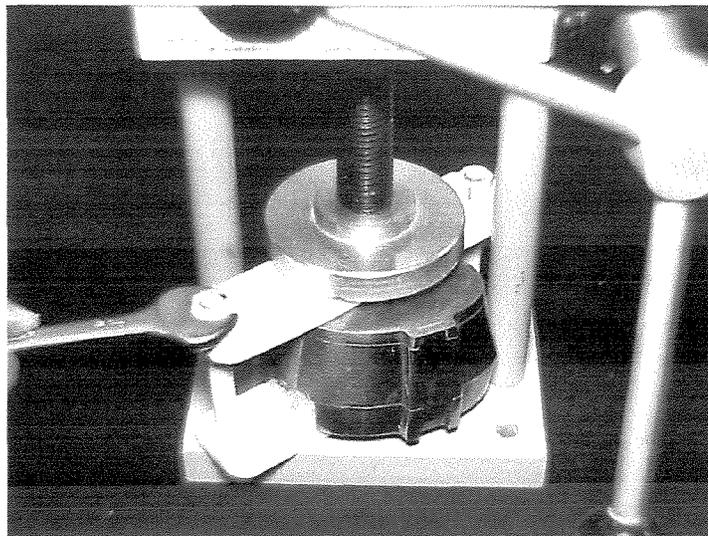


Figura 6 – Fixação da porca no parafuso.

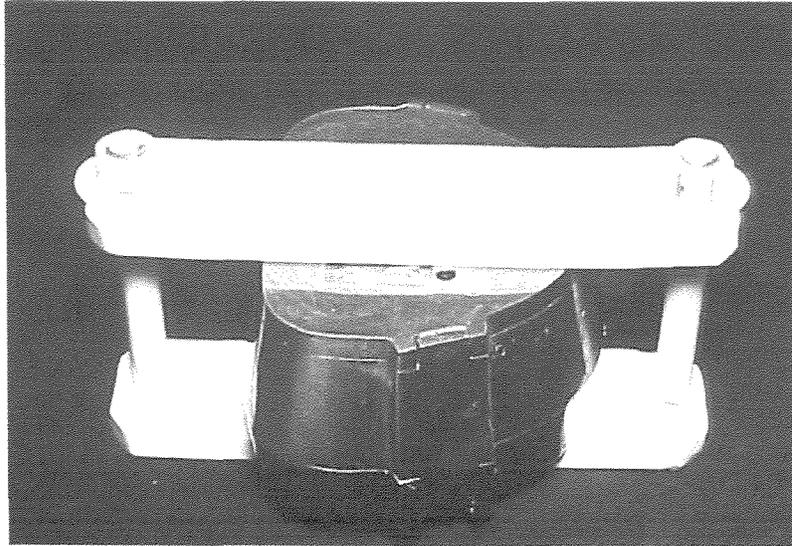


Figura 7 – Mufla interposta pelo dispositivo RS de contenção.

A polimerização das resinas do Grupo 3 foi iniciada imediatamente após a prensagem final e as do Grupo 4, após seis horas da prensagem, nas mesmas condições técnicas de ciclo térmico.

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

Após completo esfriamento à temperatura ambiente, as muflas foram abertas e os conjuntos modelo-base de resina retirados do gesso de inclusão. Em seguida, as bases foram separadas dos modelos e os excessos grosseiros das bordas removidos com broca Maxi-Cut (Maillefer, Suíça), cuidando para que o desgaste não alterasse a adaptação das bordas das bases nos respectivos modelos.

#### 4.2.1.6 Fixação das bases nos modelos.

As bases em resina acrílica foram fixadas nos respectivos modelos com adesivo instantâneo à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite), colocado na região correspondente à crista do rebordo alveolar, com a intenção de evitar possíveis deslocamentos durante o seccionamento do conjunto modelo-base. A fixação ocorreu sob carga estática de 1 kg, colocada sobre uma placa de vidro assentada na base, durante um minuto.

#### 4.2.1.7 Recorte do conjunto modelo-base.

O conjunto modelo-base foi fixado num dispositivo desenvolvido pela Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, (Figura 8) com o propósito de padronizar os recortes do modelo-base. Com uma serra manual foram realizados três cortes transversais paralelos entre si, abrangendo as secções: A- anterior, correspondente à distal dos caninos direito e esquerdo; B- mediano, correspondente à mesial dos primeiros molares direito e esquerdo; e C- posterior, relativo à região palatina posterior (Figura 9). As secções foram lixadas suavemente para regularizar as superfícies e facilitar a visualização dos níveis de adaptação durante a medição.

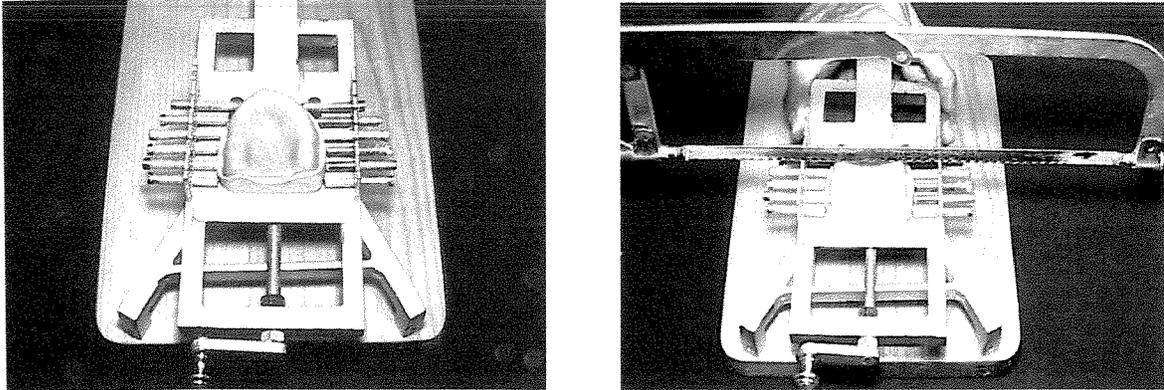


Figura 8 – Dispositivo utilizado no seccionamento do conjunto modelo-base

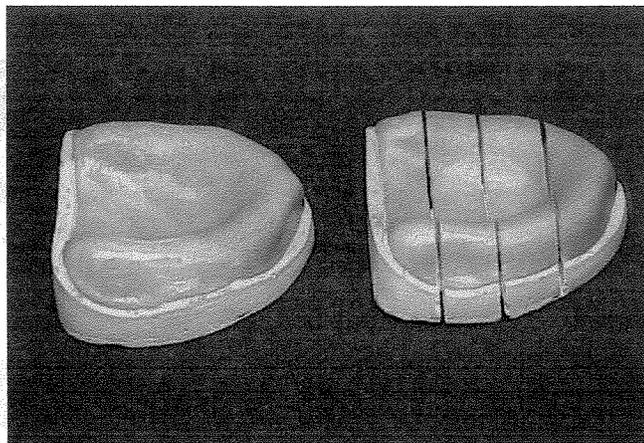


Figura 9 – Secções transversais do conjunto modelo-base.

#### 4.2.2 Avaliação da alteração dimensional.

A alteração dimensional ocorrida na resina acrílica, responsável pelo desajuste das bases de prótese total em relação ao modelo, ocasionada pelas técnicas de prensagem convencional e com o dispositivo RS de contenção, foi

avaliada nas secções transversais do modelo-base com microscópio comparador linear (Leitz, Alemanha), com leitura digital e precisão de 0,001 mm. Em cada secção, a distância entre a borda interna da base e a borda externa do modelo de gesso foi medida por um mesmo operador, três vezes em cada um dos cinco pontos referenciais (Figura 10), para cada tipo de corte, a saber:

- a - fundo do sulco vestibular direito.
- b - crista do rebordo alveolar direito.
- c - linha mediana palatina.
- d - crista do rebordo alveolar esquerdo.
- e - fundo do sulco vestibular esquerdo.

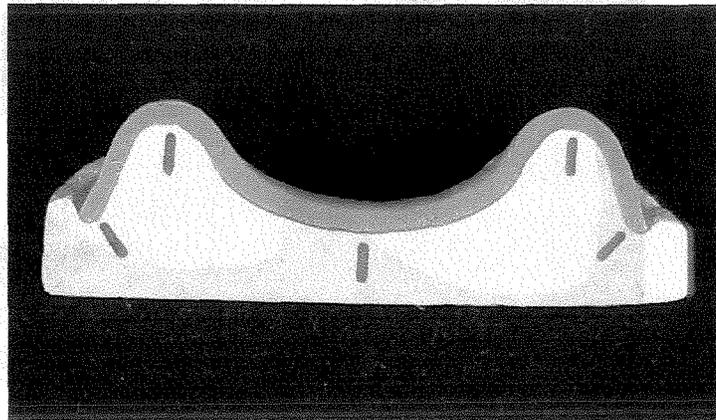


Figura 10- Pontos referenciais para mensuração da alteração dimensional da base.

Os valores dos níveis de desajustes foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, em nível de 5% de significância.

