



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



RICARDO TEIXEIRA ABREU

Cirurgião Dentista

**INFLUÊNCIA DE GESSOS DE INCLUSÃO E TEMPOS PÓS-
PRENSAGEM NA ADAPTAÇÃO DE BASES DE PRÓTESE
TOTAL SUPERIOR POLIMERIZADAS COM ENERGIA DE
MICROONDAS**

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

Piracicaba

2002



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



RICARDO TEIXEIRA ABREU

Cirurgião Dentista

**INFLUÊNCIA DE GESSOS DE INCLUSÃO E TEMPOS PÓS-
PRENSAGEM NA ADAPTAÇÃO DE BASES DE PRÓTESE
TOTAL SUPERIOR POLIMERIZADAS COM ENERGIA DE
MICROONDAS**

Orientador: Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti

Co-Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

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

Piracicaba

2002

DEDICO ESTE TRABALHO

À memória dos meus avós Francisco Juraci Teixeira e Theotônio Gadelha de Abreu, que apesar de todo apoio dado a esta fase de minha vida não puderam estar presente à sua conclusão.

Aos meus pais Vânia e Henrique Sérgio, que sem medir esforços souberam educar seus filhos com amor e bom senso, firmando bases sólidas que sempre sustentaram um ambiente familiar alegre e agradável.

Aos meus irmãos Regis, Natalia e Nara, sempre companheiros, confidentes e acima de tudo amigos.

À Carolina Lucena, pelo amor, incentivo, compreensão e abdicção durante a maior parte deste trabalho.

MINHA ESPECIAL GRATIDÃO

Ao Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela confiança e orientação deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, incansável mestre, pela co-orientação deste trabalho e incessante incentivo científico.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Assistente Doutor da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pelo reconhecimento, ensinamento e sobretudo pela amizade, 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.

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

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretí, da Área Materiais dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela elaboração da análise estatística.

Aos Profs. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo e Guilherme Elias Persanha Henriques, da Área Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos e agradável convivência.

Aos meus colegas da Área Prótese Noéli, Rodrigo, Daniela, Cláudio, Guilherme, Juliana, Emilena, Luiz Augusto, Laís, Margareth, Giuliana, Silvia, Alexandre, Alessandra, Rafael e Maurício.

Aos meus amigos do curso de Pós-Graduação Raphael, Bruno, Denise, Renato, Stenio, Fernando, Luciana e Robert.

Aos meus amigos Emerson, Rafael, Guillermo, Flávio, Gabriela, Lucio, Adriano, Jaime, Luciana, Alexandre e Xis.

À Cleide Fernandes e Otávio Pereira, técnicos da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela colaboração eficaz no laboratório.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	2
1 - INTRODUÇÃO.....	3
2 - REVISÃO DE LITERATURA.....	7
3 - PROPOSIÇÃO.....	52
4 - MATERIAIS E MÉTODO.....	53
4.1 - Materiais.....	53
4.2 - Método.....	55
4.2.1 - Preparo dos corpos de prova.....	55
4.2.1.1 – Confeção dos modelos de gesso.....	55
4.2.1.2 – Confeção das bases de cera.....	56
4.2.1.3 – Inclusão do conjunto modelo-base e eliminação da cera.....	57
4.2.2 – Prensagem e polimerização.....	60
4.2.3 – Abertura das muflas, remoção e acabamento das bases.....	62
4.2.4 – Fixação das bases de prótese.....	62
4.2.5 – Recorte do conjunto base de prótese-modelo.....	63
4.2.6 – Avaliação da alteração dimensional.....	64
5 - RESULTADOS.....	66
6 - DISCUSSÃO.....	72
7 - CONCLUSÃO.....	80
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	81
APÊNDICE.....	91

RESUMO

Este trabalho verificou a adaptação de bases de prótese total superior quando influenciada pelo tipo de gesso de inclusão (III e IV) e pelo tempo pós-prensagem (imediate e 24 horas), utilizando a resina acrílica termoativada VipiWave para uso em microondas. Foram confeccionados 40 modelos em gesso pedra tipo III e sobre eles bases com duas lâminas de cera rosa nº 7. Os conjuntos modelo/base de cera foram separados aleatoriamente em quatro grupos de 10 elementos. Após o processamento (20 minutos com 10% e 5 minutos com 30% da potência do forno), as bases e resina foram removidas cuidadosamente dos modelos e realizado o acabamento. As bases foram então reposicionadas e fixadas nos modelos com adesivo instantâneo. O conjunto base/modelo foi seccionado em três regiões num dispositivo para seccionamento transversal, correspondendo à distal de caninos (A), mesial de primeiros molares (B) e região palatina posterior (C). O nível de desajuste entre a base de resina e o modelo de gesso foi medido com microscópio comparador Olympus com capacidade de medição de 0,0005 mm em cinco pontos referenciais para cada corte transversal. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). Os maiores e menores níveis médios de desajuste foram obtidos com o gesso pedra tipo III, sendo os maiores no tempo pós-prensagem imediato (0,155 mm) e os menores no tempo pós-prensagem 24 horas (0,109 mm), com diferença estatística significativa ($p < 0,05$). Os valores intermediários foram observados no gesso tipo IV com os tempos pós-prensagem imediato (0,125 mm) e 24 horas (0,130 mm), que não apresentaram diferença estatística significativa entre si. Todas as regiões dos cortes apresentaram níveis médios de desajuste com diferença estatística significativa quando comparadas. O menor nível médio de desajuste ocorreu na região do corte A (0,082 mm), seguido dos cortes B (0,133 mm) e C (0,174 mm).

ABSTRACT

This study evaluated the influence of the flasking plaster stone (III and IV) and the post-pressing time (immediate and 24 hours), on the complete maxillary denture bases adaptation made with VipiWave acrylic resin. Forty casts were made in type III plaster stone and the bases made with two wax plates in thickness of 0.7 mm. The stone cast/wax base sets were divided randomly in four groups of 10 elements and flaked in microwaveable plastic flasks. After the base processing (20 minutes at 10% plus 5 minutes at 30% of microwave potency), the resin bases were carefully removed from the stone casts and had its excess removed. The bases were repositioned and fixed to the stone cast with instantaneous adhesive. The stone cast/resin base set was transversally sectioned in the three zones, corresponding to distal of canines (A), mesial of first molars (B) and posterior palatal zone (C). The adjustment was measured with an Olympus linear comparator microscope with a measurement accuracy of 0.0005 mm in five referential points for each transverse cut. The data were submitted to the ANOVA and Tukey's test (5%). The best and the worst medium levels of adaptation were obtained with type III plaster stone, being the best with the post-pressing time of 24 hours (0.109 mm) and the worst in the immediate post-pressing time (0.155 mm), with significant statistical difference ($p < 0.05$). The intermediate medium levels were obtained with type IV plaster stone with the immediate (0.125 mm) and 24 hours (0.130 mm) post-pressing time, witch showed no significant statistical difference. All three cuts presented medium levels of adjustment with significant statistical difference ($p < 0.05$) when compared. The best medium level of adaptation was at cut A (0.082 mm), followed by cut B (0.133 mm) and cut C (0.174 mm).

1. Introdução

As resinas acrílicas para uso de bases de prótese têm sido exaustivamente estudadas desde a introdução na Odontologia, em 1936, como substitutas da vulcanite, material utilizado até essa época. Diversos autores, como SWEENEY (1939); KERN (1941); TAYLOR (1941), estudaram as propriedades da resina acrílica, relatando ser um material satisfatório para a confecção de próteses, pois era superior aos demais em todas as propriedades mecânicas, bem como na facilidade de processamento, estética e estabilidade de cor. Em 1949, SPENCER & GARIAEFF ainda acrescentaram que a resina acrílica possuía facilidade de manutenção e reparo, maior condutibilidade térmica e maior resistência ao crescimento bacteriano.

Além de diretamente relacionada com a manutenção da saúde dos tecidos de suporte, ficou bem estabelecido que a função retentiva da prótese total relaciona-se o com nível de adaptação da base às áreas de suporte, e quanto melhor for a adaptação, mais estável e retentiva será a prótese, proporcionando maior conforto e eficiência mastigatória ao paciente (PHILLIPS, 1993).

Desde o surgimento do metil metacrilato, muitas resinas passaram a ser encontradas no mercado, cada qual com uma particularidade diferente quanto ao tipo de ativação, como química (SKINNER, 1951), água aquecida (WOELFEL *et al.*, 1962), energia de microondas (NISHII, 1968), calor seco (GAY & KING, 1979), água em ebulição (POLYZOIS *et al.*, 1987) e luz visível (TAKAMATA *et al.*, 1989).

Uma linha de pesquisa recente, abordando a influência de diferentes tipos de processamento e as propriedades do polímero de metil metacrilato, tem voltada atenção particular ao uso da energia de microondas como método de ativação térmica da resina, que tem se caracterizado como um método simples e prático de polimerização. Entretanto, o processamento por energia de microondas ainda mantém inúmeras dúvidas, como aquela que se refere à influência do aquecimento brusco na desadaptação das bases de próteses (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1995).

Com base na quantidade de resinas e materiais utilizados na confecção das próteses, pesquisadores vêm buscando melhores e mais seguras variações de procedimentos nas técnicas de processamento, na tentativa de melhorar as características físicas da resina acrílica, com o objetivo de minimizar, principalmente, as alterações dimensionais que ocorrem na polimerização (PEYTON, 1950 e PEYTON & ANTHONY, 1963), como por exemplo, por meio da variação de materiais de inclusão (SYKORA & SUTOW, 1996; ANUSAVICE, 1998; ALMEIDA, 2001) e de diferentes tempos pós-prensagem (KIMPARA & MUENCH, 1996; GOMES *et al.*, 1998; CONSANI, 2000; BORGES, 2001; PADOVAN *et al.*, 2001; CONSANI *et al.*, 2002a).

Muitos estudos foram feitos sobre a expansão térmica, expansão de presa, resistência e outras propriedades do gesso, mas muito pouco se sabe sobre as alterações dimensionais que ocorrem nestes produtos durante o processamento, principalmente pelo fato da precisão final da restauração protética ser dependente em grande parte das alterações dimensionais que ocorrem nos materiais de inclusão (SWEENEY & TAYLOR, 1950).

Quando um hemiidrato, na forma de α ou β é misturado com água, ocorre uma reação química exotérmica, transformando-o em diidrato. De acordo com CRAIG, 1989, a quantidade de água de mistura é maior que a quantidade necessária para a reação química (18,61 mL de água para 100 g de diidrato). Para facilitar a manipulação, o excesso de água adicionado à mistura não entra na reação química e evapora, deixando posteriormente vazios na massa do material.

Assim sendo é fundamental a necessidade de conciliar duas propriedades importantes do gesso, sob certo ponto antagônicas na maneira de serem conseguidas: resistência mecânica elevada e fluidez suficiente para que a mistura possa reproduzir os detalhes de uma superfície. Então o operador deve estar ciente que, ao ganhar em resistência, perderá em fluidez da mistura e vice-versa (ABREU *et al.*, 1971).

Apesar de haver poucos estudos enfocando a importância do tempo de descanso entre prensagem e polimerização da resina acrílica, é possível observar na literatura que ainda não há consenso formado entre os autores. PEYTON (1950) e GOMES *et al.* (1998) acreditavam que o fator tempo de espera para o início da polimerização exercia influência positiva na magnitude das discrepâncias dimensionais ocorridas na base da resina acrílica, permitindo melhor escoamento da massa de resina no interior do molde de gesso, o que facilitava a liberação de tensões internas antes da polimerização. CONSANI *et al.* (2002a) verificaram que o menor desajuste da base era obtido no tempo pós-prensagem de 12 horas e o maior no tempo imediato, quando foi estudada a interação estágio da resina e tempo pós-prensagem. No entanto, resultados anteriores relatados por KIMPARA & MUENCH (1996) e CONSANI *et al.* (2000) não mostraram a influência do tempo pós-prensagem na adaptação das bases de prótese total, quando analisaram a influência dos tipos de processamento e do dispositivo RS de contenção,

respectivamente. PADOVAN (2001), utilizando a resina QC-20 de ciclo rápido de polimerização, concluiu que o tempo pós-prensagem de 24 horas produzia maior desajuste da base, com diferença estatística significativa quando comparado com o tempo imediato, em diferentes ciclos de polimerização.

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 de resina e modelo de gesso, são associações de ocorrências que diminuem a qualidade de adaptação da prótese total (TAKAMATA & SETCOS, 1989). Além das alterações no processamento, algumas das pesquisas mais recentes têm mostrado que a adaptação da base de prótese total ao modelo de gesso pode ser influenciada ainda pela espessura da base (STRATEN, 1991) e pela forma geométrica do palato (SYKORA & SUTOW, 1993; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999), contudo sem interferência do ciclo de polimerização (ALMEIDA *et al.* 1999). Entretanto, as discrepâncias de adaptação que ocorriam na resina, promovidas pelas diferentes técnicas, dificilmente podiam ser corrigidas após o processamento da base (CHEN *et al.*, 1988; WONG *et al.*, 1999).

Pouco tem se estudado sobre a interação material de inclusão e tempo pós-prensagem na estabilidade dimensional das bases de próteses totais, com o objetivo de melhorar a adaptação ao modelo de gesso, principalmente na região palatina posterior, onde se encontra o maior grau de deficiência de adaptação (PADOVAN *et al.*, 1999). Portanto, seria conveniente verificar a influência de gessos de inclusão e tempos pós-prensagem de uma resina acrílica termoativada por energia de microondas na adaptação de bases de próteses totais superiores.

2. Revisão de Literatura

SWEENEY, em 1939, estudou as propriedades da resina acrílica em relação aos outros materiais utilizados na confecção de bases de próteses totais, relatando que dentre os materiais plásticos a resina parecia ser o material mais satisfatório para a confecção de próteses totais pois era superior à vulcanite em todas as propriedades mecânicas, bem como na facilidade de processamento, estética e estabilidade de cor. Ele investigou as propriedades físicas da resina acrílica (metil-metacrilato) quando estocadas por diferentes períodos de tempo, sob técnicas diversas de polimerização e temperatura. O autor concluiu que a prótese total expandia quando imersa em água e contraía quando exposta ao ar. Após imersão em água por 15 dias, ao ser recolocada sobre o modelo, a base não se adaptou com precisão e verificou-se espaço de 1 a 2 mm entre a base e o modelo na região palatina. Segundo o autor, as mudanças dimensionais eram reversíveis, isto é, quando uma prótese era alternadamente submetida à umidade e ressecamento, ela retornava à sua dimensão original.

KERN, em 1941, estudou os materiais para base de dentaduras, representados por três grupos: acrílico, vinil acrílico 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. Sob condições de umidade e simulando a temperatura da boca, todos os materiais mostraram mudanças

dimensionais na extensão lateral e profundidade do palato, indicando expansão, exceto a vulcanite que mostrou contração. 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.

TAYLOR, em 1941, publicou um artigo no qual discorreu sobre diversas características da resina ressaltando aspectos quanto à sua manipulação, comparando-a com outros produtos utilizados na época para a confecção de bases de próteses totais. Neste, relacionou a desadaptação das próteses não apenas como processo de polimerização, mas também com a pressão estabelecida durante a prensagem e o processamento. Estudando a adaptabilidade no bordo posterior de bases confeccionadas com acrílico, fenol formaldeído e borracha, considerou o acrílico tão bom quanto o fenol formaldeído, e embora ambos tenham apresentado menor adaptação que a borracha, clinicamente esta diferença tomou-se imperceptível. Este autor relatou ainda que a sorção de água apresentada por uma resina pode produzir alterações da base da prótese em cerca de 1 % ou mais.

Tecendo comentários sobre o uso das resinas acrílicas em Odontologia, SKINNER, em 1949, considerou a resina acrílica o melhor material para a confecção de bases de prótese total pela grande fidelidade em imitar os tecidos moles da boca, facilidade de limpeza e cuidados de higiene, e pela simplicidade no processamento quando comparada as resinas industriais. Entretanto, um completo conhecimento dos princípios químicos e físicos envolvidos foi essencial para se obter bons resultados. Ele 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, não apresentando significado clínico.

Em 1949, SPENCER & GARIEFF revisando a literatura comparam as vantagens do uso de plásticos sobre a vulcanite, que segundo os autores eram: 1) facilidade de manipulação e reparo, 2) maior condução térmica, 3) resistência ao crescimento bacteriano, 4) translucidez e estabilidade de cor, 5) menor permeabilidade nos fluidos orais e 6) menor contração de processamento. As vantagens da vulcanite sobre o plástico eram: maior tolerância aos tecidos orais. Os autores concluíram que os plásticos, quando adequadamente processados, tinham vantagens definitivas sobre a vulcanite.

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

PEYTON, em 1950, comparou diferentes métodos de processamento de resinas para base de dentadura, como calor seco, desenvolvido por duas placas aquecidas eletricamente e aplicadas na mufla sob compressão; luz infravermelha; estufa; indução de calor por gerador eletrônico; vapor d'água; e, o tradicional banho de água. 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. Após polimerização e resfriamento das bases de próteses à temperatura ambiente, a dureza e a contração linear foram analisadas 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. Segundo o autor, a maior dificuldade nesse processo era o controle da temperatura de polimerização, que para a maioria dos produtos era de 71°C a 75°C, sendo a ideal 74°C.

As propriedades físicas da resina para base de dentaduras foram estudadas por SKINNER, em 1951. Ele 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.

Com esta mesma preocupação, MAHLER, em 1951, estudando próteses totais processadas por técnica de compressão, observou que pode ocorrer aumento na Dimensão Vertical de Oclusão em cerca de 0,5 a 1,0 mm após o processamento da prótese. Esta alteração pode ser motivada pelas seguintes razões: a) o tipo de

gesso, pois menores alterações foram observadas quando foi utilizado na inclusão o gesso pedra em lugar do gesso comum; b) a pressão exercida na compressão do molde; c) a própria resina, que no fechamento final da mufla, apresenta resistência interna e viscosidade suficiente para promover severas distribuições de força na prótese ainda não totalmente polimerizada.

O efeito dos processos de prensagem sobre algumas propriedades da resina acrílica foi estudado por GRUNEWALD *et al.*, em 1952. Foram investigadas as seguintes técnicas: 1) Inclusão por injeção; 2) Inclusão por injeção modificada; 3) Inclusão por injeção, usando o equipamento da Luxene; 4) Inclusão por compressão; 5) inclusão por compressão utilizando um soldador de feno: o calor foi fornecido por um soldador de ferro. 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.

MAHLER & ASGARZADEH, em 1953, analisaram a contração volumétrica dos materiais a base de gesso durante a presa. Relataram que, quando o hemiidrato de sulfato de cálcio é misturado com a água, se converte em diidrato

de sulfato de cálcio e durante a presa do material há verdadeiramente contração da massa. O aumento dimensional destes materiais durante a presa, comumente chamado expansão de presa, deve ser devido à formação de porosidade no interior da massa e a tensão imposta pelo crescimento dos cristais.

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 observaram que o contorno das bases superiores era limitado aproximadamente ao terço médio das áreas dos flancos laterais, mas anteriormente incluía toda área do flanco anterior. O afastamento do palato na região do segundo molar era relativamente constante, entre 0,22 a 0,27 mm. Afastamento maior entre 0,55 mm ocorreu ao longo das bordas laterais, diminuindo anteriormente para 0,22 mm na linha 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 muito 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.

Em 1960, MAHLER & ADY, estudaram o fenômeno da expansão higroscópica de presa do gesso. Os testes conduzidos foram especificamente direcionados para determinar a magnitude da quantidade de água adicionada e sua influência em relação à expansão higroscópica de presa. Os autores concluíram que: A) a expansão de presa está relacionada à tensão superficial do líquido da mistura; B) as forças de tensão superficial, quando introduzidas, inibem a expansão de presa e vice-versa; C) o volume do excesso de água adicionada é igual ao volume final da expansão higroscópica de presa; e D) adicionando líquidos que não seja água, a magnitude da expansão higroscópica de presa não muda.

WOELFEL *et al.*, em 1960, investigaram a alteração dimensional de 12 materiais utilizados para base de dentadura e 4 tipos de próteses totais: superiores espessas e finas; inferiores espessas e finas. 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. 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.

HENRY & PHILLIPS, em 1961, estudaram a influência do tipo de partícula do gesso na reprodução de detalhes. Foram utilizadas quatro marcas de gesso tipo II, sem aceleradores ou retardadores, espatulados a vácuo e vertidos no interior do molde sob vibração. Segundo os autores, embora nenhum dos produtos ensaiados tenha reproduzido por completo os detalhes do molde, a reprodutibilidade foi aumentada quando o tamanho da partícula do gesso foi reduzido. Entretanto, existem outros fatores, além do tamanho da partícula do gesso, que podem influenciar na reprodução de detalhes dos moldes.

Em 1962, novamente WOEFEL *et al.* analisaram as alterações dimensionais de próteses espessas e finas, superiores e inferiores, feitas com oito tipos de resinas acrílicas, um poliestireno, um copolímero de vinilacrílico, uma resina epóxi e uma borracha dura, que foram: a) armazenadas em água a 23°C durante 12 a 35 meses; b) secas três semanas em um dessecador; c) colocadas em água por três semanas; e, d) aquecidas em água por 30 minutos, de 50 a 100°C em intervalos de 10 graus. Concluíram que os ciclos de umidificação, secagem e reumidificação, feitos nos acrílicos e outras resinas, não causaram qualquer

distorção permanente significativa. Menos distorção ocorreu em dentaduras espessas do que nas finas depois de aquecidas até 100°C. As próteses mais espessas não distorceram muito quando secas e reumificadas.

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: resina termopolimerizável convencional; resina autopolimerizável; vulcanite; porcelana; liga de cromo-cobalto; resina epóxica; polimetil metacrilato em forma de gel; acrílicos de polivinil e poliestireno, processados pela técnica de injeção do molde e por compressão. Com o auxílio de um dispositivo pantográfico comparador, mediam o espaço entre as bases e os modelos padrão. Cada material foi manipulado de acordo com as instruções dos fabricantes, e as próteses armazenadas em água à temperatura ambiente durante 24 horas e 8 meses. Os autores verificaram a adaptação das próteses através de medições pantográficas, compensando as medidas entre o contorno das próteses e

aqueles do molde de impressão, em 9 pontos. Os autores concluíram que as próteses com melhor adaptação foram aquelas confeccionadas com resinas quimicamente polimerizáveis. As resinas termicamente ativadas foram consideradas aceitáveis, apesar da contração observada. As próteses processadas através de injeção do molde mostraram maior contração em relação aos demais materiais, devido à alta temperatura de polimerização. O maior desajuste foi observado na região palatina posterior devido, principalmente, à contração lateral da borda da base. Verificaram ainda que, quando as mesmas foram armazenadas em água por 8 meses, ocorreu aumento em sua adaptabilidade.

Em 1963, PEYTON & ANTHONY relataram a evolução do processamento de dentaduras por diferentes técnicas. 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. A prótese total mais exata foi confeccionada com resina quimicamente polimerizável, mesmo quando estocada em água por um período longo. A termo-polimerizada foi considerada boa, e a de injeção foi similar às outras. Concluíram também que a evolução dos métodos de processamento não promoveu resultados de adaptação bem definidos, por causa do envolvimento de muitos outros fatores.

COMBE & SMITH, em 1964, investigaram algumas propriedades dos gessos entre elas: consistência, tempo de presa e expansão, velocidade de

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

WOELFEL *et al.*, em 1965, realizaram uma avaliação clínica, num período de 3 a 6 anos, de 63 próteses totais confeccionadas com 11 tipos de materiais. 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.

KRUSNER & MICHMAN, em 1967, analisaram as alterações dimensionais iniciais do gesso Paris durante a presa e o efeito de uma restrição na

contração inicial. Segundo os autores, a expansão normal de presa dos produtos à base de gesso é sempre precedida de contração inicial. Esta, por sua vez, parece depender da composição e manipulação do gesso, podendo ser modificada pela temperatura e umidade. Dois métodos para determinar a alteração dimensional linear foram usados: uma modificação do método horizontal e o banho de mercúrio. Os autores concluíram que, as diferentes restrições alteram linearmente a magnitude da contração inicial, mas não alteram o tempo em que a contração alcança seu pico, ou seja, tempo em que a expansão de presa começa. Também observaram que a perda do brilho, presa inicial de Vicat e a contração inicial ocorrem ao mesmo tempo. Segundo os autores, o tempo em que a contração inicial alcança seu pico pode ser usado como ponto de referência para medir a expansão normal de presa do gesso.

NISHII, em 1968, relatou pela primeira vez o método de polimerização por microondas, chamado método de aquecimento dielétrico, onde o calor era imediata e uniformemente transferido tanto para a superfície como para as partes internas da resina acrílica. O forno de microondas gerava ondas eletromagnéticas, que eram transferidas para a câmara de polimerização em ondulações e então irradiada. O autor utilizou amostras de resina acrílica convencional, medindo 65,0 X 13,0 X 9,0 mm, polimerizadas com tempos de irradiação de 9, 10, 11 e 12 minutos, e verificou as seguintes propriedades físicas: 1) Sorção de água; 2) Dureza Brinell; 3) Resistência à tração; 4) Resistência transversa e Deflexão transversa; 5) Repetição da deflexão transversa com o método de Kato - 1968; 7) Resistência à retenção de dentes artificiais, com a aplicação de carga com velocidade de 13 Kg por minuto até a fratura; 8) Adaptação das bases das próteses com a interposição de material elástico entre a base e o modelo. A adaptação foi

verificada com microscópio comparador em nove pontos diferentes localizados na borda posterior da região palatina. Os resultados mostraram que a adaptação da base curada por processamento de microondas (11 minutos) foi igual às processadas por técnicas comuns. As amostras úmidas, irradiadas por 10 minutos, mostraram melhor adaptação. Uma polimerização livre de porosidade pode ser obtida com muflas perfuradas, diminuindo a energia de alta frequência. De acordo com os resultados, a porção central do palato mostrou a maior desadaptação.

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

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.

ABREU *et al.*, em 1971, se propuseram a estudar algumas propriedades do gesso pedra, em função da experiência do operador e da relação pó/líquido. utilizando duas técnicas na obtenção da proporção pó/líquido (denominada pelos autores de correta e incorreta), e dois grupos de operadores (qualificados em experimentados e não experimentados), os autores observaram a influência dessas variáveis nas propriedades de consistência, resistência à compressão e à tração de dois gessos pedra nacionais do tipo III. A mistura de água e gesso, foi aglutinada durante 30 segundos, manipulada manualmente por 60 segundos e vazada, sob vibração, nos moldes. Segundo os autores, teoricamente, a quantidade mínima de água necessária para converter o hemidrato de sulfato de cálcio em diidrato é de 18,62% em peso. Todavia na prática, uma mistura com 20% de água resulta em um

produto com características que impossibilitam o seu uso, principalmente aquelas relacionadas com sua consistência e fluidez. Água em excesso é sempre adicionada para possibilitar uma mistura suficientemente fluida, e a quantidade necessária varia de acordo com o tipo de gesso empregado. Por outro lado, a quantidade de água utilizada na mistura dos gessos constitui-se no mais importante fator na determinação da resistência final do produto. Portanto, é de importância fundamental a necessidade de conciliar duas propriedades importantes do gesso sob certo ponto antagônicas em sua maneira de serem conseguidas: resistência mecânica elevada e fluidez suficiente para que a mistura gesso/água possa reproduzir os detalhes de uma superfície sobre a qual é vertida. Assim, o operador deve estar ciente que ao ganhar em resistência perderá em fluidez da mistura e vice-versa.

De acordo com CARVALHO, em 1972, existiam outros fatores que influenciavam na eficiência mastigatória, mas a adaptação da base era fundamental. Ele estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, entre elas: contração de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. Concluiu que a maneira mais correta de se proceder no sentido de minimizar estas alterações era colocar a resina na mufla na fase plástica, o mais homogênea possível para evitar a presença de poros por contração localizada. Depois de condensada, colocar em prensa com molas porque a resina ao ser polimerizada sofre uma expansão inicial, antes de contrair, que, se não for aliviada, poderia deformar a matriz de gesso ou, então, abrigar tensões que levariam a distorções após a sua remoção da mufla e separação do modelo de gesso; era preferível um pequeno aumento da dimensão vertical do que distorções grandes e incorrigíveis; antes da polimerização, esperar

por 2 a 3 horas para que houvesse melhor difusão do monômero no polímero; a polimerização devia ser feita em dois estágios: 9 horas, a 65°C ou 70°C no mínimo por 2 horas, e, 100°C durante 30 min, para evitar porosidade; o esfriamento do conjunto mufla e prensa devia ser lento a partir da ebulição até a temperatura ambiente. Após a remoção do modelo, a prótese total deveria permanecer em água para evitar contração.