## 5. RESULTADOS

Os resultados originais (Apêndice) das alterações de adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina acrílica termicamente ativada, sob a influência de prensagens e do tempo de início da polimerização, submetidos à análise estatística e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância, exibem os seguintes aspectos:

A Tabela 1 e a Figura 11 mostram que as médias do nível de desajuste, obtidas entre as técnicas de prensagem, independente dos demais fatores, foram estatisticamente diferentes entre si ( $p < 0,05$ ), sendo que as médias obtidas com o dispositivo RS de contenção apresentaram os melhores níveis de adaptação.

Tabela 1 – Médias do nível de desajuste da base (mm) em função das técnicas de prensagem, independente dos demais fatores.

Prensagem	Média do desajuste	5%
Convencional	0,215 (0,065)	a
Dispositivo	0,168 (0,042)	b

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente (5%).  
Diferença média significativa = 0,010.  
Desvio padrão entre parênteses

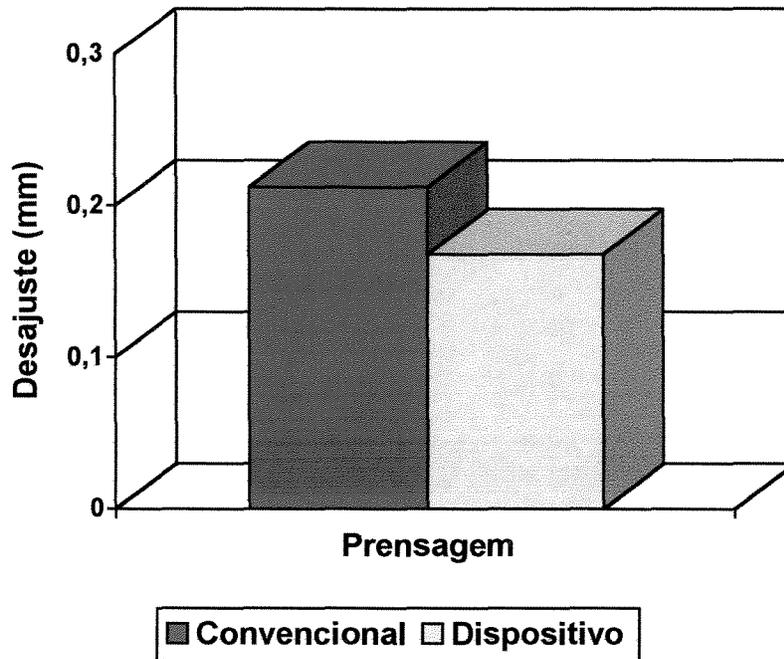


Figura 11 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste da base (mm) em função das técnicas de prensagem, independente dos demais fatores.

Quando as médias do nível de desajuste foram analisadas em função do fator início da polimerização, a Tabela 2 e a Figura 12 indicam que houve diferença estatística entre as técnicas de prensagem. Os valores do nível de desajuste, tanto para o início imediato da polimerização como para início após seis horas, foram diferentes estatisticamente ( $p < 0,05$ ), com melhores níveis de adaptação para a técnica do dispositivo RS de contensão.

Tabela 2 – Médias do nível de desajuste da base (mm) em função da prensagem, dentro do fator início da polimerização, independente do corte.

Média do desajuste			
Prensagem	Polimerização		5%
	Imediata	6 horas	
Convencional	0,213 (0,055)	0,216 (0,074)	a
Dispositivo	0,173 (0,050)	0,164 (0,032)	b

Médias seguidas por letras distintas diferem significativamente (5%).  
 Diferença média significativa = 0,014.  
 Desvio padrão entre parênteses.

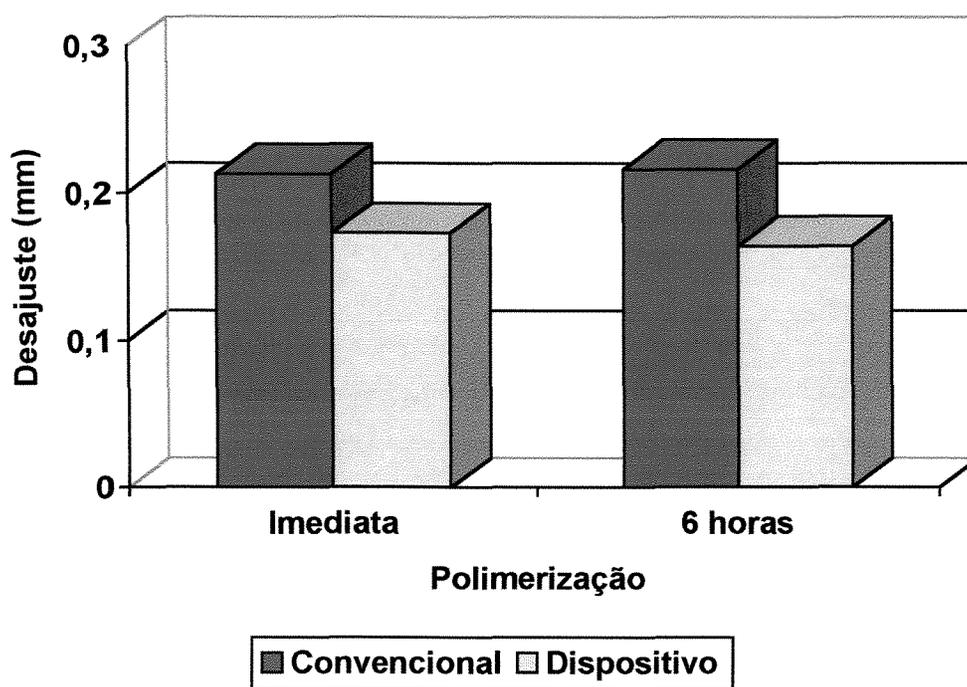


Figura 12 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste da base (mm) em função da prensagem, dentro do fator início da polimerização, independente do corte.

Quando o fator corte foi analisado, independente do tempo de início da polimerização, a Tabela 3 e a Figura 13 demonstram que houve diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre as médias dos níveis de desajuste dentro dos cortes A (anterior), B (mediano) e C (posterior), para o fator prensagem, com melhores valores de adaptação quando a base de resina foi prensada com a mufla interposta pelo dispositivo RS de contenção.

Tabela 3- Médias do nível de desajuste da base (mm) para os diferentes tipos de corte, dentro do fator prensagem, independente do tempo de início da polimerização.

Média do desajuste				
Prensagem	Corte			5%
	A	B	C	
Convencional	0,151 (0,023)	0,207 (0,038)	0,286 (0,038)	a
Dispositivo	0,129 (0,015)	0,162 (0,025)	0,214 (0,024)	b

Médias seguidas por letras distintas diferem significativamente (5%).  
 Diferença média significativa = 0,017.  
 Desvio padrão entre parênteses.

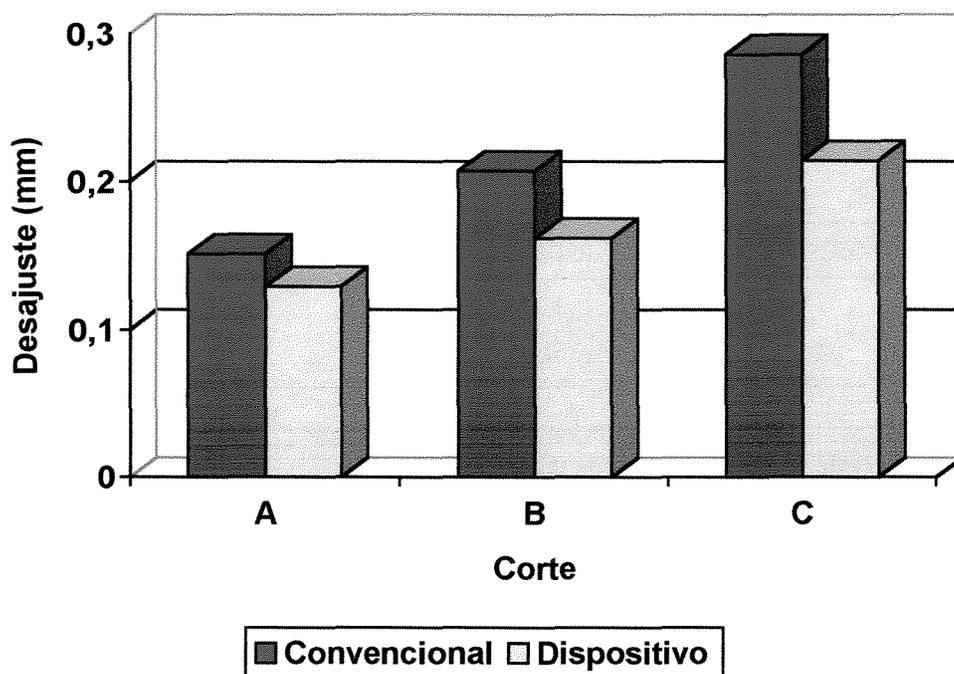


Figura 13 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste da base (mm) para os diferentes tipos de corte, dentro do fator prensagem, independente do tempo de início da polimerização.