JORGENSEN, em 1973, observou a influência da adição de aceleradores e retardadores, proporção água/pó, tempo de mistura, temperatura e introdução de pós quimicamente inativos na expansão de presa dos gessos e, se há relação entre expansão de presa e forma dos cristais de gesso formados e crescidos dentro dessas condições. Os resultados deste estudo mostraram que a adição de modificadores tem efeito sobre a formação de núcleos de cristalização afetando desta forma a expansão de presa. O tempo de mistura não tem influência na quantidade de expansão de presa quando o gesso é espatulado por até 90 segundos. Além deste período, a expansão é proporcional ao tempo de mistura. A proporção água/pó revelou considerável influência sobre a expansão de presa do gesso, reforçando a necessidade de seu correto proporcionamento, pois, quanto mais pó para uma determinada quantidade de água, maior a expansão. A influência da temperatura sobre a expansão de presa do gesso não foi marcante. Segundo os autores, a análise estatística demonstrou que não há relação entre expansão de presa e forma dos cristais de gesso. A expansão foi correlacionada com o número de cristais por unidade de volume do gesso.

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.

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

BARCO *et al.*, em 1979, estudaram o efeito do reembasamento na

adaptação e estabilidade das próteses totais superiores com e sem dentes, confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável convencional. 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. Os autores concluíram que era possível reduzir o tamanho do selamento palatal posterior no reembasamento sem prejudicar a estabilidade da prótese.

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.

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

WOLFAARDT *et al.*, em 1986, analisaram a influência de vários fatores nas mudanças dimensionais da resina acrílica de polimetil metacrilato. Concluíram que as mudanças dimensionais variam de acordo com a localização, espessura da base e ciclo de polimerização. Secções espessas que foram expostas a um ciclo longo de polimerização mostraram contração com tendência a diminuir

completamente na periferia. É possível que a expansão térmica inicial da resina acrílica seja inadequada para compensar a subsequente contração térmica e de polimerização, resultando em contração geral. Quando expostas a um ciclo rápido de polimerização mostraram expansão na periferia e subsequente contração com tendência a aumentar na zona central. Este comportamento pode ser resultado da rápida transferência de calor para a periferia, produzindo excessiva expansão térmica da resina acrílica. Secções finas processadas pelo ciclo longo mostraram contração central com tendência a reduzir na periferia, onde ocorreu expansão. Quando expostas a um ciclo curto as bases apresentaram expansão com tendência a aumentar na periferia. Segundo os autores, as mudanças dimensionais são muito complexas e requerem maiores investigações.

HAYDEN, em 1986, comparou o método de microondas para a cura de resinas com os métodos convencionais de banho de água, em bases submetidas a esforços até a fratura. As resinas usadas foram Lucitone Caracterizada (com copolímeros de metil-metacrilato); Lucitone e Lux-it (com fibras curtas para estética). As bases de prova com 2 mm de espessura sem dentes foram processadas da seguinte maneira: banho de água longo (72°C por nove horas) e curto (72°C por uma hora e trinta minutos); microondas: a 700 W por quatro minutos (dois minutos de cada lado) e 90 W por 13 minutos (seis minutos e meio de cada lado). As amostras foram polidas levemente, numeradas e imersas em água a 42°C por 72 horas. Os resultados mostraram uma diferença significativa entre as amostras curadas em banho de água curto e por microondas. Houve também uma diferença estatística entre a resina Lucitone e Lux-it. Segundo o autor a menor resistência das amostras curadas em microondas ocorreu devido a polimerização rápida e conseqüentemente formação de cadeias curtas de polímeros de baixo peso

molecular.

O desenvolvimento de um tipo de gesso específico para polimerização em microondas foi o objetivo de um trabalho realizado por KIMURA *et al.*, em 1987. Nesta pesquisa, os autores também avaliaram a relação entre o novo material desenvolvido e a adaptação de bases de resina polimerizadas por meio de energia de microondas. Para este trabalho, foi utilizado gesso pedra reforçado com alumínio (200-600 mesh), ferro (250 mesh), carvão vegetal, e fibra de carbono (1-5 mm), a uma proporção de água de 0,24 por peso. A temperatura do gesso e do revestimento, foi verificada por pares termelétricos, em intervalos de 30 segundos. A resina utilizada foi da marca Acron GC, e a proporção polímero/monômero foi de 2,6/0,1 em peso. A polimerização foi realizada em forno de microondas por 3 minutos a 500 W. As medidas das bases sobre o modelo mestre foi realizada em 05 regiões distintas. Como resultado, os autores verificaram que o pó de alumínio de 300 mesh foi o material de reforço mais eficiente para o gesso utilizado em polimerização por energia de microondas, mas se a quantidade deste pó superasse 10% em peso, ocorreria interferência no aquecimento. Quanto à adaptação, as bases polimerizadas durante 150 segundos e revestidas com o gesso adicionado de 20 e 30% em peso de pó de alumínio, foi respectivamente 20 e 50% melhor quando comparado aos materiais convencionais.

POLYZOIS *et al.*, em 1987, investigaram as mudanças de estabilidade dimensional de resinas termopolimerizáveis para fervura rápida, com resina convencional e de alto-impacto, reforçada com borracha acrílica. Os materiais foram processados conforme as instruções dos fabricantes e os resultados

indicaram que todas resinas mostraram contração linear das bases de dentadura, e as alterações das distâncias entre os dentes mostraram ser menor do que 1%. De flanco a flanco e de molar a molar, as alterações foram menores que 0,5 mm e 0,2 mm respectivamente. Dentaduras superiores completas processadas em água quente apresentaram menor distorção na área média do palato em relação á convencional. Embora as alterações lineares tenham sido insignificantes entre as amostras, os estudos tendem para uma correlação de estabilidade dimensional.

CHEN *et al.*, em 1988, avaliaram o efeito da espessura e do ciclo de polimerização na estabilidade dimensional de bases de próteses totais superiores confeccionadas em resina acrílica. Utilizaram as resinas Lucitone e Hircoe nas espessuras 1,5, 3 e 5 mm adotando dois ciclos de polimerização (9 horas a 74°C e 1 hora a 74°C mais 30 minutos a 100°C). Após o processamento, as bases de prótese total foram colocadas nos respectivos modelos onde então se avaliou a contração molar á molar e a alteração dimensional na região palatina posterior, com um microscópio comparador, com precisão de 0,001 mm. 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 critica em relação a retenção e uma grande discrepância nessa área dificilmente podia ser corrigida após o processamento.

Em 1989, TAKAMATA & SETCOS, em uma revisão de literatura sobre a precisão dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico, energia de microondas e luz visível verificaram que os diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravavam os problemas de contração ocorridos no processo de polimerização. Os autores concluíram que a tensão introduzida a durante o processamento das resinas termopolimerizáveis pode levar a uma distorção das bases. A ativação química, por luz visível e energia de microondas têm sido apresentadas como métodos alternativos para minimizar as alterações dimensionais das bases de prótese total, assim como simplificar o trabalho laboratorial.

JACKSON *et al.*, em 1989, verificaram a alteração dimensional de bases de prótese total polimerizadas pela técnica de injeção do molde e pelo banho de água aquecida, antes e após o polimento. Um comparador dental foi utilizado para realizar a mensuração de seis pontos referenciais localizados na região central do palato, nove na região próxima à tuberosidade e nove na região “pos-dam”, simultaneamente, na base e no modelo mestre. Baseados nas mensurações do comparador, os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa na alteração dimensional das bases de resina acrílica processadas pelos dois métodos e houve alguma alteração como resultado do polimento, porém a direção das mudanças foi imprevisível.

Neste mesmo ano TAKAMATA *et al.* investigaram se a adaptação de próteses totais superiores poderia ser influenciada pelo modo de ativação do processo de polimerização. Compararam as resinas pelo método de polimerização:

1) ativação química sob pressão de 5,5 unidades atmosféricas; 2) método convencional de banho de água aquecido a 70°C por 30 minutos e 100°C por mais trinta minutos, ou ainda por imersão das amostras em água fervente por 30 minutos; 3) por luz visível aplicada no lado externo durante 02 minutos e no lado interno por 6 minutos e 4) por energia de microondas por 3 minutos a 500 W. Investigaram esta adaptação de 3 formas: através de pesos do material de moldagem colocado entre a base da prótese e o modelo padrão; através de mensurações com microscópio de lâminas do espaço entre as bases polimerizadas e o modelo mestre, no bordo posterior; e através do volume médio estimado na região do bordo posterior das bases. As mensurações foram feitas em 5 posições pré-estabelecidas: 2 na região do bordo vestibular, 2 na parte mais proeminente dos rebordos e 1 na região palatina mediana. Verificou-se que todos os grupos mostraram alteração dimensional, porém as resinas acrílicas que apresentaram melhor adaptação foram as resinas ativadas quimicamente pela técnica de resina fluida e aquelas polimerizadas com energia de microondas. De acordo com os autores, diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravavam a contração da resina por causa de tensões internas acumuladas na prótese total. A combinação de contração de polimerização, contração térmica, liberação de tensões após separação prótese-modelo diminuía a adaptação da prótese aos tecidos de suporte.

Tecendo comentários sobre a relação água/pó dos gessos utilizados em odontologia, CRAIG, em 1989, afirmou que a principal diferença entre o gesso comum, o gesso pedra e o gesso especial era a superfície e a forma dos cristais de sulfato de cálcio hemiidratado. A diferença na superfície física e natureza dos cristais entre os três tipos de gesso tornavam possível obter a mesma consistência

com menos excesso de água. Em comparação, o gesso pedra requeria aproximadamente 30 mL de água e o gesso especial 19 a 24 mL. Essa diferença na quantidade água/pó produzia efeitos na dureza e na resistência à abrasão. O autor afirmou que os três tipos de gesso possuem a mesma fórmula química e quando misturados à água apresentavam a mesma reação química. As diferenças estavam primariamente nas propriedades físicas.

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

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 74°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.

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. Bases de prótese foram confeccionadas utilizando resina convencional polimerizada pelos seguintes métodos: 1) banho de água durante 7 horas a 70°C, seguido de 3 horas a 100°C; 2) banho de água fervendo durante 10 minutos; 3) irradiação com microondas em forno durante 25 minutos a 65 W. Após a polimerização, as amostras foram esfriadas à temperatura ambiente e mantidas em meio úmido por 24 horas. A seguir as bases foram reposicionadas sobre o modelo metálico com a interposição de uma camada de silicone de adição. Após a separação, foi vazado gesso na base com silicone, e a espessura do material de impressão foi medida em 7 pontos diferentes na porção posterior do palato, através de um microscópio comparador. Para o segundo ciclo de polimerização, uma camada de cera modeladora foi aplicada nos bordos das bases, e estas foram incluídas e processadas de acordo com os mesmos métodos já descritos, exceto para o ciclo longo de banho de água que amostras permaneceram 12 horas a 65°C, para garantir que a temperatura da água fosse mantida abaixo da temperatura de transição vítrea da resina. Novamente a adaptação foi medida pela espessura da camada de silicone. Os resultados indicaram que todas as bases de resina distorceram após o 1º e 2º ciclos de cura, sendo que a polimerização por microondas apresentou maior distorção do que a curada em banho de água pelo ciclo curto, especialmente na região central do palato.

SANDERS *et al.*, em 1991, avaliaram a adaptação de resinas acrílicas

polimerizadas por energia de microondas e pelo método tradicional do banho de água. Através de um modelo maxilar desdentado padrão feito em alumínio foram obtidas 60 réplicas, sobre as quais foram confeccionadas bases de prótese de espessura idêntica. Estas foram polimerizadas com 3 resinas, sendo 2 convencionais e uma própria para microondas. Os métodos de polimerização foram: a) banho de água convencional a 74°C por 09 horas; b) irradiação por microondas a 90 W por 6 e ½ minutos de cada lado. As porções posteriores das bases foram recortadas até a região de primeiros molares e depois armazenadas em água durante 24 horas. A seguir as bases foram posicionadas sobre o modelo metálico e o conjunto colocado sob carga de 9,0 kg em direção vertical. O espaço existente entre a base e o mestre foi verificado em cinco regiões diferentes. Os resultados mostraram que as regiões correspondentes à crista do rebordo e a palatina sofreram menor e maior desadaptação, respectivamente. No entanto não houve diferença significativa entre os métodos de processamento quanto ao teste de adaptação a que foram submetidas a bases de próteses. Os autores concluíram que as bases de resina processadas em forno de microondas foram tão bem adaptadas quanto àquelas polimerizadas pelo método convencional.

SMITH & POWERS, em 1992, compararam a adaptação relativa 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. A adaptação na região de molar á molar foi avaliada em 3 tempos: após processamento, após polimento e após armazenagem 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 da água. O efeito da contração de polimerização sobre a adaptação da base no modelo de gesso não foi evidente imediatamente após o processamento, mas 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 contração de polimerização e resultando na melhor adaptação da base.

PHILLIPS, em 1993, considerou que, além de outros fatores, 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. Ele relatou que nenhuma resina disponível atualmente preenchia todos os requisitos, pois as condições da boca eram muito rigorosas; portanto, somente os materiais quimicamente estáveis e inertes podiam suportar tais condições sem apresentar deteriorização. O monômero era geralmente o metacrilato de metila puro, com pequena quantidade de hidroquinona (0,006%), a qual agia como um inibidor de polimerização durante a armazenagem. O polímero consistia de pó em forma de pequenas partículas esféricas. Um iniciador (peróxido de benzoíla) era sempre adicionado ao polímero. Quando a temperatura da massa aumentava acima de 60°C, as moléculas de peróxido de benzoíla se decompunham, formando radicais livres, que reagem com a molécula do monômero, formando um novo radical livre unindo a outra molécula do monômero. Esta reação em cadeia propagava até a ocorrência do término, sendo

a temperatura o fator determinante da velocidade de polimerização. Um ciclo de polimerização geralmente aceito era aquele no qual a base era processada por 9 horas a 74°C sem ebulição final. Segundo o autor existem métodos alternativos para a ativação da reação de polimerização, como o método de ativação por luz visível, quimicamente ativadas e energia de microondas, sendo este último, um método mais limpo e rápido que a polimerização em água quente. Bases de prótese total processadas por microondas apresentam propriedades físicas comparáveis e adaptação semelhante ou superior às processadas pelos métodos convencionais.

SYKORA & SUTOW, em 1993, verificaram a influência da técnica de polimerização, forma do platô e sorção de água na adaptação da região posterior palatina de próteses totais. Utilizaram neste estudo a resina acrílica termopolimerizável Lucitone 199 e o Sistema SR-Ivocap. A distância entre a superfície interna da prótese e o modelo foi avaliada em microscópio em treze pontos referenciais ao longo da borda posterior palatina após a polimerização, após acabamento e polimento e após imersão em água. Os resultados foram submetidos à análise estatística, demonstrando que o sistema SR-Ivocap, quando comparado à prensagem convencional, mostrou menores alterações dimensionais, e estas foram influenciadas pela forma do palato e imersão em água. Aparentemente a sorção de água e a liberação de stress residual produzidos durante a polimerização da resina acrílica são fatores determinantes nas alterações dimensionais entre as duas técnicas. Segundo os autores, a adaptação da base de prótese total é crítica para sua adequada retenção. As alterações dimensionais que ocorrem no processamento da resina acrílica termopolimerizável são devidas à polimerização e contração térmica. Minimizar estas alterações é particularmente importante para manter o selamento e adaptação da região posterior palatina, favorecendo a retenção da

prótese total.

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 em três ciclos de banho d'água diferentes. 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 de duas lâminas de cera.

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 termoelétricos 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%.

RIZZATTI BARBOSA *et al.*, em 1995, avaliaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptação de próteses totais. Este experimento envolveu o uso de duas resinas: uma convencional de ligação cruzada (Lucitone 550) e outra desenvolvida para microondas (Acron-MC). A partir de um modelo fundido de liga de cobre e alumínio simulando uma maxila edentada foram confeccionados 12 próteses totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. Os resultados obtidos mostraram que: 1) as próteses confeccionadas com Lucitone 550 processadas em microondas a 500 W por 3 minutos foram as que apresentaram melhor adaptação; 2) as amostras confeccionadas com Lucitone 550 polimerizadas em banho de água foram as que apresentam pior adaptação; 3) todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem em água; 4) as amostras que apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem foram as de Lucitone 550 polimerizadas por energia de microondas 500 W por 3 minutos; e 5) as amostras que apresentaram pior adaptação após o período de sorção de água foram as resinas Acron-MC polimerizadas por energia de microondas a 500 W por 3 minutos. Os autores consideraram que mais experimentos deveriam ser realizados nesta linha, no sentido de elucidar algumas variáveis pertinentes ao processamento de próteses totais.

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 de 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 30 minutos até 65°C, mantidas 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 influenciou na magnitude da contração. Proporcionalmente, a contração entre bordas opostas foi maior que ao longo delas.

SYKORA & SUTOW, em 1996, avaliaram a adaptação de próteses totais superiores polimerizadas sobre modelos de gesso de alta expansão, na tentativa de compensar as alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica decorrentes da polimerização e contração térmica. Para este estudo foram confeccionados quinze modelos em gesso pedra tipo III e quinze modelos em gesso de alta expansão. A resina acrílica utilizada foi a Lucitone 199, por um ciclo de 9 horas a 73°C. Após polimerização, acabamento e polimento, as próteses foram armazenadas em água a 23°C por um dia e uma semana e recolocadas em seus respectivos modelos. A adaptação entre a superfície interna da prótese e o modelo de gesso, na região posterior palatina, foi avaliada em microscópio na linha média e a 5 e 10 cm de cada lado da linha média. Os resultados foram submetidos à análise estatística e comparados, revelando que próteses totais processadas em

modelos de gesso de alta expansão (0,59%) apresentaram menor desadaptação na região posterior, cerca de 50% a menos, quando comparadas com próteses polimerizadas sobre modelos de gesso pedra tipo III (0,12% de expansão). Segundo os autores, a expansão do gesso compensa a contração de polimerização que ocorre como resultado da contração térmica da resina acrílica.

SADAMORI *et al.*, em 1997, avaliaram a influência da espessura na alteração dimensional linear, no empenamento e na absorção de água das resinas para base de prótese seguindo dois métodos de processamento. Foram confeccionados corpos de prova nas dimensões de 65x10 mm e espessuras variando em 1, 3 e 5 mm e polimerizados: a) resina termopolimerizável convencional (banho de água 90 minutos a 70° C mais 30 minutos a 100° C); b) resina para microondas Acron-MC (500 W por 3 minutos). A alteração dimensional, o empenamento e a sorção de água foram avaliadas nos períodos de 1, 7, 30 e 90 dias. Os autores constataram que: a) as alterações lineares, o empenamento e o ganho de água pela base de resina são influenciados pelo método de processamento e pela espessura da resina; b) a alteração linear dimensional em base fina após a demuflagem pode ser menor, mas a deformação pode ser maior em relação a uma base espessa, e que uma base mais espessa requer maior tempo para voltar a ter estabilidade dimensional em relação a uma base mais fina; c) o ganho de água pela base polimerizada através de energia de microondas foi maior em relação a polimerizada por banho de água convencional; e d) as bases mais espessas apresentavam maiores alterações dimensionais após removidas da mufla, e requeriam maior período de tempo para se tomarem estáveis dimensionalmente. As bases mais finas empenavam mais facilmente depois de removidas da mufla, mas requeriam menor tempo para voltar à estabilidade.

No ano de 1998, 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 antero-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.

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

Em 1998, KOMIYAMA & KAWARA estudaram o relaxamento da tensão residual em resina acrílica para base de prótese total. Copos-de-prova em forma de halteres foram confeccionados com resina acrílica termo-polimerizada. 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 copos-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 copos-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 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 à 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%. Um ciclo de polimerização de 8 horas ou mais a 74°C sem ebulição ou então um ciclo de 2 horas a 74°C e mais 1 hora a 100°C tem mostrado resultado satisfatório. 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 toma-se rígida. A liberação dessa tensões internas promove alterações dimensionais. A ativação química também podia ser usada para induzir a polimerização da resina. Geralmente, o grau de polimerização alcançado pelas quimicamente ativadas não se completava como as termoativadas, indicando que havia uma grande quantidade de monômero não reagido na resina de ativação química.

WONG *et al.*, em 1999, observaram as alterações dimensionais e a

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

que todas as amostras sofreram contração, indicando que as próteses estavam menores que os modelos nas dimensões avaliadas. Segundo os autores, embora tenha havido pequena diferença na contração das próteses polimerizadas pelo calor seco e úmido com diferentes velocidades de resfriamento, a dimensão final não revelou diferença significativa na saturação em água. Isto significa que, em relação à alteração dimensional, não há um método superior de processamento de próteses pelo calor, e a escolha deve ser baseada na preferência do profissional e no custo.

ALMEIDA *et al.*, em 1999, verificaram as alterações de adaptação das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável (Clássico), em 3 ciclos de polimerização: convencional, por calor seco e por energia de microondas. A alteração dimensional das bases foi avaliada através de cortes das amostras e avaliado o espaço formado entre a base e o modelo de gesso em microscópio métrico linear. O autor concluiu que, embora todas as técnicas avaliadas tenham produzido distorções, não foram observadas diferenças significativas entre os grupos estudados.

PADOVAN *et al.*, em 1999, avaliaram a influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação de bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica de rápida polimerização (QC-20). As bases foram construídas a partir de um modelo mestre metálico simulando uma maxila edêntula com espessura de 1,5 mm. Foram divididas em 3 grupos, que receberam os seguintes tratamentos: grupo 1, polimerizadas em banho de água aquecida a 74 W por 9 horas; grupo 2, polimerizadas em água a 100 W durante 20 minutos; e grupo 3, polimerizadas por energia de microondas a 500 W durante 3. Os conjuntos

modelo-base, após terem sido polimerizados, foram removidos das muflas e seccionados transversalmente nas posições anterior, média e posterior, onde em cada secção foram marcados 7 pontos referenciais para a leitura da desadaptação em microscópio comparador linear. A resina acrílica QC-20 quando polimerizada pelos ciclos de 9 horas e de 20 minutos apresentou estatisticamente melhor adaptação quando comparadas ao ciclo por microondas. A maior média de desadaptação ocorreu na linha média da região posterior, quando a base foi polimerizada pelo ciclo de microondas.

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 modela 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.

RLZZATTI BARBOSA, em 1999, investigou o grau de alterações na adaptação ao modelo, do bordo posterior de bases de prótese totais superiores polimerizadas por energia de microondas, em 7 posições pré-estabelecidas, em função de três tratamentos: método de processamento; polimento; e sorção de água. O grau de adaptação 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, estando as maiores na linha palatina mediana e na crista dos rebordos alveolares.

CONSANI *et al.*, em 2000, verificaram a influência de operadores na adaptação das bases de prótese total superior. As bases com 2,0 mm de espessura foram construídas com resina acrílica termopolimerizável Clássico, no ciclo de água aquecida a 74°C por 9 horas, por 3 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 5 pontos referenciais, com microscópio comparador. Os autores concluíram que houve influência dos operadores nas leituras de adaptação das bases de prótese total e o padrão de distorção verificado na região palatina posterior da base foi confirmada pelos 3 operadores.

CONSANI, em 2000, verificou a adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina acrílica termicamente ativada Clássico, sob a influência das variáveis pós-prensagem e polimerização. Foram confeccionados 40 modelos em gesso pedra, divididos aleatoriamente para receber os seguintes

processamentos: 1) prensagem da resina e polimerização imediata em banho de água aquecida a 74°C por nove horas; 2) prensagem da resina e polimerização após seis horas, em banho de água aquecida a 74°C por nove horas; 3) prensagem da resina acrílica, utilização do dispositivo RS de contenção e polimerização imediata em banho de água aquecida a 74°C por nove horas; 4) prensagem da resina acrílica, utilização do dispositivo RS de contenção 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 instantâneo. Foram efetuados três cortes transversais, correspondentes à distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e região palatina posterior. O desajuste foi verificado com microscópio comparador em cinco pontos referenciais para cada corte. O autor concluiu que o nível de desadaptação foi significativamente menor quando se utilizava o dispositivo RS. Os melhores níveis de adaptação foram verificados no corte anterior, seguido pelos cortes médio e posterior.

Em 2001, ALMEIDA, pesquisou os efeitos da combinação de gessos de inclusão na adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas de acordo com os seguintes ciclos: convencional, calor seco e energia de microondas. Foram utilizados modelos em gesso pedra confeccionados a partir de um molde de borracha e sobre eles foram confeccionadas bases em cera. A discrepância de adaptação entre base e modelo de foi analisada com microscópio comparador. Os resultados mostraram que as combinações tipo II x IV e tipo III x IV não apresentaram valores com diferença estatística significativa e que a combinação tipo II x III apresentou o maior desajuste.

PADOVAN, em 2001, estudou a influência do tempo pós-prensagem (imediate, 12 horas e 24 horas) na adaptação de bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica de rápida polimerização QC-20 em banho de água e energia de microondas. Foram confeccionadas bases em cera com 1,5 mm de espessura sobre os modelos de gesso feitos a partir de um modelo mestre metálico. Após o processamento das bases de resina acrílica, o conjunto base-modelo foi seccionado em três regiões látero-laterais. A leitura da desadaptação foi realizada com auxílio do microscópio comparador em 7 regiões estabelecidas para cada corte transversal. Os autores concluíram não houve interferência dos tempos pós-prensagem nos níveis de desajuste das bases de prótese total. O maior desajuste foi obtido no corte C (posterior) independente dos fatores tempo de espera e ciclos de polimerização.

No mesmo ano, HAYACIBARA comparou a precisão de dois métodos utilizados na determinação do desajuste das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica. Os métodos estudados foram: 1) interposição de silicone por condensação entre a base e o modelo e a aferição com paquímetro digital modificado e 2) após a fixação do modelo com adesivo, três cortes transversais efetuados e mensurações realizadas em microscópio comparador linear. Foram confeccionadas bases em cera sobre os modelos, incluídas e a resina polimerizada em banho de água a 74⁰ C por 9 horas. Em cada conjunto modelo-base foram demarcadas 3 linhas transversais e em cada linha foram determinados 5 pontos para serem mensurados. Os resultados mostraram que o método da medição linear foi mais preciso que o método da interposição de silicone.

Ainda em 2001, BORGES avaliou o efeito do tempo pós-prensagem (30 minutos, 12 e 24 horas) sobre a rugosidade, dureza superficial e porosidade da resina acrílica QC-20 polimerizada em banho de água a 74°C por 9 horas, água fervente por 20 minutos e por energia de microondas a 500 W por 3 minutos. Os corpos de prova foram confeccionados a partir de matrizes circulares com 30 mm diâmetro por 5 mm de altura e submetidos aos testes de rugosidade, microdureza e imersão em tinta nanquim por 8 horas. Os resultados mostraram que não houve diferença para as variáveis rugosidade e porosidade. Para a dureza superficial houve diferença significativa entre o método convencional e os outros dois métodos, mostrando que o método convencional apresentou menor dureza em relação aos demais.

CONSANI *et al.*, em 2002 (parte 1), verificaram a alteração dimensional da base de prótese total em função dos tipos comerciais da resina acrílica (Vipcril, Clássico e Meliodent Multicryl). Quinze bases foram incluídos em muflas metálicas pela técnica de rotina. As bases foram polimerizadas em água aquecida de acordo com as recomendações dos fabricantes. A discrepância de adaptação entre base de resina e modelo de gesso foi analisada com microscópio comparador. Os resultados mostraram diferença estatística significativa entre os produtos comerciais, sendo a melhor adaptação encontrada nas bases confeccionadas com a resina acrílica Clássico.

Ainda no mesmo ano, CONSANI *et al.* (parte 2), observaram a influência do tempo pós-prensagem (imediate, 12 horas e 24 horas) e o estágio da resina (fibrilar, plástico e borrachóide) na alteração dimensional de base de prótese

total, A resina acrílica foi processada em mufla metálica e submetida ao ciclo de polimerização em água a 74°C por 9 horas. Os resultados mostraram que a fase plástica da resina apresentou os menores valores de alteração dimensional em todos os tempos pós-prensagem. O tempo de pós-prensagem de 12 horas apresentou a menor média de alteração seguido do tempo 24 horas e imediato, havendo diferença estatística significativa entre eles.

3. Proposição

O objetivo deste estudo foi mensurar a desadaptação de bases de prótese total superior confeccionadas com resina acrílica termoativada por energia de microondas.

- Sob efeitos de gessos de inclusão (tipo III e tipo IV) e de tempos pós-prensagem (imediate e 24 horas);
- Em três diferentes regiões da base

4. Materiais e método

4.1 Materiais

Os materiais utilizados neste estudo estão relacionados no Quadro 1, com os respectivos fabricantes e marcas comerciais.

Quadro 1- Materiais, fabricantes e marcas comerciais.

Material	Marca comercial	Fabricante
Gesso pedra tipo III	Herodent	Vigodent Ind. e Com. Ltda, SP
Gesso pedra tipo IV	Herostone	Vigodent Ind. e Com. Ltda, SP
Resina acrílica	Vipi Wave	Dental Vipi Ltda, SP

O produto comercial Vipi Wave (Figura 1) é uma resina acrílica termoativada para uso em microondas, comercializada na forma de pó (copolímero metil/butil metacrilato, peróxido de benzoíla) e líquido (metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato, hidroquinona, plastificante).