As médias dos níveis de desajuste para os tempos de início da polimerização (imediate e após seis horas) não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ), quando foram analisados independentemente dos demais fatores (Tabela 4 e Figura 14).

Tabela 4 – Médias do nível de desajuste da base (mm) para o fator tempo de início da polimerização, independente dos demais fatores.

Polimerização	Média do desajuste	5%
Imediata	0,193 (0,056)	a
6 horas	0,190 (0,062)	a

Médias seguidas por letras iguais não diferem significativamente (5%).  
 Diferença média significativa = 0,010.  
 Desvio padrão entre parênteses.

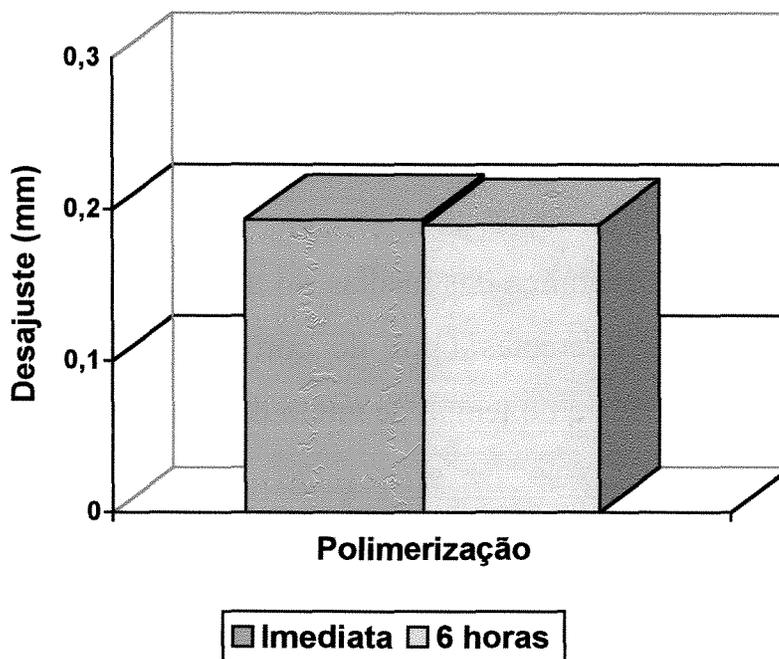


Figura 14 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste da base (mm) para o fator tempo de início da polimerização, independente dos demais fatores.

A Tabela 5 e a Figura 15 revelam que a mesma situação estatística de não diferença significativa ( $p > 0,05$ ) entre as médias dos níveis de desajuste foi encontrada quando se analisou as variáveis prensagem convencional e com dispositivo RS de contensão, dentro do fator início da polimerização (imediate e após seis horas).

Tabela 5 – Médias do nível de desajuste da base (mm) para o tipo de prensagem, dentro do fator tempo de início da polimerização.

Média do desajuste				
Polimerização	Prensagem		5%	
	Convencional	Dispositivo		
Imediata	0,213 (0,055)	0,173 (0,050)	a	
6 horas	0,216 (0,074)	0,164 (0,032)	a	

Médias seguidas por letras iguais não diferem significativamente (5%).  
 Diferença média significativa = 0,014.  
 Desvio padrão entre parênteses.

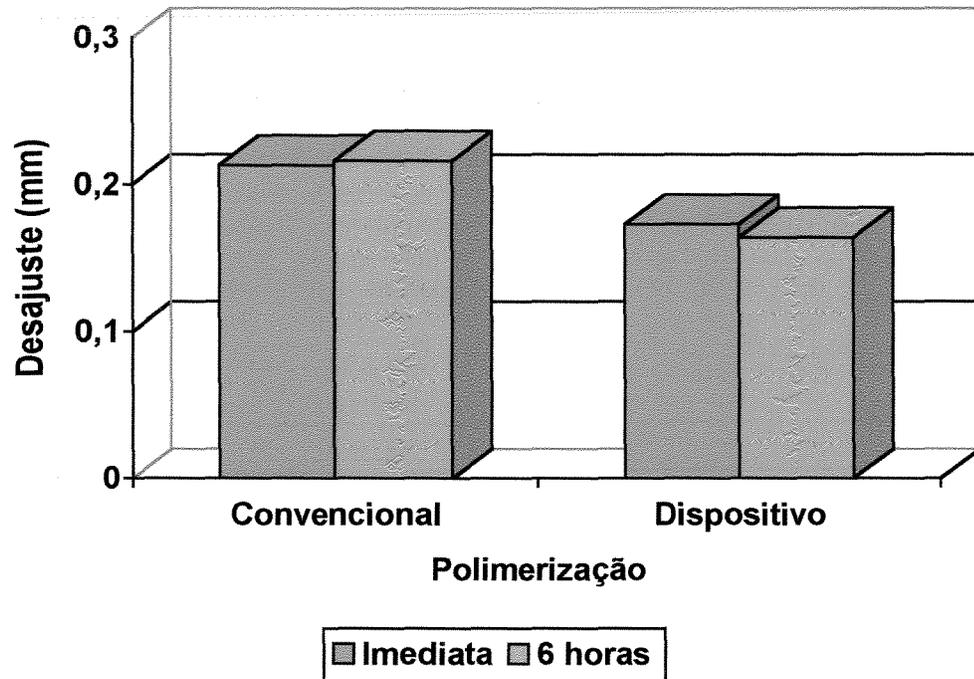


Figura 15 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste da base (mm) para o tipo de prensagem, dentro do fator tempo de início da polimerização.

Quando a influência do tempo de início da polimerização foi analisada em função do fator corte, independente da prensagem, a Tabela 6 e a Figura 16 indicam que não houve diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ) entre os níveis de desajuste para o mesmo tipo de corte.

Tabela 6 – Médias do nível de desajuste da base (mm) para o tipo de corte, em função do fator tempo de início da polimerização.

Média do desajuste					
Polimerização	Corte			5%	
	A	B	C		
Imediata	0,140 (0,022)	0,183 (0,028)	0,256 (0,036)	a	
6 horas	0,139 (0,023)	0,187 (0,048)	0,244 (0,059)	a	

Médias seguidas por letras iguais não diferem significativamente (5%).  
 Diferença média significativa = 0,017.  
 Desvio padrão entre parênteses.

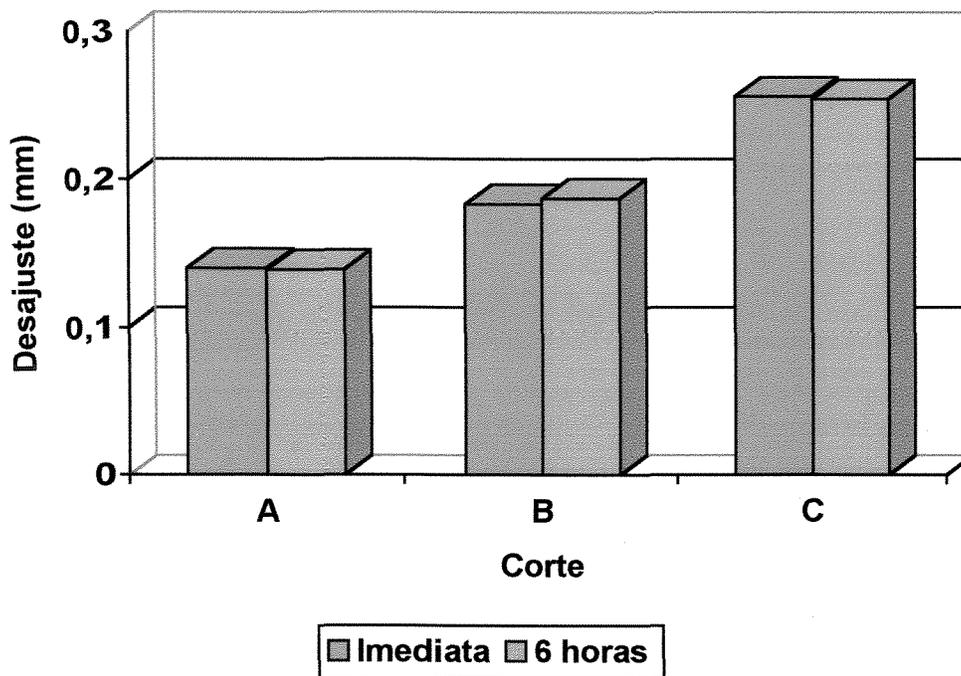


Figura 16 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste da base (mm) para o tipo de corte, em função do fator tempo de início da polimerização.

Por outro lado, a Tabela 7 e a Figura 17 exibem as médias do nível de desajuste entre cortes, independente dos demais fatores, com valores estatisticamente diferentes ( $p < 0,05$ ) quando analisados entre si. A melhor adaptação ocorreu no corte A (anterior) e a pior no corte C (posterior), ficando o corte B (mediano) com valores intermediários.

Tabela 7 – Médias do desajuste da base (mm) para o tipo de corte, independente dos demais fatores.

Corte	Média do desajuste	5%
A (anterior)	0,140 (0,022)	a
B (mediano)	0,185 (0,039)	b
C (posterior)	0,250 (0,049)	c

Médias seguidas por letras distintas diferem significativamente (5%).  
 Diferença média significativa = 0,015.  
 Desvio padrão entre parênteses.

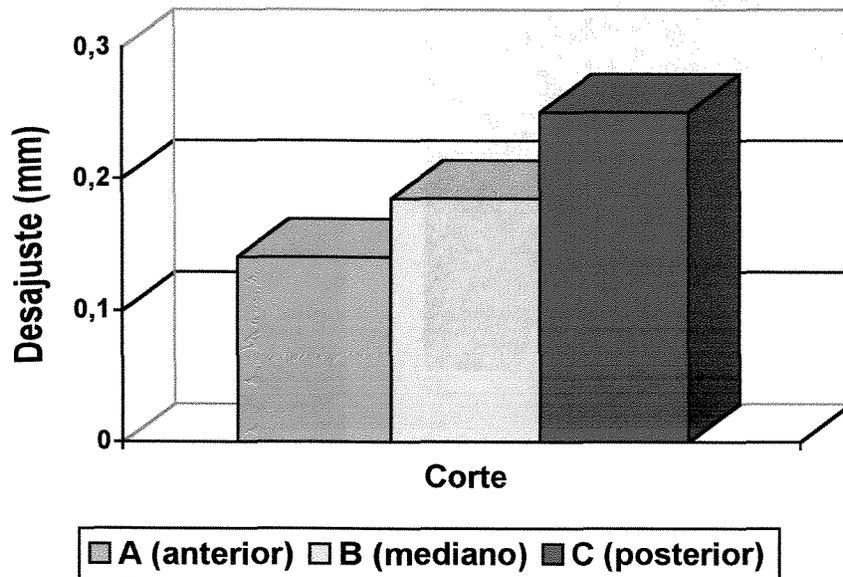


Figura 17 – Ilustração gráfica das médias do desajuste da base (mm) para o tipo de corte, independente dos demais fatores.

Exemplos do aspecto da alteração dimensional da resina acrílica, relacionado à adaptação satisfatória da base ao modelo, podem ser visto na Figura 18, enquanto a Figura 19 evidencia regiões onde a adaptação foi considerada insatisfatória.

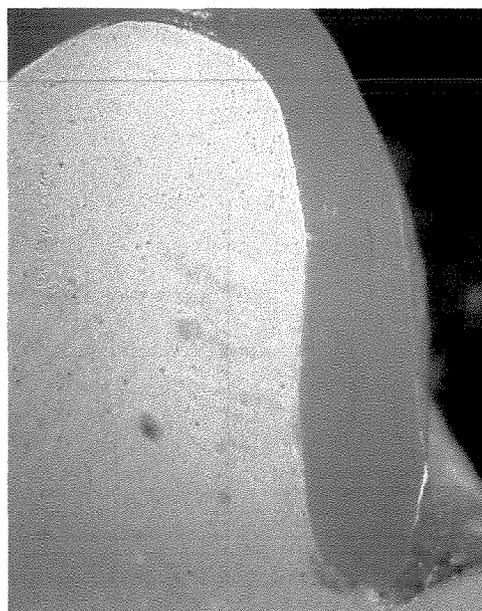


Figura 18- Adaptação satisfatória da base ao modelo.

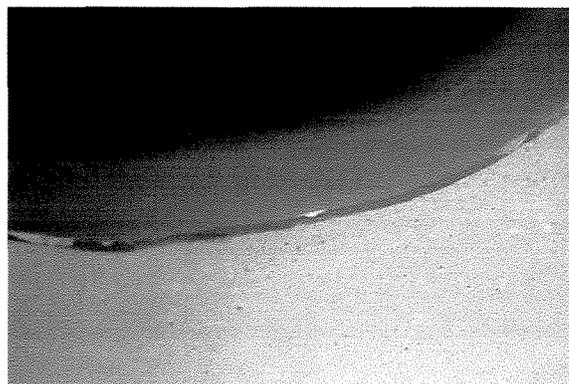
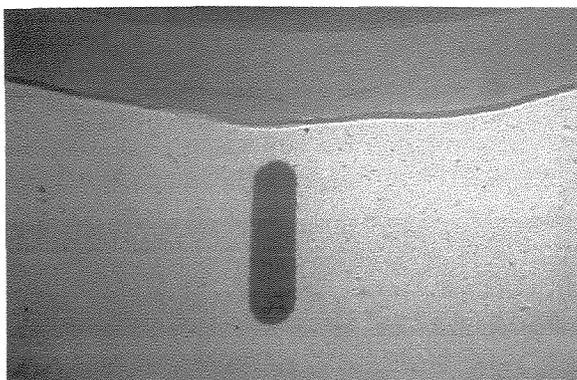


Figura 19- Adaptação insatisfatória da base do modelo.

## 6. DISCUSSÃO

A região palatina posterior é considerada área crítica em relação à adaptação da base aos tecidos de suporte, sendo influenciada pela alteração dimensional que ocorre durante a polimerização da resina acrílica, interferindo na retenção e estabilidade da prótese total (CARVALHO, 1972).

As discrepâncias na adaptação ocasionadas pelos procedimentos de polimerização não são completamente compensadas após o processamento da base de prótese total (CHEN *et al.*, 1988), principalmente na região palatina posterior (SANDERS *et al.*, 1991). Portanto, a combinação entre contração de polimerização, contração térmica de esfriamento da mufla e tensões liberadas pela demuflagem resulta em mudanças dimensionais e distorção, que diminuem a qualidade de adaptação da base (TAKAMATA & SETCOS, 1989).

O presente trabalho teve como objetivo o estudo da alteração dimensional da base de prótese total superior, influenciada pelo dispositivo RS de contensão, utilizado durante a prensagem final da resina acrílica.

Assim sendo, considerando o aspecto geral dos objetivos propostos, os dados mostrados na Tabela 1 e na Figura 11, indicam que o desajuste entre a base de resina acrílica e o modelo de gesso foi influenciado pela técnica de prensagem da resina. Portanto, diferença significativa ( $p < 0,05$ ) foi observada na comparação entre o método convencional e o dispositivo RS de contensão.

De maneira similar, a Tabela 2 e a Figura 12 mostram que a base de resina acrílica prensada com o dispositivo RS de contensão apresentou menores discrepâncias de adaptação quando comparada com a base produzida pelo método convencional de prensagem, tanto no período de início imediato,

como após 6 horas de espera para o início da polimerização. Conseqüentemente, os valores de desajustes observados entre os dois tempos para o início de polimerização também foram diferentes estatisticamente ( $p < 0,05$ ).

Quando o fator corte transversal foi analisado, independentemente do fator início da polimerização, a Tabela 3 e a Figura 13 mostram que houve diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre as médias dos desajustes dentro do fator corte (A-anterior, B-mediano e C-posterior), para os tipos de prensagem, com melhores resultados em adaptação quando a base de resina foi prensada com o dispositivo RS de contensão.

Como mostrado nas Tabelas 1, 2 e 3 e nas Figuras 11, 12 e 13, ficou evidente a influência marcante do dispositivo RS de contensão em promover redução dos níveis de discrepâncias obtidos no método convencional.

Segundo CORRÊA *et al.* (1996), quando a resina acrílica era prensada com a mufla colocada entre duas placas metálicas apertadas por quatro parafusos, a mufla não sofria expansão e, conseqüentemente, não permitia a ocorrência de alteração dimensional na prótese. Nessa mesma linha de pesquisa, GOMES *et al.* (1998-a) estudando as alterações dimensionais em prótese total concluíram ser possível controlar e até mesmo anular as discrepâncias dimensionais da base, utilizando as placas Getom de polimerização.

Contudo, neste estudo, apesar do dispositivo RS de contensão ter reduzido as discrepâncias entre base e modelo, quando comparada com o método convencional de prensagem, não foi possível eliminar completamente as alterações dimensionais da resina acrílica, ocorridas durante o processamento da base. A escala de discrepância média, obtida em cinco localizações das secções transversais do conjunto modelo-base, foi de

0,129 a 0,214 mm utilizando o dispositivo RS de contensão e de 0,151 a 0,286 mm usando a técnica convencional (Tabela 3 e Figura 13).

Como observado, apesar da redução promovida pelo dispositivo RS de contensão, o desajuste da base permanece sendo fator inerente ao processo e resultante da combinação de alterações ocorridas na polimerização da resina, no esfriamento da mufla (contração térmica) e na remoção da base (liberação de tensões), o que comprova as observações de diversos autores, como KERN, 1941; GRUNEWALD *et al.*, 1952; WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959; MIRZA, 1961; BECKER *et al.*, 1977; BARCO *et al.*, 1979; JACKSON *et al.*, 1989; SMITH & POWERS, 1992; SYKORA & SUTOW, 1993; YEUNG *et al.*, 1995; KAWARA *et al.*, 1998; KOMIYAMA & KAWARA, 1998.