Figura 1 – Resina acrílica Vipi Wave

Os gessos tipos III e IV (Figura 2) são obtidos do mineral gipsita, que é uma das formas do sulfato de cálcio diidratado. O gesso tipo III apresenta cristais regulares e pouco porosos. O gesso tipo IV apresenta partículas cubóides, menos porosas, necessitando de menor relação água/pó, sendo mais resistente e com menor coeficiente de expansão térmica e menor expansão de presa que o gesso tipo III (CRAIG, 1989; ANUSAVICE, 1998).



Figura 2 – Gesso pedra tipo III (Herodent) e IV (Herostone).

4.2 Método

4. 2. 1 Preparo dos corpos-de-prova

4. 2. 1. 1 *Confecção dos modelos em gesso*

Foram confeccionados 40 modelos em gesso pedra tipo III (Figura 4 A), proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante, a partir de um molde de silicone Elite Double (Zhermack, Rovigo, Itália), representando uma arcada desdentada superior, com rebordo normal e sem retenções (Figura 3).



Figura 3 – Molde de silicone.

4. 2. 1. 2 *Confeção das bases de cera*

As bases de prova em cera foram confeccionadas com duas lâminas de cera rosa nº 7 Wilson (Polidental Ind. e Com. Ltda, SP) (Figura 4 B), segundo CORRÊA (1994-Parte I), e plastificadas sobre chama de lamparina à álcool.

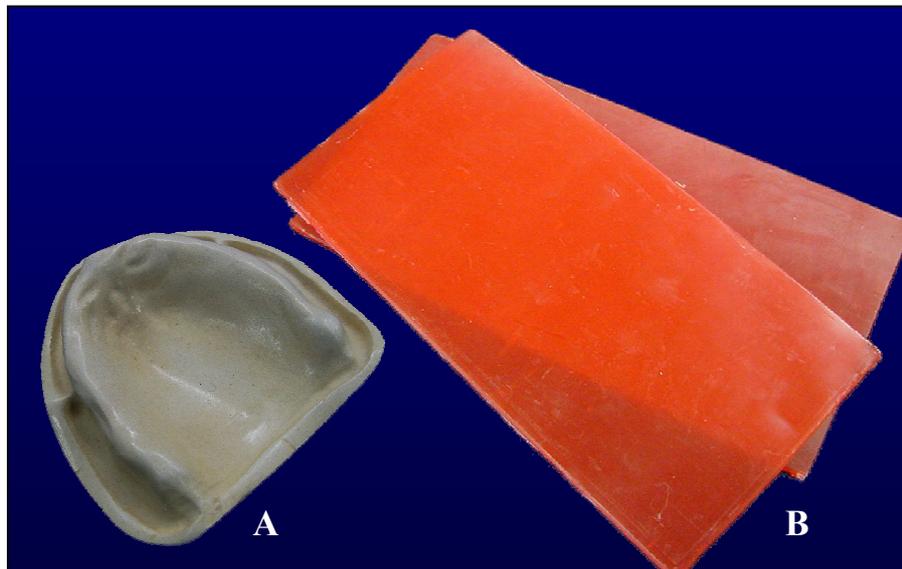


Figura 4 – (A) Modelo de gesso pedra tipo III e (B) lâminas de cera rosa nº 7.

A primeira lâmina de cera foi adaptada sobre o modelo, com leve pressão digital (Figura 5), recortando os excessos com auxílio de um instrumento Le Cron (Duflex-S.S White Art. Dentários Ltda, RJ) (Figura 6). A segunda lâmina foi adaptada sobre a primeira e recortada da mesma maneira (CONSANI, 2000; HAYACIBARA, 2001), obtendo-se a base de cera (Figura 7).



Figuras 5, 6 e 7 – Adaptação da lâmina de cera , recorte dos excessos e base em cera pronta.

4. 2. 1. 3 *Inclusão do conjunto modelo-base e eliminação da cera*

Em seguida, os modelos com as respectivas bases de cera foram separados aleatoriamente em 4 grupos de 10 elementos para inclusão em mufla, com o propósito de receber os seguintes tratamentos experimentais:

- 1 - inclusão com gesso pedra tipo III e tempo pós-prensagem imediato.
- 2 - inclusão com gesso pedra tipo III e tempo pós-prensagem de 24 horas.
- 3 - inclusão com gesso pedra tipo IV e tempo pós-prensagem imediato.

4 - inclusão com gesso pedra tipo IV e tempo pós-prensagem de 24 horas.

Para o processo de inclusão, cada tipo de gesso foi proporcionado de acordo com as instruções do fabricante e manipulado manualmente em gral de borracha durante 60 segundos. As partes expostas dos modelos de gesso, contendo as respectivas bases em cera, foram isoladas com vaselina em pasta (Rioquímica, SP), aplicada com um pincel e fixados na base das muflas plásticas (Figura 8) específicas para uso em microondas (STG, DENTAL VIPI Ltda, SP) com gesso tipo II.

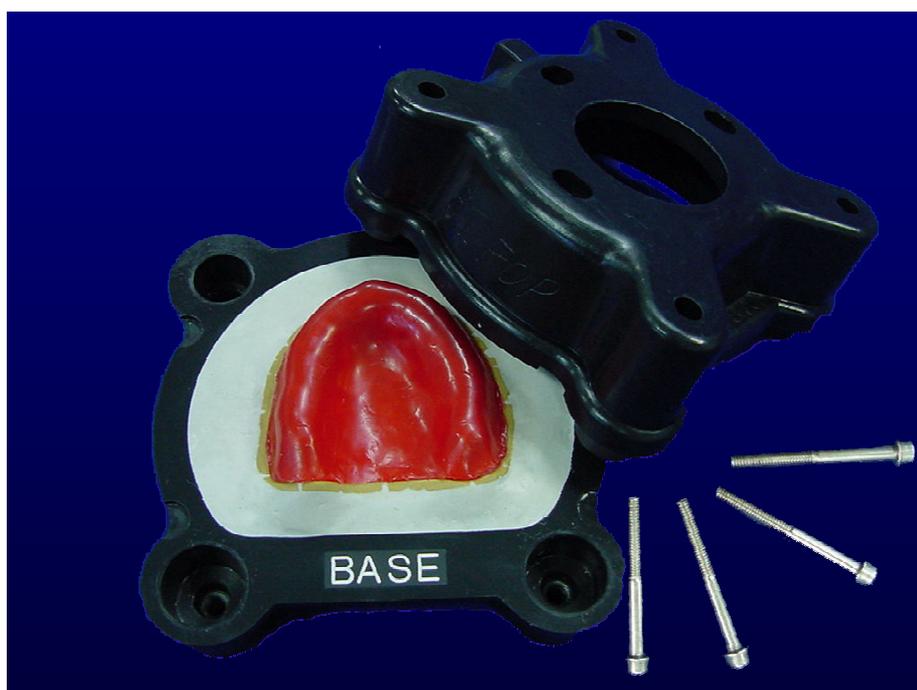


Figura 8 – Modelo de gesso fixado na base da mufla.

Após a reação de cristalização, toda a superfície correspondente ao gesso de fixação (tipo II) foi isolada com vaselina em pasta. A seguir, para os grupos 1 e 2, a inclusão foi efetuada com gesso pedra tipo III (Herodent, Vigodent Ind. e

Com. Ltda, SP) e para os grupos 3 e 4 com gesso pedra tipo IV (Herostone, Vigodent Ind. e Com. Ltda, SP) (Figuras 9 e 10).

Decorrido o tempo de cristalização do gesso de inclusão, as muflas foram abertas, as bases de cera removidas e os gessos (modelo, fixação e inclusão) lavados com solução de água aquecida e detergente doméstico (Branca de Neve, Artifex Industrial Ltda, SP), para a completa remoção dos vestígios de cera e vaselina.

Após a secagem, todas as superfícies de gesso foram isoladas com alginato de sódio Isolak (Produtos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP), aplicado com pincel.

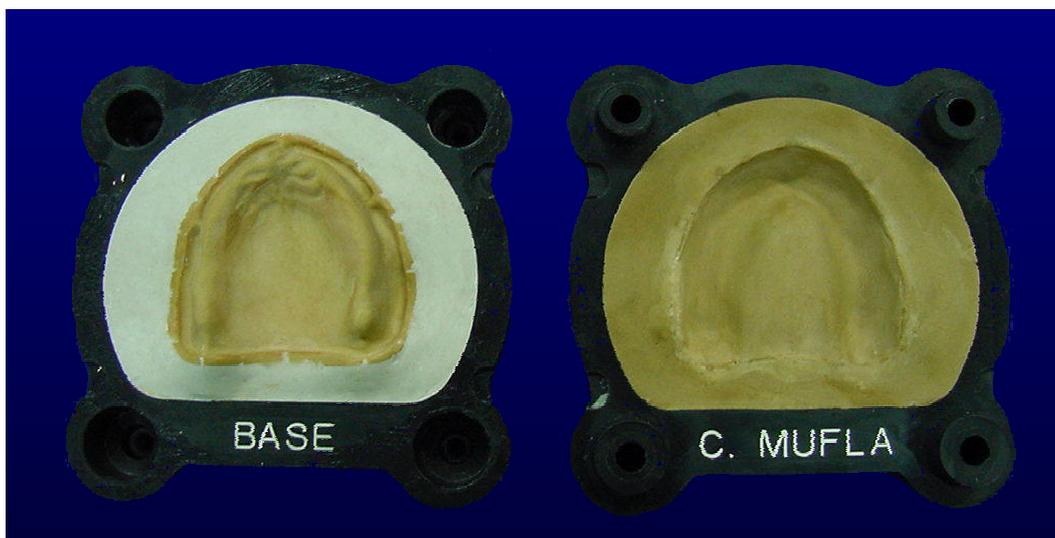


Figura 9 – Grupos 1 e 2 (Inclusão com gesso pedra tipo III).

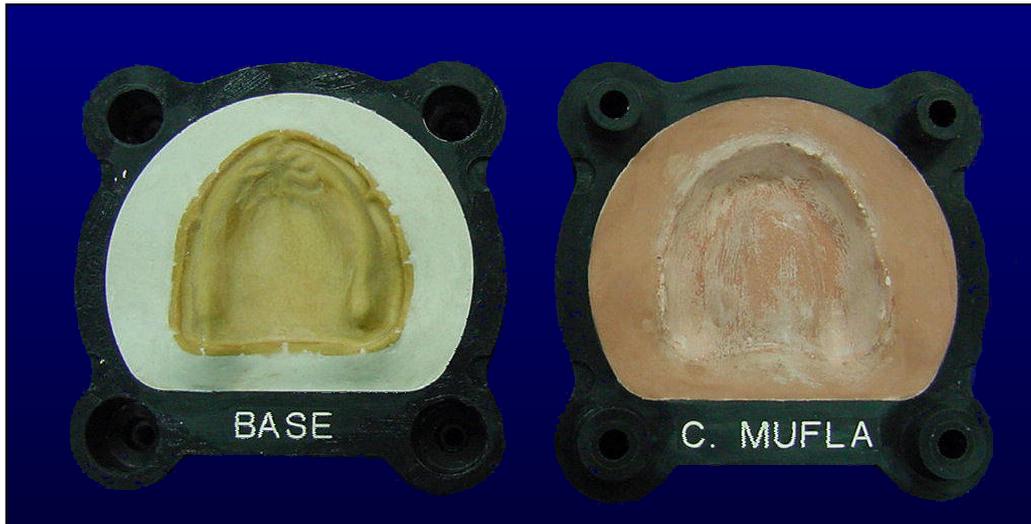


Figura 10 – Grupos 3 e 4 (Inclusão com gesso pedra tipo IV).

4. 2. 2 Prensagem e polimerização

Durante o procedimento de prensagem, a resina acrílica termopolimerizável Vipi Wave (DENTAL VIPI Ltda, Pirassununga, SP) foi proporcionada em frasco 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. Ao atingir a fase plástica, era homogeneizada manualmente, colocada sobre a parte interna superior do gesso de inclusão, na contra-mufla, e a prensagem inicial efetuada em prensa hidráulica de bancada VH Soltline (VH Equipamentos Odontológicos Ltda, SP.), com carregamento lento até 1000 kgf. Durante a prensagem inicial, uma folha de celofane foi interposta entre a resina e o molde de gesso.

Após a abertura da mufla plástica, remoção da folha de celofane e recorte dos excessos de resina com instrumento Le Cron (Dental Duflex), a prensagem final foi com pressão de 1000 kgf.

Após o término da prensagem definitiva e com a mufla ainda na prensa, os parafusos foram instalados até que a arruela encostasse à superfície da mufla e então dado um torque de $\frac{1}{4}$ de volta (Figura 11).

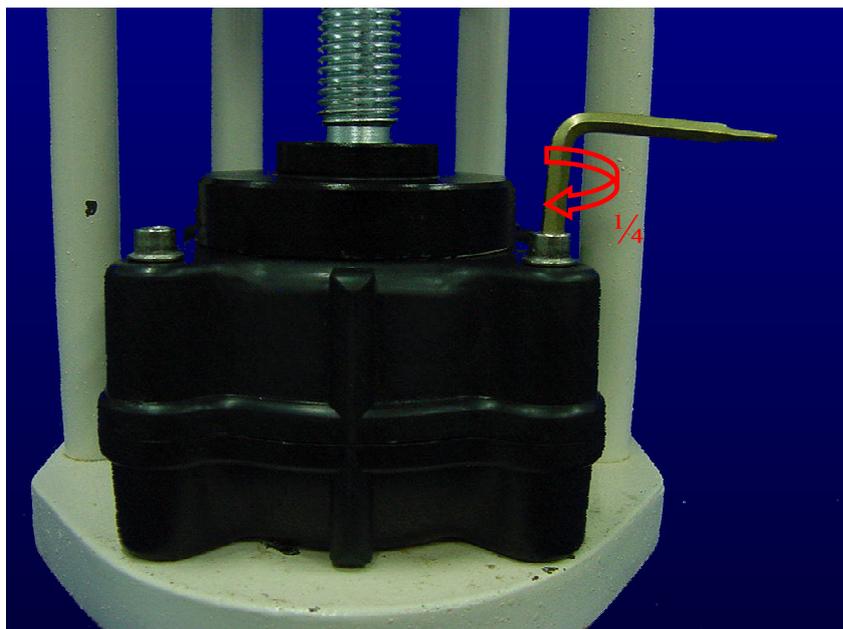


Figura 11 – Mufla na prensa e seta simulando $\frac{1}{4}$ de torque.