Apesar desse entendimento, o processo que promove a alteração dimensional da base parece ser muito mais complexo, com componentes múltiplos e diversos, que atualmente ainda permanecem como fatores insuficientemente definidos ou esclarecidos, da mesma maneira como eram considerados no passado (LORTON & PHILLIPS, 1979).

LEE & ORLOWSKI (1974) demonstraram que a complexidade do processo de polimerização inicia-se na reação química do monômero para formar as grandes moléculas de polímero. Antes da reação, as pequenas moléculas de monômero permanecem separadas entre si pela distância de 4 Å (distância de Van der Walls). Após reagir, as moléculas de polímero ficam separadas por distâncias de ligação covalente (inter-atômica), com cerca de 1,9 Å. Portanto, para cada nova ligação, a contração volumétrica seria igual ao raio efetivo do átomo elevado ao quadrado, multiplicado por 3,1416 (valor do  $\pi$ ), vezes 2,1 Å. A contração de polimerização torna-se de magnitude

considerável quando se atenta que o número de ligações formadas num mol de monômero reagido alcança o índice de  $10^{23}$  moléculas.

Por outro lado, segundo KIMURA *et al.* (1985), a massa de resina aquecida torna-se amolecida devido à reação térmica de polimerização, que permite o relaxamento da tensão compressiva interna, resultante da contração. Entretanto, de acordo com ANUSAVICE (1998), a contração linear da resina acrílica exerce efeito significativo na adaptação da base. Assim, quanto maior a contração linear, maior será a discrepância observada na adaptação. Com base na contração volumétrica projetada em 7%, a resina pode exibir contração linear num intervalo de 2% até menos que 1%. Portanto, durante os estágios iniciais do esfriamento, a resina permanece amolecida e a pressão mantida pela mufla causa contração numa velocidade similar à contração do gesso circundante. À medida que o esfriamento prossegue, a resina amolecida atinge a temperatura de transição vítrea, passando do estado amolecido ou plástico para o de rigidez vítrea, contraindo-se numa velocidade diferente a do gesso; portanto, contração de natureza térmica. A fricção entre a parede do gesso e a resina amolecida pode inibir a contração de polimerização, estabelecendo tensão de tração por contração térmica, quando a resina torna-se rígida. Como conseqüência, a liberação dessas tensões internas promove alterações dimensionais.

Na base da prótese total superior, a contração de polimerização foi mais evidente na região palatina posterior (Figura 19), comprovando os resultados anteriormente mostrados na literatura (SKINNER, 1949; WOELFEL *et al.*, 1960; ANTHONY & PEYTON, 1962; WOELFEL *et al.*, 1965; PAFFENBARGER *et al.*, 1965; PICKETT & APPLEBY, 1970; LECHNER & LAUTENSCHLAGER, 1984; SANDERS, 1991).

Conseqüentemente, outras pesquisas também têm mostrado que a adaptação da base ao modelo de gesso continua sendo insatisfatória, principalmente na região posterior do palato (RIZZATTI BARBOSA, 1999; PADOVAN *et al.*, 1999), sofrendo ainda influência de vários outros fatores, como espessura da base (PAFFENBARGER *et al.*, 1962; WOLFAARDT *et al.*, 1986; STRATEN, 1991), forma do palato (SYKORA & SUTOW, 1993; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999) e dos operadores (CONSANI *et al.*, 2000); contudo, sem interferência dos ciclos de polimerização (JACKSON *et al.*, 1989; TURCK *et al.*, 1992; CORRÊA, 1994-Parte II; ALMEIDA *et al.*, 1999) e do tempo de espera para o início da polimerização (KIMPARA & MUENCH, 1996), resultados que comprovam a complexidade do processo de confecção da prótese total.

Entretanto, quando foi analisado o efeito do tempo de início da polimerização (imediate e após 6 horas), as Tabelas 4 e 5 e as Figuras 14 e 15 mostram que os dados não foram diferentes significativamente, tanto no método convencional como no uso do dispositivo RS de contenção, o que comprova os resultados de KIMPARA & MUENCH (1996), quando verificaram que a magnitude de contração da prótese total não era influenciada pelo fator tempo de espera.

No entender de PEYTON (1950), o tempo de espera antes da polimerização, de no mínimo uma hora, permite o escoamento da massa de resina no interior do molde de gesso e a liberação de tensões internas, durante os estágios iniciais. Na presente pesquisa, assim como nos resultados apresentados por KIMPARA & MUENCH (1996), não foi possível confirmar a importância do fator tempo de espera na magnitude das discrepâncias dimensionais da base de resina acrílica.

A provável explicação desse fato estaria amparada nos resultados de GRUNEWALD *et al.* (1952) onde, no período de esfriamento após a polimerização, a contração da base será restringida em todas as direções devido a forma do modelo, e de KAWARA *et al.* (1998), quando a contração de polimerização da resina pode ser parcialmente compensada pela expansão térmica que ocorre durante o processo. Posteriormente, a expansão será restringida pelo modelo de gesso, embora, a diferença no comportamento da distorção nos diversos locais dependa da forma do corpo-de-prova. Assim, o comportamento da distorção, ocorrida no período final do processo de polimerização até o início da demuflagem, foi o mesmo nos ciclos de baixa temperatura e no método convencional, ambos causados pela contração térmica.

Portanto, para explicar os resultados de nosso trabalho, seria conveniente estabelecer a seguinte hipótese: como a contração da resina também ocorre por razões térmicas, os índices de desajuste promovidos em função dos dois tempos de início da polimerização foram semelhantes entre si, e dependentes da forma da base de resina, idêntica em ambos procedimentos.

Reforçando nossa suposição, as considerações de KOMIYAMA & KAWARA (1998) também alegam que a alteração dimensional ocorrida na demuflagem era resultante da recuperação elástica da tensão residual estabelecida durante o esfriamento. Como conseqüência, a tensão causada pela contração térmica seria relaxada pela reorientação molecular das cadeias dos polímeros, mesmo em temperaturas menores que a necessária para a transição vítrea, e ocorre no interior do molde de gesso após o esfriamento da mufla.

Outro aspecto interessante, que parece sustentar a hipótese anteriormente estabelecida, seria a igualdade estatística verificada nos níveis de desajuste para o mesmo tipo de corte, mostrada na Tabela 6 e na Figura 16. Esse resultado consolida o entendimento que as combinações entre contração de polimerização, esfriamento da mufla e liberação de tensões pós-demuflagem são fatores responsáveis pelo estabelecimento do padrão similar de discrepâncias, capazes de reduzir ou mesmo anular o efeito do tempo de início da polimerização, sobre a distorção da base de resina.

Por outro lado, independente dos demais fatores, a Tabela 7 e a Figura 17 mostram que houve diferença estatística significativa entre os cortes transversais. A melhor adaptação ocorreu no corte A (anterior) e a pior, no corte C (posterior), ficando o corte B (mediano) com valores intermediários. Este padrão de adaptação da base ao modelo de gesso também foi verificado por outros autores, como ALMEIDA *et al.* (1999); ARIOLI FILHO *et al.* (1999); PADOVAN *et al.* (1999); RIZZATTI BARBOSA (1999); CONSANI *et al.* (2000), sendo conseqüência de outros fatores coadjuvantes, como forma geométrica do palato (SYKORA & SUTOW, 1993; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999); espessura da base (WOELFEL *et al.*, 1960; PAFFENBARGER *et al.*, 1965; WOLFAARDT *et al.*, 1986; CHEN *et al.*, 1988; STRATEN, 1991; CORRÊA, 1994-Parte I) e diferentes locais da base (LATTA *et al.*, 1990; POLYZOIS, 1990).

As discrepâncias resultantes do processamento da base de prótese total têm sido estudadas ao longo dos anos, sendo inegável o fato que o desajuste continua ainda presente no processo técnico. Entretanto, para MOWERY *et al.* (1958), as magnitudes das variações dimensionais não são relevantes, permanecendo numa escala de -0,05 a +0,2 mm, que não afetava significativamente o desempenho no uso, segundo os pacientes. Na área do

palato, desvio numa escala de 0,22 a 0,27 mm e na borda da linha anterior mediana de 0,22 mm, foram consideradas por ANTHONY & PEYTON (1959) como de pouco significado clínico, porque não excediam a tolerância da resiliência da mucosa bucal; enquanto CHEN *et al.* (1988) observaram que discrepâncias numa escala de 0,23 a 0,50 mm na região posterior não podiam ser corrigidas clinicamente.

A alteração média promovida na área palatina posterior (corte C) pelo uso do dispositivo RS de contensão foi de 0,21 mm, valor aquém do índice relatado por ANTHONY & PEYTON (1959) e considerado como de pouco significado clínico.