Para os grupos 1 e 3, as bases de prova tiveram polimerização imediata e para os grupos 2 e 4 um tempo de espera de 24 horas em bancada para então serem polimerizadas.

Todas as muflas contendo a resina com ativação térmica foram polimerizadas individualmente em forno convencional de microondas modelo MICON AW-4202 (CONTINENTAL Eletrônica da Amazônia Ltda) com potência de saída de 1400 W e frequência 2450 MHz, sendo submetidas à irradiação conforme o ciclo indicado pelo fabricante:

- Estágio inicial: 20 minutos a 10% de potência e

- Estágio final: 5 minutos a 30% de potência do forno.

Ao término do ciclo de polimerização, as muflas permaneceram sobre bancada à temperatura ambiente até completo esfriamento (GOMES *et al.*, 1998).

4. 2. 3 Abertura das muflas, remoção e acabamento das bases

As muflas foram abertas e as bases de prótese total cuidadosamente separadas dos respectivos modelos (PADOVAN, 2001). Os excessos grosseiros das bordas foram removidos com broca maxi-cut (Maillefer, Suíça), sem polimento.

4. 2. 4 Fixação das bases de prótese

As bases de resina foram fixadas nos respectivos modelos com adesivo instantâneo à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, SP), colocado por toda a borda externa da base de prova (Figura 12).

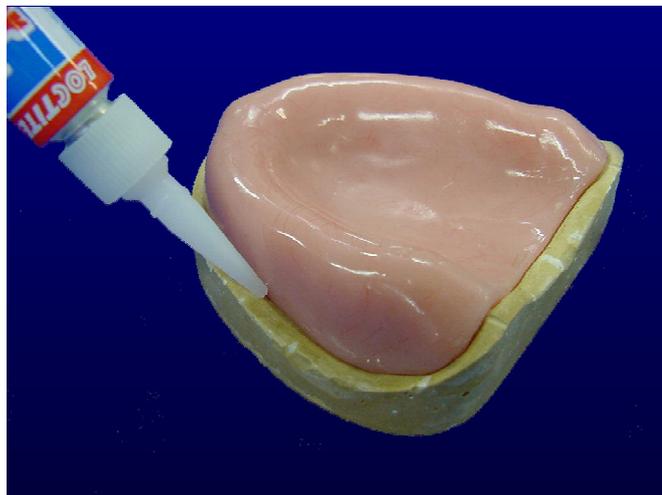


Figura 12 – Fixação da base de prótese ao modelo de gesso

4. 2. 5 Recorte do conjunto base de prótese – modelo

O conjunto base de prótese–modelo de gesso foi fixado num dispositivo (Figura 13) desenvolvido pela Área Prótese Total da FOP - UNICAMP, para se obter um seccionamento padrão dos modelos, evitando a movimentação durante o procedimento. Foram realizados 3 cortes transversais paralelos entre si, com serra manual orientada pela mesa fixadora, nos pontos correspondentes à distal de caninos (A), mesial dos primeiros molares (B) e na região palatina posterior (C) (Figura 14). As secções foram suavemente lixadas para regularizar as superfícies e facilitar a visualização dos níveis de adaptação durante a medição (CONSANI, 2000).

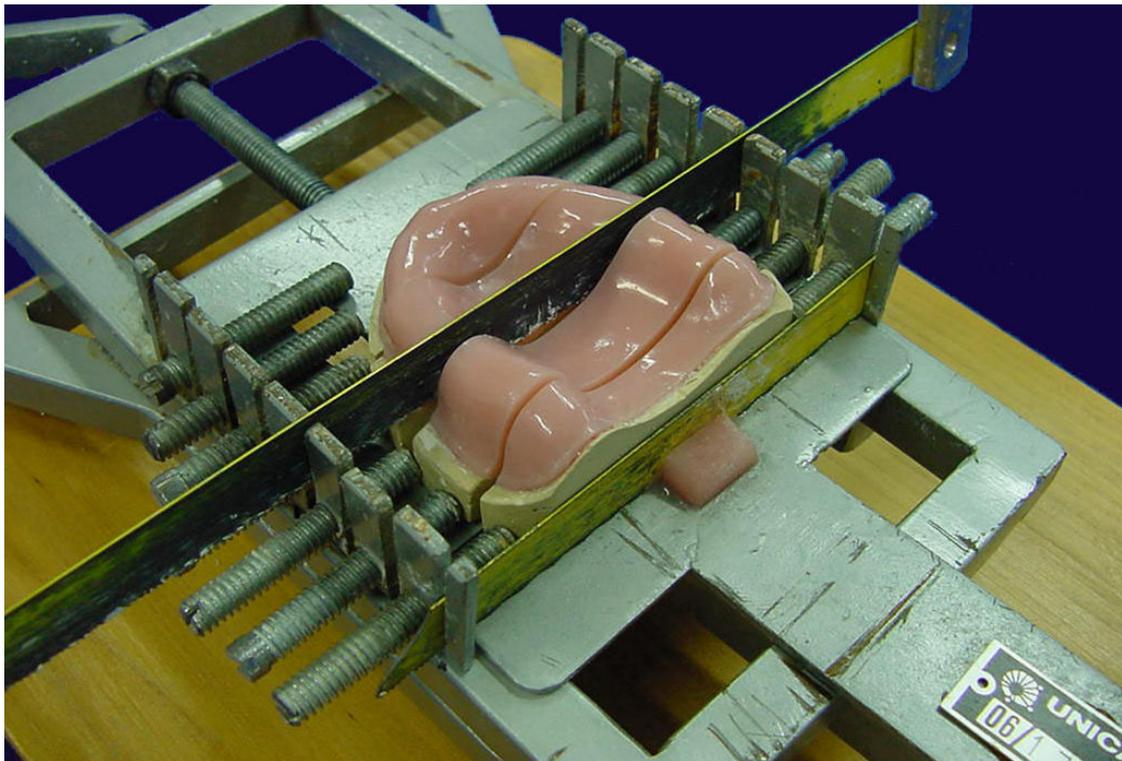


Figura 13 – Conjunto base-modelo no dispositivo.

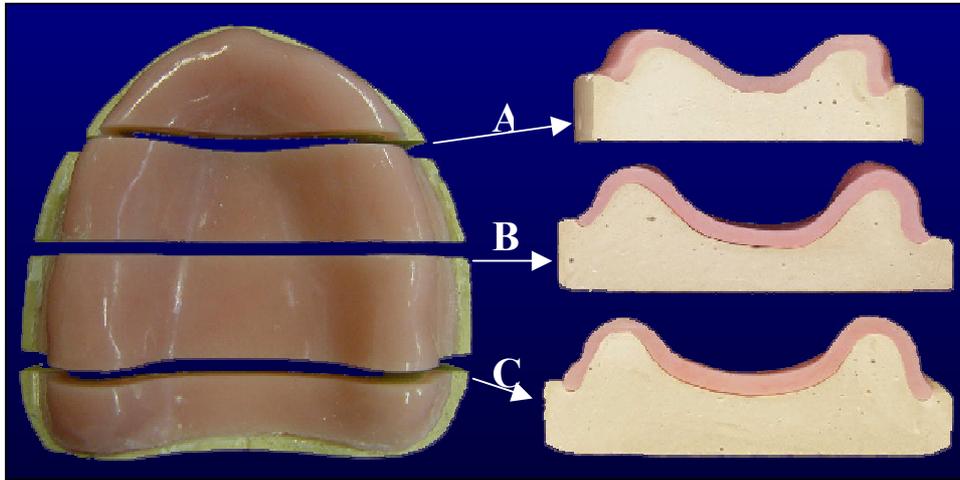
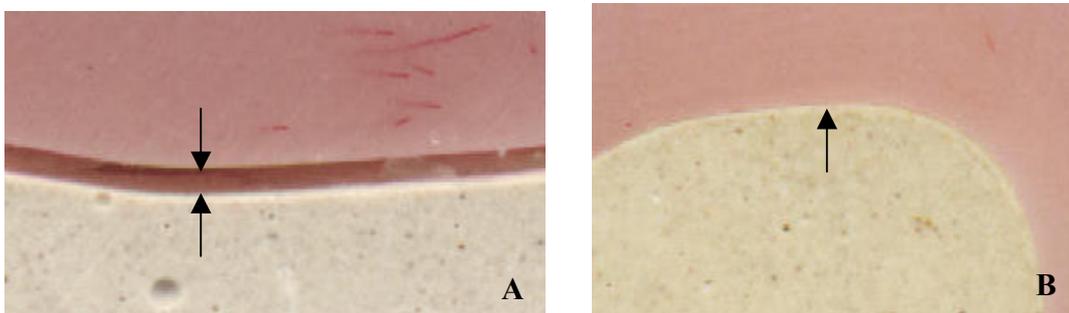


Figura 14 – Cortes transversais nas regiões A, B e C.

4. 2. 6. Avaliação da alteração dimensional

A possível alteração dimensional ocorrida na resina acrílica (Figura 15 - A e B), responsável pelo desajuste da base de prótese em relação ao modelo, foi mensurada com o auxílio de um microscópio comparador linear Olympus STM (Japão), com precisão de 0,0005 mm.



Figuras 15 – (A) Desajuste, medido com microscópio; (B) Adaptação perfeita.

A distância entre a borda interna da base de prótese total e a borda externa do modelo de gesso foi medida em 5 pontos referenciais (Figura 16) para cada corte, a saber:

- Fundo de sulco vestibular direito;
- Crista do rebordo alveolar direito;
- Linha média palatina;
- Crista do rebordo alveolar esquerdo;
- Fundo de sulco vestibular esquerdo.

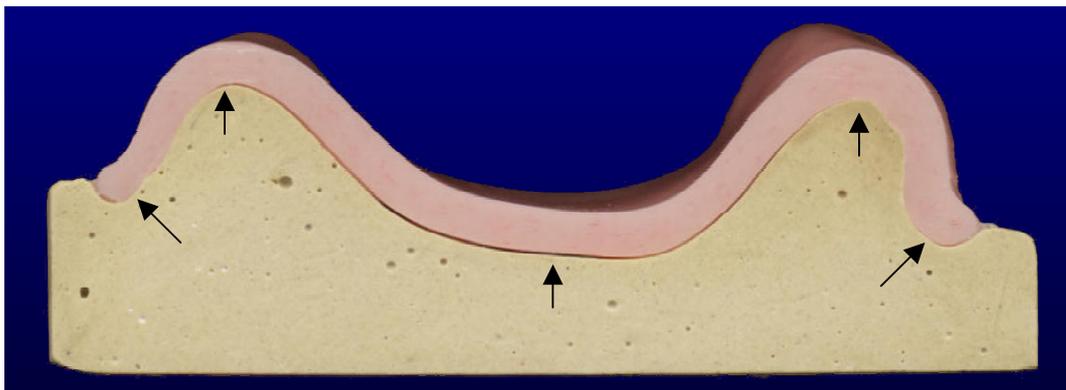


Figura 16 – Secção transversal do conjunto base-modelo com os pontos referenciais indicados por setas.

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

5. Resultados

As Tabelas apresentadas mostram os dados das médias e desvios padrão, em milímetros, seguidos de letras indicativas da significância ou não de acordo com o teste de Tukey, em nível de 5%.

A Tabela 1 e a Figura 17 mostram os valores médios do desajuste da base da prótese em relação ao tipo de gesso de inclusão (III ou IV), independente dos demais fatores. Nesta variável não foi encontrada diferença estatística significativa.

Tabela 1 – Médias de desajuste (mm) em relação ao tipo de gesso de inclusão, independente dos demais fatores.

Tipo de gesso	Desajuste (mm)	5%
III	0,132 ± 0,060	a
IV	0,127 ± 0,042	a

Médias seguidas por letras iguais não diferem entre si em nível de 5% pelo teste de Tukey.

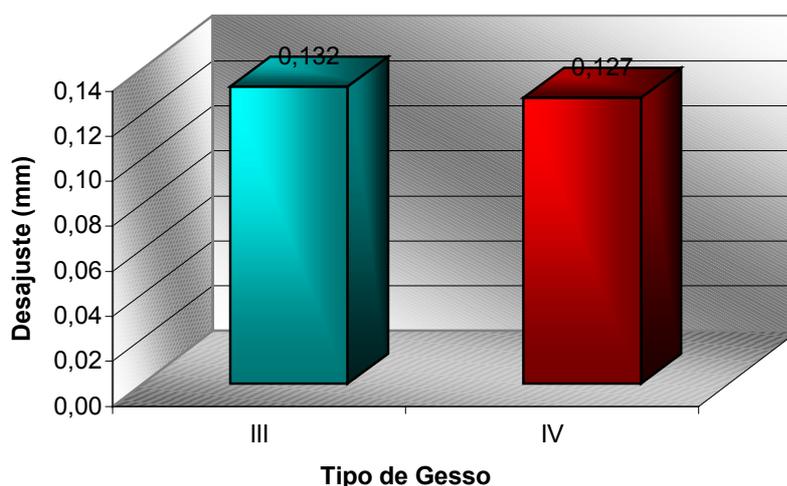


Figura 17 – Ilustração gráfica das médias do desajuste (mm) em relação ao tipo de gesso de inclusão, independente dos demais fatores.

A Tabela 2 e a Figura 18 mostram os valores médios do desajuste da base da prótese em relação ao tempo pós-prensagem (imediate e após 24 horas), independente dos demais fatores. Nesta variável foi encontrada diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

Tabela 2 – Médias de desajuste (mm) em relação ao tempo pós-prensagem, independente dos demais fatores.