Portanto, as considerações emitidas pelos autores citados permitem supor que as alterações dimensionais obtidas com o dispositivo RS de contensão são de pouca relevância clínica. Além disso, o emprego dessa técnica se constituiria num recurso adicional para o estudo da redução das discrepâncias das bases de prótese total.

## 7. CONCLUSÃO

---

De acordo com a metodologia adotada e com base na análise e discussão dos resultados, foi possível concluir que:

1- Independente dos demais fatores, as técnicas de prensagem avaliadas produziram diferentes níveis de adaptação entre a base de resina e o modelo de gesso, com diferença estatística significativa a favor do dispositivo RS de contensão.

2- Para ambos os tempos de início da polimerização, os melhores níveis de adaptação foram obtidos com o dispositivo RS de contensão, com diferença estatística significativa quando comparado com a prensagem convencional.

3- Quando os cortes A, B e C foram analisados dentro do fator prensagem, os melhores níveis de adaptação foram obtidos com o dispositivo RS de contensão, com diferença estatística significativa quando comparado com a prensagem convencional.

4- Independente dos demais fatores, os tempos de início da polimerização mostraram níveis de adaptação sem diferença estatística significativa entre si.

5- Para ambos os tipos de prensagem, os níveis de adaptação produzidos pelo fator tempo de início da polimerização foram sem diferença estatística significativa.

6- A análise dos cortes A, B e C dentro do fator tempo de início da polimerização mostrou que os níveis de adaptação foram sem diferença estatística significativa.

7- Independente dos demais fatores, os níveis de adaptação mostrados pelos cortes A, B e C foram diferentes estatisticamente entre si. Os melhores níveis de adaptação foram verificados no corte A, seguidos pelos cortes B e C.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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.
2. ALMEIDA, M.H.W. *et al.* Influência da técnica de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. **Revta. Fac. Odont.**, Passo Fundo, v. 4, n. 1, p. 49-56, jan./jun., 1999.
3. 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.
4. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_. Dimensional accuracy of various denture-base materials. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 12, n. 1, p. 67-81, Jan./Feb., 1962.
5. ANUSAVICE, K.J. *Phillips Materiais Dentários*. 10. ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998, cap. 11, p. 140-160.
6. ARIOLI FILHO, J.N. *et al.* A importância da geometria do palato na adaptação de próteses totais superiores. **Revta. Fac. Odont.**, Passo Fundo, v. 4, n. 1, p. 45-48, jan./jun., 1999.
7. AUSTIN, A.T., BASKER, R.M. Residual monomer levels in denture bases. **Br. Dent. J.**, London, v.153, n. 12, p. 424-426, Nov., 1982.
8. BARBENEL, J.C. Physical retention of complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 26, n. 6, p. 592-600, Dec., 1971.

---

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

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, B.E. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 37, n. 4, p. 451-459, Apr., 1977.
11. CARVALHO, J.C.M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. **Revta. Fac. Odont. São 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. 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.
14. CONSANI, R.L.X. *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.
15. CORRÊA, G.A. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para seu estudo. Parte I- Alteração quanto à espessura. **Revta. ABO Nac.**, Rio de Janeiro, v. 2, n. 2, p. 110-113, abr./maio, 1994.

16. \_\_\_\_\_. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para seu estudo. Parte II- Quanto aos orifícios no modelo. **Revta. ABO Nac.**, Rio de Janeiro, v. 2, n. 3, p. 192-198, jun./jul., 1994.
17. \_\_\_\_\_ *et al.* *Prótese total híbrida*. 1. ed., São Paulo: Livraria Santos, 1996, cap. 7, p. 89-103.
18. DIXON, D.L., BREEDING, L.C., EKSTRAND, K.G. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 1, p. 196-200, July, 1992.
19. 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.
20. 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.
21. GOMES, T. *et al.* Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em prótese total. **Revta. Fac. Odont. São Paulo**, São Paulo, v. 12, n. 2, p. 181-187, abr./jun., 1998-a.
22. \_\_\_\_\_, MORI, M., CORRÊA, G.A. *Atlas de caracterização em prótese total e prótese parcial removível*. 1. ed., São Paulo: Livraria Santos, 1998-b, cap. 5, p. 31-36.
23. GRUNEWALD, A.H., PAFFENBARGER, G.C., DICKSON, G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 44, n. 2, p. 269-284, Mar., 1952.

24. HAYDEN, W.J. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. **Gen. Dent.**, Chicago, v. 34, n. 5, p. 367-371, Sept./Oct., 1986.
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. 1, p. 188-203, Feb., 1949.
26. JACKSON, A. D. *et al.* The dimensional accuracy of two denture bases processing methods. **Int. J. Prosth.**, St. Louis, v. 2, n. 5, p. 421-428, Sept./Oct., 1989.
27. JACOBSON, T.E., KROL, A.J. A contemporary review of the factors involved in complete dentures. Part III: Support. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 3, p. 306-313, Mar., 1983.
28. KAWARA, M. *et al.* Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 77, n. 6, p. 1446-1453, June, 1998.
29. KERN, W.R. Possible dimensional changes in denture base materials. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 28, n. 12, p. 1952-1958, Dec., 1941.
30. KIMURA, H., TERAOKA, F., SAITO, T. Internal stress of base resins during polymerization. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, Osaka, v. 25, n. 1, p. 1-6, Jan., 1995.
31. KIMPARA, E.T., MUENCH, A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. **Revta. Pós-Grad. Fac. Odont.**, São Paulo, v. 3, n. 2, p. 110-114, abr./jun., 1996.

32. KOMIYAMA, O., KAWARA, M. Stress relaxation of heat-activated acrylic denture base resin in the mold after processing. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 2, p. 175-181, Feb., 1998.
33. 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.
34. LECHNER, S.K., LAUTENSCHLAGER, E.P. Processing changes in maxillary complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 52, n. 1, p. 20-24, July, 1984.
35. LEE, H. & OSLOWSKI, J. A. *Compostos adesivos dentinários para restaurações: Monografia sobre suas teorias e aplicações clínicas.* Trad. José Mondelli, Bauru: 1974, p. 12.
36. LORTON, L., PHILLIPS, R.W. Heat-released stress in acrylic dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 42, n. 1, p. 23-26, July, 1979.
37. MOWERY, W. *et al.* Dimensional stability of denture base resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 57, n. 9, p. 345-353, Sept., 1958.
38. MIRZA, F.D. Dimensional stability of acrylic resin dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 11, n. 5, p. 848-857, Sept./Oct., 1961.
39. 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.
40. 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. 73-88, jul./dez., 1999.

41. PAFFENBARGER, G.C., WOELFEL, J.B., SWEENEY, W.T.  
Dimensional changes in dentures. **Dental Pract.**, Bristol, v. 13, n. 2, p. 64-69, Oct., 1962.
42. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_. Resins and technics used in constructing dentures. **Dent. Clin. N. Am.**, St. Louis, v. 9, p. 251-262, 1965.
43. PEYTON, F.A. Packing and processing denture base resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 40, n. 5, p. 520-528, May, 1950.
44. \_\_\_\_\_, 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.
45. PHILLIPS, R.W. *Skinner materiais dentários*. 9. ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993, p. 110.
46. PICKETT, H.G., APPLEBY, R.C. A comparison of six acrylic resin processing technics. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 80, n. 6, p. 1309-1314, June, 1970.
47. 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.
48. \_\_\_\_\_. Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 21, n. 3, p. 185-190, Mar., 1990.
49. 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.

50. RIZZATTI BARBOSA, C. M. *Influência do processamento, polimento e sorção de água na desadaptação da borda posterior de próteses totais superiores polimerizadas por energia de microondas*. Tese de Livre-Docência, Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP, 1999, 114 p.
51. 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.
52. SANDERS, J.L., LEVIN, B., REITZ, P.V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 22, n. 3, p. 181-186, Mar., 1991.
53. SKINNER, E.W., COOPER, E.N. Physical properties of denture resins: Part I. Curing shrinkage and water sorption. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 30, n. 12, p. 1845-1852, Dec., 1943.
54. \_\_\_\_\_. Acrylic resins: An appraisal of their use in dentistry. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 39, n. 3, p. 261-268, Mar., 1949.
55. \_\_\_\_\_. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 1, n. 1-2, p. 161-167, Jan./Mar., 1951.
56. 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.
57. SPENCER, H.R., GARIAEFF, P. The present status of vulcanite versus plastics as a baseplate material. **Contact Pt.**, San Francisco, v. 27, n. 2, p. 263-267, June, 1949.

58. STANFORD, J.W., PAFFENBARGER, G.C. Processing denture base resins: heat-curing type. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 53, n. 7, p. 72-73, July, 1956.
59. STRATEN, R.J. *et al.* A study of acrylic resin denture base material distortion using computer-aided holographic interferometry. **Int. J. Prosth.**, St. Louis, v. 4, n. 6, p. 577-585, Sept./Oct., 1991.
60. SYCORA, 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.
61. SWEENEY, W.T. Denture base material: acrylic resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 26, n. 11, p. 1863-1873, Nov., 1939.
62. 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, Nov./Dec., 1989.
63. \_\_\_\_\_ *et al.* Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 119, n. 8, p. 271-276, Aug., 1989.
64. 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, July/Aug., 1992.
65. VIEIRA, D.F. *Bases para a aplicação racional dos materiais odontológicos*. 2. ed., São Paulo: Atheneu, 1976, cap. 24, p. 329.
66. 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.

67. WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. **Int. dent. J.**, Bristol, v. 9, n. 4, p. 451-460, July/Aug., 1959.
68. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, SWEENEY, W.T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 61, n. 10, p. 413-430, Oct., 1960.
69. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_. 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.
70. WOLFAARDT, J., CLEATON-JONES, P., FATTI, P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly (methyl methacrylate). **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 55, n. 4, p. 518-525, Apr., 1986.
71. WONG, D.M. *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.
72. YEUNG, K.C., CHOW, T.W., CLARK, R.K.F. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. **J. Dent.**, Oxford, v. 23, n. 4, p. 245-253, Apr., 1995.

## APÊNDICE

### 1. Resultados originais (médias de três leituras), em milímetros.

Quadro I- Prensagem convencional / polimerização imediata.

Corte	Pontos referenciais					Média CP1
	a	b	c	d	e	
A	0,215	0,128	0,105	0,136	0,197	0,156
B	0,275	0,238	0,135	0,101	0,281	0,206
C	0,333	0,264	0,248	0,290	0,304	0,287
CP2						
A	0,201	0,121	0,100	0,128	0,193	0,148
B	0,255	0,246	0,097	0,091	0,269	0,191
C	0,311	0,252	0,227	0,276	0,298	0,272
CP3						
A	0,243	0,133	0,110	0,112	0,218	0,163
B	0,281	0,258	0,141	0,199	0,298	0,235
C	0,341	0,272	0,295	0,280	0,322	0,302
CP4						
A	0,230	0,136	0,110	0,142	0,172	0,158
B	0,281	0,244	0,146	0,130	0,289	0,218
C	0,344	0,273	0,255	0,283	0,313	0,293
CP5						
A	0,187	0,099	0,134	0,150	0,206	0,155
B	0,217	0,175	0,150	0,101	0,227	0,174
C	0,352	0,222	0,280	0,290	0,342	0,297
CP6						
A	0,196	0,111	0,129	0,163	0,198	0,159
B	0,213	0,164	0,143	0,109	0,216	0,169
C	0,332	0,213	0,276	0,274	0,322	0,283
CP7						
A	0,186	0,106	0,127	0,170	0,213	0,160
B	0,199	0,160	0,150	0,122	0,226	0,171
C	0,330	0,210	0,276	0,271	0,311	0,279
CP8						
A	0,197	0,111	0,131	0,178	0,226	0,168
B	0,210	0,172	0,158	0,131	0,236	0,181
C	0,321	0,231	0,280	0,280	0,317	0,285
CP9						
A	0,242	0,138	0,143	0,142	0,199	0,172
B	0,273	0,235	0,156	0,132	0,280	0,215
C	0,334	0,271	0,261	0,282	0,311	0,291
CP10						
A	0,209	0,125	0,140	0,136	0,196	0,161
B	0,235	0,226	0,108	0,128	0,269	0,193
C	0,308	0,250	0,228	0,268	0,298	0,270

Quadro II- Prensagem convencional / polimerização após 6 horas.

Corte	Pontos referenciais					Média CP1
	a	b	c	d	e	
A	0,188	0,091	0,094	0,098	0,138	0,121
B	0,212	0,024	0,244	0,099	0,099	0,154
C	0,322	0,041	0,280	0,197	0,230	0,214
CP2						
A	0,281	0,115	0,110	0,100	0,153	0,159
B	0,230	0,110	0,251	0,014	0,144	0,176
C	0,305	0,151	0,301	0,175	0,188	0,224
CP3						
A	0,226	0,110	0,090	0,126	0,231	0,136
B	0,300	0,298	0,219	0,160	0,346	0,244
C	0,191	0,186	0,425	0,399	0,399	0,347
CP4						
A	0,120	0,121	0,092	0,155	0,206	0,138
B	0,374	0,215	0,203	0,294	0,302	0,277
C	0,408	0,135	0,484	0,198	0,457	0,336
CP5						
A	0,210	0,171	0,106	0,170	0,295	0,190
B	0,353	0,215	0,300	0,198	0,315	0,276
C	0,360	0,225	0,490	0,235	0,365	0,335
CP6						
A	0,205	0,048	0,121	0,079	0,201	0,130
B	0,260	0,143	0,230	0,149	0,331	0,218
C	0,370	0,153	0,336	0,211	0,400	0,294
CP7						
A	0,198	0,011	0,122	0,024	0,158	0,102
B	0,231	0,112	0,154	0,120	0,141	0,151
C	0,254	0,162	0,274	0,164	0,176	0,206
CP8						
A	0,106	0,127	0,037	0,120	0,188	0,115
B	0,265	0,131	0,307	0,147	0,235	0,217
C	0,324	0,154	0,395	0,174	0,273	0,264
CP9						
A	0,135	0,104	0,207	0,120	0,151	0,143
B	0,267	0,144	0,237	0,228	0,240	0,223
C	0,379	0,239	0,376	0,306	0,370	0,334
CP10						
A	0,174	0,124	0,252	0,224	0,214	0,197
B	0,268	0,140	0,355	0,278	0,286	0,265
C	0,284	0,164	0,496	0,269	0,354	0,331

Quadro III- Prensagem com dispositivo RS / polimerização imediata.

Corte	Pontos referenciais					Média CP1
	a	b	c	d	e	
A	0,132	0,030	0,048	0,070	0,251	0,106
B	0,190	0,130	0,198	0,060	0,335	0,182
C	0,241	0,152	0,171	0,167	0,459	0,235
CP2						
A	0,150	0,051	0,052	0,071	0,171	0,099
B	0,177	0,036	0,161	0,067	0,185	0,125
C	0,270	0,044	0,181	0,105	0,312	0,182
CP3						
A	0,208	0,046	0,043	0,078	0,214	0,117
B	0,159	0,055	0,130	0,061	0,325	0,146
C	0,500	0,110	0,181	0,181	0,335	0,261
CP4						
A	0,215	0,044	0,130	0,066	0,236	0,138
B	0,327	0,125	0,161	0,091	0,347	0,210
C	0,451	0,132	0,231	0,145	0,389	0,269
CP5						
A	0,173	0,050	0,073	0,057	0,192	0,109
B	0,183	0,058	0,091	0,068	0,199	0,119
C	0,203	0,127	0,174	0,174	0,236	0,182
CP6						
A	0,135	0,067	0,077	0,086	0,314	0,135
B	0,156	0,072	0,092	0,178	0,374	0,174
C	0,209	0,121	0,215	0,183	0,390	0,223
CP7						
A	0,189	0,073	0,087	0,079	0,223	0,130
B	0,220	0,097	0,112	0,124	0,416	0,193
C	0,416	0,116	0,125	0,170	0,337	0,232
CP8						
A	0,189	0,055	0,078	0,088	0,220	0,126
B	0,192	0,067	0,170	0,110	0,361	0,180
C	0,199	0,134	0,173	0,140	0,394	0,208
CP9						
A	0,192	0,074	0,088	0,094	0,205	0,130
B	0,203	0,098	0,115	0,183	0,352	0,190
C	0,312	0,121	0,134	0,198	0,421	0,237
CP10						
A	0,169	0,076	0,091	0,088	0,224	0,129
B	0,202	0,101	0,120	0,171	0,349	0,188
C	0,314	0,139	0,183	0,183	0,411	0,246

Quadro IV- Prensagem com dispositivo RS / polimerização após 6 horas.