Pós-prensagem	Desajuste (mm)	5%
Imediato	0,140 ± 0,057	a
24 horas	0,120 ± 0,045	b

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

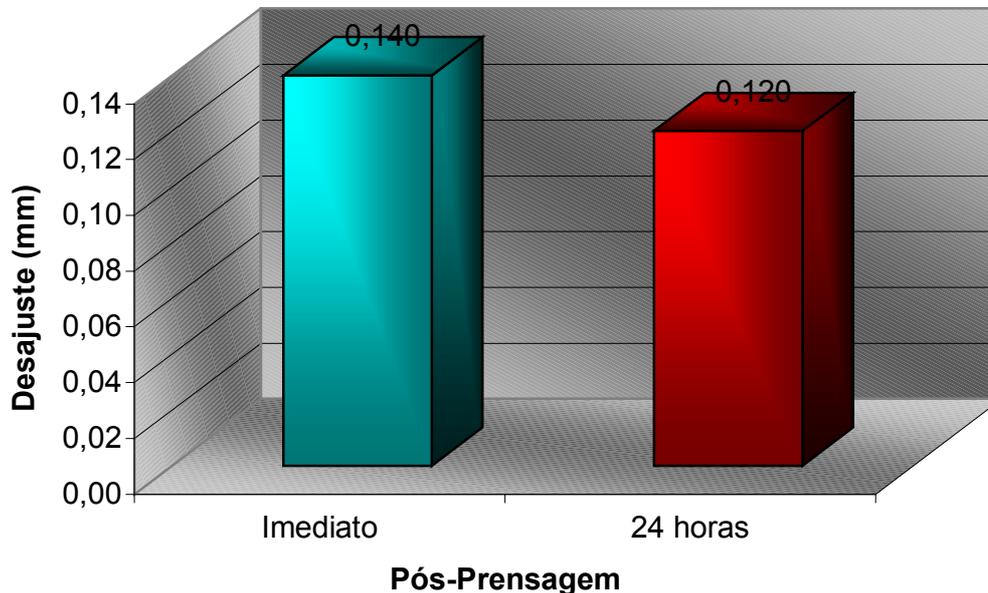


Figura 18 – Ilustração gráfica das médias do desajuste (mm) em relação ao tempo pós-prensagem, independente dos demais fatores.

A Tabela 3 e a Figura 19 mostram os valores médios do desajuste da base da prótese em relação ao tipo de gesso de inclusão (tipo III e tipo IV), dentro do fator tempo pós-prensagem (imediate e após 24 horas), independente da região do corte. Nesta variável foi encontrada diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre os tipos de gesso. Quanto ao tempo pós-prensagem houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$) apenas quando o gesso foi o tipo III.

Tabela 3 – Médias de desajuste (mm), em cada tipo de gesso de inclusão, dentro do fator tempo pós-prensagem, independente da região do corte.

Médias de desajuste (mm)		
Tipo de gesso	Pós-prensagem	
	Imediato	24 horas
III	0,155 ± 0,064 aA	0,109 ± 0,046 aB
IV	0,125 ± 0,044 bA	0,130 ± 0,041 bA

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes nas colunas, e maiúsculas diferentes nas linhas, diferem entre si em nível de 5%

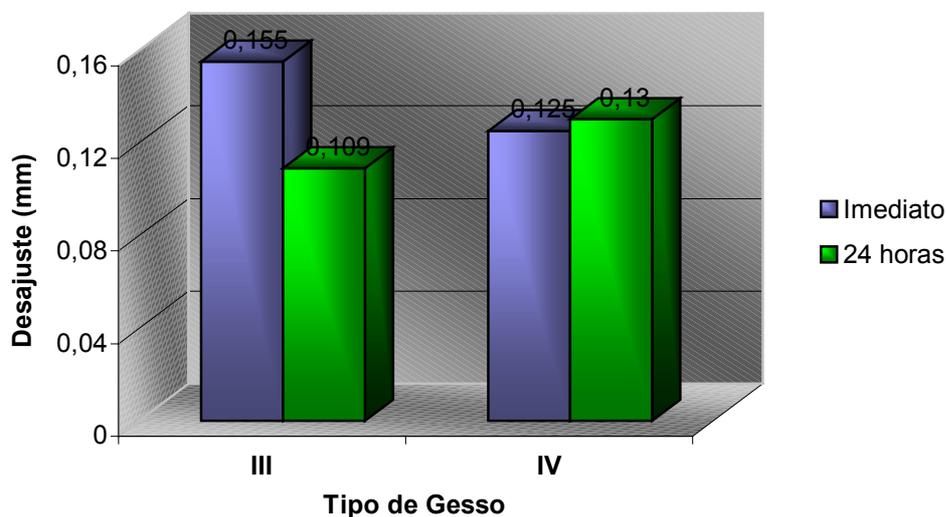


Figura 19 – Ilustração gráfica das médias do desajuste (mm), em cada tipo de gesso de inclusão, dentro do fator tempo pós-prensagem, independente da região do corte.

A Tabela 4 e a Figura 20 mostram os valores médios do desajuste da base da prótese em relação ao corte: A (região de canino), B (região de 1º molar) e C (região palatina posterior), independente dos demais fatores. Nesta variável foi encontrada diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

Tabela 4 – Médias de desajuste (mm) em relação à região do corte, independente dos demais fatores.

Região do Corte	Desajuste (mm)	5%
A	0,082 ± 0,027	a
B	0,133 ± 0,036	b
C	0,174 ± 0,043	c

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

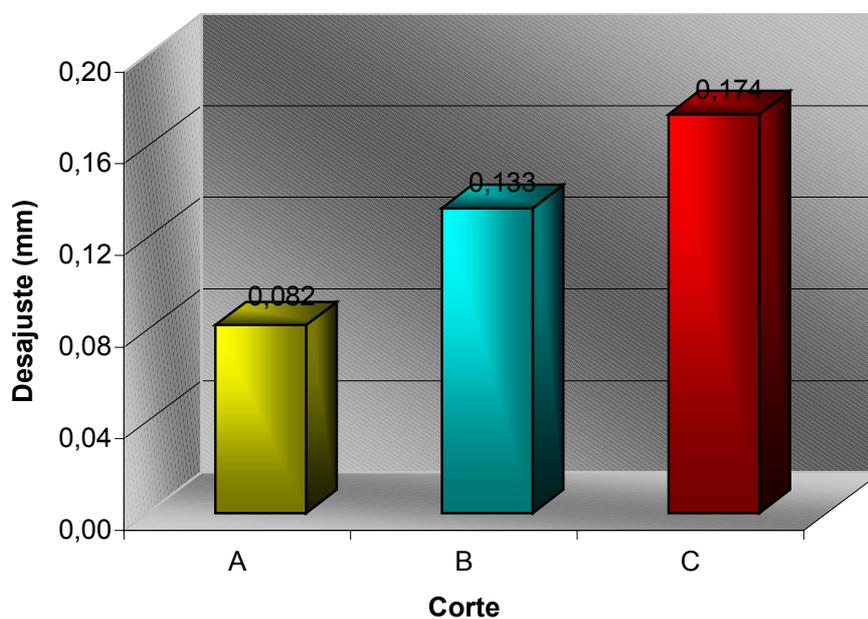


Figura 20 – Ilustração gráfica das médias do desajuste (mm) em relação à região do corte, independente dos demais fatores.

A Tabela 5 e a Figura 21 mostram os valores médios do desajuste da base da prótese em relação ao tipo de gesso, dentro do fator região do corte, independente do tempo pós-prensagem. Nesta variável foi encontrada diferença estatística significativa entre todas as regiões, sendo a regiões A e C com menor e maior desajuste, respectivamente. Quando foi levado em consideração o tipo de gesso em relação à região do corte, não houve diferença estatística significativa.

Tabela 5- Médias de desajuste (mm), em cada tipo de gesso de inclusão, dentro do fator região do corte, independente do tempo pós-prensagem.

Médias de desajuste (mm)			
Gesso	Corte		
	A	B	C
III	0,084 ± 0,034 aA	0,138 ± 0,048 aB	0,175 ± 0,059 aC
IV	0,080 ± 0,020 aA	0,128 ± 0,017 aB	0,174 ± 0,017 aC

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes nas colunas, e maiúsculas diferentes nas linhas, diferem entre si em nível de 5%

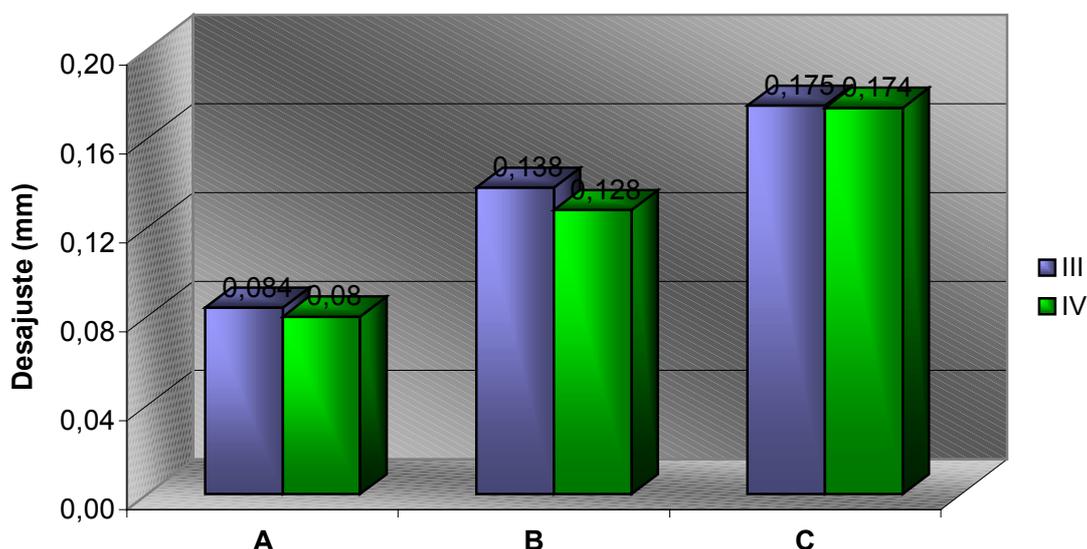


Figura 21 – Ilustração gráfica das médias do desajuste (mm), em cada tipo de gesso de inclusão, dentro do fator região do corte, independente do tempo pós-prensagem.

A Tabela 6 e a Figura 22 mostram os valores médios do desajuste da base da prótese em relação ao tempo pós-prensagem, dentro do fator região do corte, independente do tipo de gesso. Nesta variável foi encontrada diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre todas os cortes, sendo as regiões A e C com menor e maior desajuste, respectivamente. Quando comparados os tempos pós-prensagem, houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$) apenas na região do corte C.

Tabela 6 - Médias de desajuste (mm), em cada tempo de pós-prensagem, dentro do fator região do corte, independente do tipo de gesso de inclusão.

Médias de desajuste (mm)			
Pós-prensagem	Corte		
	A	B	C
Imediato	0,082 ± 0,029 aA	0,147 ± 0,038 aB	0,191 ± 0,036 aC
24 horas	0,082 ± 0,026 aA	0,119 ± 0,028 aB	0,157 ± 0,043 bC

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes nas colunas, e maiúsculas diferentes nas linhas, diferem entre si em nível de 5%

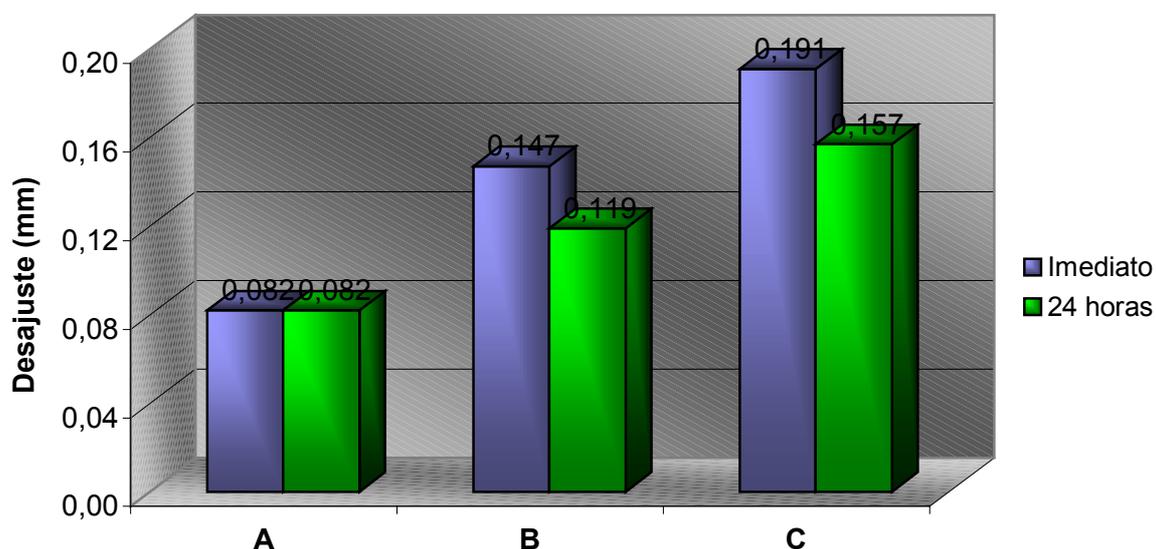


Figura 22 – Ilustração gráfica das médias do desajuste (mm), em cada tempo de pós-prensagem, dentro do fator região do corte, independente do tipo de gesso de inclusão.

6. Discussão

De acordo com HAYDEN (1986), muitos materiais foram usados para a fabricação de bases de próteses antes de 1936, sendo o maior sucesso atribuído à borracha vulcanite. O primeiro composto de resina acrílica, conhecido como veronite foi formalmente introduzido na Odontologia no encontro da A.D.A., em 1938. No entanto, a combinação entre contração de polimerização, contração térmica de esfriamento do gesso e da resina na mufla, presença de monômero livre e tensões liberadas pela demuflagem, resultou em mudanças dimensionais e distorção, que diminuíram a qualidade de adaptação da base (TAKAMATA & SETCOS, 1989), interferindo na retenção e estabilidade da prótese total (CARVALHO, 1972).

Com o objetivo de eliminar as alterações dimensionais, uma combinação ideal de fatores, como materiais e técnicas de processamento da resina acrílica tem sido pesquisada ao longo dos anos. O presente trabalho teve como objetivo o estudo da alteração dimensional da base de prótese total superior, sob influência do tipo de gesso de inclusão e do tempo pós-prensagem, quando confeccionada com resina acrílica termoativada para uso em microondas.

A Tabela 1 e a Figura 17 mostram não haver diferença estatística significativa quando foram comparados os gessos tipo III e tipo IV, independente dos demais fatores. Apesar dos gessos III e IV apresentarem diferenças físicas quanto ao tipo de partículas, resultando em diferentes afinidades pela água de proporção, conseqüentemente promovendo diferentes efeitos no nível de alteração dimensional de presa (CRAIG, 1989; ANUSAVICE, 1998), esse fato não foi

suficiente para promover desajuste com diferença estatística significativa, quando isolado dos demais fatores do processamento.

Mesmo que essa influência não tenha sido evidente quando os gessos foram comparados independente dos demais fatores, trabalhos anteriores, como o de SYKORA & SUTOW (1996) demonstram que gessos de alta expansão térmica promoviam bases melhor adaptadas que aquelas obtidas com o gesso tipo III, e consideraram que a escolha da técnica de processamento e a seleção da resina acrílica podiam ser consideradas secundárias, quanto ao nível de adaptação da base de prótese na região palatina posterior. Assim, o uso de um gesso de alta expansão melhorava substancialmente a adaptação da base da prótese superior quando comparada com o gesso convencional, por compensar em parte a distorção devida à deformação da resina acrílica durante o processamento.