Corte	Pontos referenciais					Média CP1
	a	b	c	d	e	
A	0,159	0,070	0,078	0,098	0,121	0,105
B	0,076	0,076	0,131	0,064	0,176	0,124
C	0,231	0,089	0,165	0,087	0,263	0,167
CP2						
A	0,103	0,081	0,107	0,114	0,255	0,132
B	0,261	0,098	0,128	0,165	0,208	0,172
C	0,283	0,123	0,228	0,128	0,333	0,219
CP3						
A	0,221	0,091	0,110	0,116	0,222	0,152
B	0,231	0,099	0,133	0,175	0,204	0,168
C	0,254	0,111	0,232	0,135	0,316	0,209
CP4						
A	0,225	0,096	0,105	0,121	0,201	0,149
B	0,242	0,121	0,131	0,171	0,206	0,174
C	0,272	0,125	0,235	0,131	0,317	0,216
CP5						
A	0,134	0,053	0,115	0,090	0,291	0,136
B	0,130	0,087	0,135	0,093	0,216	0,132
C	0,255	0,093	0,177	0,114	0,272	0,182
CP6						
A	0,253	0,115	0,078	0,101	0,232	0,155
B	0,272	0,081	0,137	0,074	0,286	0,170
C	0,288	0,092	0,171	0,095	0,273	0,183
CP7						
A	0,220	0,108	0,069	0,086	0,254	0,147
B	0,272	0,062	0,141	0,091	0,282	0,169
C	0,281	0,110	0,194	0,131	0,355	0,214
CP8						
A	0,200	0,095	0,056	0,073	0,240	0,132
B	0,255	0,055	0,194	0,080	0,212	0,159
C	0,263	0,103	0,200	0,118	0,336	0,204
CP9						
A	0,205	0,075	0,076	0,065	0,218	0,127
B	0,142	0,089	0,143	0,079	0,246	0,139
C	0,279	0,107	0,250	0,159	0,322	0,223
CP10						
A	0,194	0,077	0,074	0,073	0,236	0,130
B	0,132	0,094	0,153	0,080	0,258	0,143
C	0,267	0,098	0,233	0,121	0,290	0,201

## 2- Análise estatística

CÓDIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSÁVEL: RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: DESAJUSTES

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	PRENSAG
B	TEMPO
C	CORTE

### QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
PRENSAG	1	0.0643110	0.0643110	78.5952	0.00001
TEMPO	1	0.0002703	0.0002703	0.3303	0.57369
CORTE	2	0.2459659	0.1229829	150.2989	0.00001
PRE x TEM	1	0.0010559	0.0010559	1.2904	0.25732
PRE x COR	2	0.0123569	0.0061784	7.5507	0.00119
TEM x COR	2	0.0014543	0.0007271	0.8886	0.58300
PRE x TEM x CORTE	2	0.0073819	0.0036909	4.5108	0.01301
RESÍDUO	108	0.0883716	0.0008183.		
TOTAL	119	0.4211677.			

MÉDIA GERAL = 0.192050

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 14.895%

### TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	60	0.215200	0.215200	a	A
2	2	DISPOSIT	60	0.168900	0.168900	b	B.

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.

D.M.S. 5% = 0.01032

D.M.S. 1% = 0.01362

### TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	30	0.213733	0.213733	a	A
2	2	DISPOSIT	30	0.173367	0.173367	b	B.

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DE 6 HORAS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	30	0.216667	0.216667	a	A
2	2	DISPOSIT	30	0.164433	0.164433	b	B.

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.  
D.M.S. 5% = 0.01459      D.M.S. 1% = 0.01926

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DO CORTE -A DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	20	0.151400	0.151400	a	A
2	2	DISPOSIT	20	0.129200	0.129200	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DO CORTE -B DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	20	0.207700	0.207700	a	A
2	2	DISPOSIT	20	0.162850	0.162850	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DO CORTE -C DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	20	0.286500	0.286500	a	A
2	2	DISPOSIT	20	0.214650	0.214650	b	B.

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.  
D.M.S. 5% = 0.01787      D.M.S. 1% = 0.02359

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR TEMPO E CORTE -A DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	10	0.160000	0.160000	a	A
2	2	DISPOSIT	10	0.121900	0.121900	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR TEMPO E CORTE -B DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	10	0.195300	0.195300	a	A
2	2	DISPOSIT	10	0.170700	0.170700	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR TEMPO E CORTE -C DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	10	0.285900	0.285900	a	A
2	2	DISPOSIT	10	0.227500	0.227500	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DE 6 HORAS DO FATOR TEMPO E CORTE -A DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	10	0.142800	0.142800	a	A
2	2	DISPOSIT	10	0.136500	0.136500	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DE 6 HORAS DO FATOR TEMPO E CORTE -B DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	10	0.220100	0.220100	a	A
2	2	DISPOSIT	10	0.155000	0.155000	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG  
DENTRO DE 6 HORAS DO FATOR TEMPO E CORTE -C DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	NORMAL	10	0.287100	0.287100	a	A
2	2	DISPOSIT	10	0.201800	0.201800	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.  
D.M.S. 5% = 0.01787      D.M.S. 1% = 0.02359

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	IMEDIATA	60	0.193550	0.193550	a	A
2	2	6 HORAS	60	0.190550	0.190550	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.  
D.M.S. 5% = 0.01032      D.M.S. 1% = 0.01362

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE NORMAL DO FATOR PRENSAG

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	1	IMEDIATA	30	0.213733	0.213733	a	A
1	2	6 HORAS	30	0.216667	0.216667	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE DISPOSITIVO DO FATOR PRENSAG

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	IMEDIATA	30	0.173367	0.173367	a	A
2	2	6 HORAS	30	0.164433	0.164433	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.  
D.M.S. 5% = 0.01459      D.M.S. 1% = 0.01926

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE CORTE -A DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	IMEDIATA	20	0.140950	0.140950	a	A
2	2	6 HORAS	20	0.139650	0.139650	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE CORTE -B DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	1	IMEDIATA	20	0.183000	0.183000	a	A
1	2	6 HORAS	20	0.187550	0.187550	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE CORTE -C DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	IMEDIATA	20	0.256700	0.256700	a	A
2	2	6 HORAS	20	0.244450	0.244450	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.  
D.M.S. 5% = 0.01787      D.M.S. 1% = 0.02359

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE NORMAL DO FATOR PRENSAG E CORTE-A DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	IMEDIATA	10	0.160000	0.160000	a	A
2	2	6 HORAS	10	0.142800	0.142800	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE NORMAL DO FATOR PRENSAG E CORTE-B DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	1	IMEDIATA	10	0.195300	0.195300	a	A
1	2	6 HORAS	10	0.220100	0.220100	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE NORMAL DO FATOR PRENSAG E CORTE-C DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	1	IMEDIATA	10	0.285900	0.285900	a	A
1	2	6 HORAS	10	0.287100	0.287100	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE DISPOSITIVO DO FATOR PRENSAG E CORTE-A DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	1	IMEDIATA	10	0.121900	0.121900	a	A
1	2	6 HORAS	10	0.136500	0.136500	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE DISPOSITIVO DO FATOR PRENSAG E CORTE-B DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	IMEDIATA	10	0.170700	0.170700	a	A
2	2	6 HORAS	10	0.155000	0.155000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO  
DENTRO DE DISPOSITIVO DO FATOR PRENSAG E CORTE-C DO FATOR CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	IMEDIATA	10	0.227500	0.227500	a	A
2	2	6 HORAS	10	0.201800	0.201800	b	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.

D.M.S. 5% = 0.02527      D.M.S. 1% = 0.03336

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	CORTE-C	40	0.250575	0.250575	a	A
2	2	CORTE-B	40	0.185275	0.185275	b	B
3	1	CORTE-A	40	0.140300	0.140300	c	C

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.

D.M.S. 5% = 0.01516      D.M.S. 1% = 0.01892

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE  
DENTRO DE NORMAL DO FATOR PRENSAG

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	CORTE-C	20	0.286500	0.286500	a	A
2	2	CORTE-B	20	0.207700	0.207700	b	B
3	1	CORTE-A	20	0.151400	0.151400	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE  
DENTRO DE DISPOSITIVO DO FATOR PRENSAG

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	CORTE-C	20	0.214650	0.214650	a	A
2	2	CORTE-B	20	0.162850	0.162850	b	B
3	1	CORTE-A	20	0.129200	0.129200	c	C

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.

D.M.S. 5% = 0.02144      D.M.S. 1% = 0.02676

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE  
DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	CORTE-C	20	0.256700	0.256700	a	A
2	2	CORTE-B	20	0.183000	0.183000	b	B
3	1	CORTE-A	20	0.140950	0.140950	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE  
DENTRO DE 6 HORAS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	CORTE-C	20	0.244450	0.244450	a	A
2	2	CORTE-B	20	0.187550	0.187550	b	B
3	1	CORTE-A	20	0.139650	0.139650	c	C

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.  
D.M.S. 5% = 0.02144      D.M.S. 1% = 0.02676

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE  
DENTRO DE NORMAL DO FATOR PRENSAG E IMEDIATA DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	CORTE-C	10	0.285900	0.285900	a	A
2	2	CORTE-B	10	0.195300	0.195300	b	B
3	1	CORTE-A	10	0.160000	0.160000	c	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE  
DENTRO DE NORMAL DO FATOR PRENSAG E 6 HORAS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	CORTE-C	10	0.287100	0.287100	a	A
2	2	CORTE-B	10	0.220100	0.220100	b	B
3	1	CORTE-A	10	0.142800	0.142800	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE  
DENTRO DE DISPOSITIVO DO FATOR PRENSAG E IMEDIATA DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	CORTE-C	10	0.227500	0.227500	a	A
2	2	CORTE-B	10	0.170700	0.170700	b	B
3	1	CORTE-A	10	0.121900	0.121900	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CORTE  
DENTRO DE DISPOSITIVO DO FATOR PRENSAG E 6 HORAS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	CORTE-C	10	0.201800	0.201800	a	A
2	2	CORTE-B	10	0.155000	0.155000	b	B
3	1	CORTE-A	10	0.136500	0.136500	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI.  
D.M.S. 5% = 0.03032      D.M.S. 1% = 0.03785