Quando o fator pós-prensagem foi avaliado independente dos demais fatores (Tabela 2 e Figura 18), houve diferença estatística significativa entre os tempos imediato e 24 horas. O menor desajuste da base foi observado no tempo pós-prensagem de 24 horas. De acordo com GOMES *et al.* (1998), o tempo pós-prensagem maior que 12 horas permitia melhor acomodação da massa de resina, evitando alteração indesejável no processamento. Da mesma forma, PEYTON (1950) acreditava que o fator tempo de espera para o início da polimerização exercia influência positiva na magnitude das discrepâncias dimensionais ocorridas na base da resina acrílica. Segundo esse autor, o tempo pós-prensagem, de no mínimo uma hora, permitia melhor escoamento da massa de resina no interior do molde de gesso e facilitava a liberação de tensões internas antes da polimerização. Resultados semelhantes foram relatados por CONSANI *et al.* (2002a) quando verificaram que o menor desajuste da base era obtido no tempo pós-prensagem de 12 horas e o maior no tempo imediato, quando foi estudada a interação estágio da

resina e tempo pós-prensagem.

No entanto, resultados anteriores relatados por KIMPARA & MUENCH (1996) e CONSANI (2000) não mostraram a influência do tempo pós-prensagem na adaptação das bases de prótese total. Esses autores se basearam no entendimento que a combinação dos efeitos polimerização, esfriamento da mufla e liberação das tensões pós-prensagem deviam ser considerados fatores mais críticos no padrão de distorção ocorrido na base, do que o tempo pós-prensagem, quando analisaram a influência dos tipos de processamento (tempo pós-prensagem e fase da resina na prensagem) e do dispositivo RS de contenção, respectivamente. PADOVAN (2001), utilizando uma resina de rápida polimerização (QC-20), concluiu que o tempo pós-prensagem de 24 horas produzia maior desajuste da base, com diferença estatística significativa quando comparado com o tempo imediato, sob influência de diferentes tipos de polimerização (ciclo rápido, banho d'água e microondas).

A Tabela 3 e a Figura 19 mostram as médias de desajuste em cada tipo de gesso de inclusão, dentro do fator tempo pós-prensagem, independente da região do corte. Os gessos tipo III e IV mostraram diferença estatística significativa quando comparados entre si dentro de cada tempo pós-prensagem (imediato e 24 horas). O melhor nível de adaptação das bases para o tempo imediato foi promovido pelo gesso tipo IV, enquanto no tempo pós-prensagem de 24 horas, o gesso tipo III apresentou melhor resultado. Isto significa que o tempo pós-prensagem de 24 horas somente exerceu efeito benéfico na adaptação da base da prótese quando o gesso utilizado foi o tipo III, realçando o entendimento que o tempo pós-prensagem foi influenciado mais pela condição física do gesso do que pelo comportamento da resina acrílica em si. Isto provavelmente ocorreu devido às diferenças físicas das partículas de cada gesso (HENRY & PHILIPS, 1961) e os

conseqüentes comportamentos frente a diversos fatores, como relação água/pó (LAUTENSCHLAGER & CORBIN, 1969; ABREU, *et al.*, 1971), expansão de presa (MAHLER & ASGARZADETH, 1953; KRUSNER & MICHMAN, 1967; JORGENSEN, 1973; GARBER *et al.*, 1985) e expansão térmica (SYKORA & SUTOW, 1996).

De acordo com CRAIG (1989), a quantidade de água usada na mistura com o gesso era maior que a quantidade necessária para a reação química. Entretanto, a água em excesso devia ser adicionada à mistura com o intuito de facilitar a manipulação do material. No entender de MAHLER (1951), quando o excesso de água de mistura do gesso era perdido, as propriedades se tornavam mais favoráveis. Portanto, a medida que todo o excesso de água se dissipava, o material alcançava uma condição física ótima (COMBE & SMITH, 1964; CRAIG, 1989; ANUSAVICE, 1998). Nessas condições, como o gesso tipo III necessita de relação água/pó maior que o tipo IV, pode-se aferir que somente após 24 horas, esse gesso apresentava propriedades físicas mais favoráveis.

De acordo com MAHLER & ADY (1960), CRAIG (1989) e ANUSAVICE (1998), quanto maior for a relação água/pó e maior o tempo de espatulação, dentro dos limites práticos, maior será a expansão de presa. No entanto, JORGENSEN (1973) afirmou que o tempo de mistura não tinha influência na quantidade de expansão de presa quando o gesso era espatulado por até 90 segundos. De acordo com ANUSAVICE (1998), o método mais efetivo de controle da expansão de presa era a adição de substâncias químicas, pois dependendo das condições físicas das partículas, era observada uma expansão linear tão pequena quanto 0,06% ou tão grande quanto 0,5%; e na secagem, o excesso de água era perdido e os espaços vazios aumentavam.

ALMEIDA (2001), estudando a combinação de gessos de inclusão em relação a diferentes ciclos de polimerização da resina, afirmou que a maior expansão de presa que ocorria no gesso tipo III era responsável pela menor alteração encontrada nas bases de prótese, o que podia compensar, em parte, a contração de polimerização da resina acrílica.

Gessos com diferentes composições foram desenvolvidos por KIMURA *et al.* (1987), na tentativa de melhorar a adaptação de bases de prótese total polimerizadas com energia de microondas. Esses autores verificaram que gesso reforçado com 20 a 30%, em peso, com pó de alumínio foi respectivamente 20 a 50% melhor que os materiais convencionais. SYKORA & SUTOW (1996), utilizando modelos de gesso de alta expansão térmica, afirmaram que a contração de uma base de prótese de resina acrílica era aproximadamente oito vezes maior que a contração térmica média dos gessos utilizados em Odontologia, com diferença de contração linear de 0,28 mm.

Portanto, as características físicas do gesso, quanto ao tipo de partícula, relação água/pó e as condições de processamento, podem influenciar na magnitude da contração de polimerização da resina em relação às tensões internas acumuladas na prótese total durante o esfriamento, como relataram ANTHONY & PEYTON (1962) e a liberação de tensões após a separação prótese-modelo diminui a adaptação da base da prótese aos tecidos de suporte (KERN, 1941; HAYDEN, 1986; TAKAMATA *et al.*, 1989; TAKAMATA & SETCOS, 1989; AL-HANBALI *et al.*, 1991).

A Tabela 4 e a Figura 20 mostram que o menor desajuste da base ocorreu na região do corte A (caninos) e o maior no corte C (palatina posterior). Os valores intermediários ocorreram na região do corte B (1º molares). Todos

apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si. Estes resultados estão de acordo com vários autores, como ALMEIDA *et al.* (1999); PADOVAN *et al.* (1999); RIZZATI BARBOSA (1999), quando afirmaram que a adaptação da base ao modelo de gesso continuava sendo insatisfatória, principalmente na região posterior do palato. Outros autores também afirmaram que as causas da discrepância entre regiões são consequência de fatores coadjuvantes, como a forma geométrica do palato (SYKORA & SUTOW, 1993; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999), espessura da base (WOELFEL *et al.*, 1960; PAFFENBARGER *et al.*, 1962; WOLFAARDT *et al.*, 1986; CHEN *et al.*, 1988; STRATEN, 1991; SADAMORI *et al.*, 1997), diferentes locais da base (LATTA *et al.*, 1990; POLYZOIS, 1990), métodos de polimerização (SMITH & POWERS, 1992), operadores (CONSANI *et al.*, 2000), marcas comerciais (CONSANI *et al.*, 2002b) e estágio da resina (CONSANI *et al.*, 2002a). No entanto há consenso entre todos os autores que a região posterior sempre apresentava as maiores distorções dimensionais em relação à região anterior, independente das variáveis utilizadas em cada estudo, comprovando resultados de trabalhos clássicos mostrados na literatura (SKINNER, 1949; WOELFEL *et al.*, 1960; ANTHONY & PEYTON, 1962, WOELFEL *et al.*, 1965; PAFFENBARGER *et al.*, 1962; PICKETT & APPLEBY, 1970; LECHNER & LAUTENSCHLAGER, 1984; SANDERS, 1991).

A região do corte pode ser analisada em relação ao tipo de gesso de inclusão e tempo pós-prensagem, como mostram as Tabelas 5 e 6 e as Figuras 21 e 22. Nestas Tabelas foi possível observar que a região com menor desajuste foi a do corte A e a que apresentou maior desajuste foi a do corte C, com diferença estatística significativa, independente do gesso de inclusão ou do tempo pós-prensagem. Apesar da redução numérica dos valores no tempo pós-prensagem de 24 horas em relação ao imediato, e no gesso tipo IV em relação ao tipo III, o

desajuste da base permaneceu sendo fator inerente ao processo resultante da combinação de alterações ocorridas na polimerização da resina, no esfriamento da mufla (contração térmica) e na remoção da base (liberação de tensões). Esses fatores podem ser considerados responsáveis pelo estabelecimento de um padrão similar de discrepâncias, capazes de reduzir ou mesmo anular o efeito do tempo de início da polimerização e do gesso de inclusão, sobre o fator região do corte, o que pode ser comprovado pelas 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).

SWEENEY (1939) observou um espaço de 1 a 2 mm entre a base e o modelo na região palatina posterior em diversas técnicas de polimerização. Segundo WOELFEL & PAFFENBARGER (1959), as alterações dimensionais que ocorriam na secção posterior da base de resina acrílica eram devido as diferentes propriedades físicas da resina e do gesso. De acordo com ARIOLI FILHO (1999), a anatomia do rebordo alveolar anterior contribuía para o menor desajuste, o que não ocorria na região posterior do palato, confirmando os relatos de WOELFEL *et al.* (1959), quando afirmaram que os valores de contração de polimerização não são os mesmos em todas as direções, devido as diferentes restrições impostas pela forma do modelo, dificultando a liberação de tensões na região anterior e facilitando-a na região posterior, considerada menos restritiva.

A presença de um desvio de 0,220 a 0,270 mm na área do palato e de 0,220 mm na borda da linha mediana foram considerados por ANTHONY & PEYTON (1959) como de pouco significado clínico, porque não excediam a capacidade da resiliência da mucosa bucal; enquanto CHEN *et al.* (1988)

observaram que discrepâncias numa escala de 0,230 a 0,500 mm na região posterior não podiam ser corrigidas clinicamente.

A menor alteração média promovida na região palatina posterior (corte C) foi na combinação do gesso tipo III com o tempo pós-prensagem de 24 horas, resultando num desajuste de 0,141 mm, valor aquém do índice relatado por ANTHONY & PEYTON (1959) e que poderia, por analogia, ser considerado como de pouco significado clínico na adaptação e retenção das próteses totais.

No entanto, a adaptação de uma prótese total sobre os tecidos bucais não estaria restrita somente ao tipo de resina ou ao processamento da mesma. Outros passos clínicos e laboratoriais estão envolvidos, assim como aspectos inerentes ao paciente e ao cirurgião dentista. Por isso, a significância clínica deste trabalho não deveria ser considerada como uma etapa isolada da confecção da prótese, e sim como parte do conjunto de etapas, cujo somatório levaria a um resultado clínico final significativo.

7. Conclusão

1. Os maiores e menores níveis médios de desajuste foram obtidos com o gesso pedra tipo III, sendo os maiores no tempo pós-prensagem imediato e os menores no tempo pós-prensagem 24 horas, com diferença estatística significativa. Os valores intermediários foram observados no gesso tipo IV nos tempos pós-prensagem imediato e 24 horas, no entanto sem apresentar diferença estatística significativa entre si.

2. Todas as regiões dos cortes apresentaram níveis médios de desajuste com diferença estatística significativa quando comparadas entre si. O menor nível médio de desajuste ocorreu no corte A, seguido dos cortes B e C.

Referências Bibliográficas*

ABREU, D., VIEIRA, D.F., ARAUJO, P.A. Estudo de algumas propriedades de gesso pedra em função da experiência do operador e da relação pó-líquido. **Estomatologia e Cultura**, v.5, n.1, p. 51-67, jan./jun. 1971.

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.

ALMEIDA, M.H.W. **Efeitos da combinação de gessos de inclusão sobre a adaptação das bases de prótese total superior**. Piracicaba, 2001. 144 p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

ALMEIDA, M.H.W. *et al.* Influência da técnica de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. **RFO UPE**, Passo Fundo, v. 4, n. 1, p. 49-56, jan./jun. 1999.

ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A. Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.9, n.4, p.683-692, Apr. 1959.

*Baseada na NBR- 6023, de agosto de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

Abreviatura dos periódicos em conformidade com o “Medline”.

ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A. Dimensional accuracy of denture-base material. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.12, n.1, p.67-81, Jan./Feb. 1962.

ANUSVICE, K.J. **Materiais Dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. p.140-160.

ARIOLI FILHO, J.N. *et al.* A importância da geometria do palato na adaptação de próteses totais superiores. **RFO UPE**, Passo Fundo, v. 4, n. 1, p. 45-48, jan./jun. 1999.

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 Prosthet Dent**, Saint Louis, v.42, n.1, p.17-22, July 1979.

BECKER, C.M., SMITH, D.E., NICHOLLS, J.I. The comparison of denture-base processing technique. Part II. Dimensional changes due to processing. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.37, n.4, p.450-459, Apr. 1977.

BORGES, L.H. **Efeito do tempo pós-prensagem sobre a rugosidade, dureza e porosidade superficial da resina acrílica QC 20, em diferentes ciclos de polimerização**. Piracicaba, 2001. 145 p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

CARVALHO, J.C.M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. **Rev Fac Odontol São Paulo**, São Paulo, v. 10, n. 1, p. 127-132, jan./jun. 1972.

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**, Oxford, v. 4, n. 1 p. 20-24, Apr. 1988.

COMBE, E.C., SMITH, D.C. Some properties of gypsum plasters. **Br Dent J**, London, n.6, p.237-245, Sep. 1964.

CONSANI, R.L.X. **Efeito do dispositivo RS de contenção, sobre a alteração dimensional das bases de prótese total superior**. Piracicaba, 2000. 119 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

CONSANI, R.L.X.; SILVA, F.A.; SILVA, W.A.B. Alteração dimensional da base de prótese total polimerizada no ciclo convencional em função do tempo pós-prensagem e estágio da resina. **PCL**, Curitiba, v. 4. n. 18, p. 144-150, mar./abr. 2002a.

CONSANI, R.L.X. *et al.* Effect of Commercial Acrylic Resins on Dimensional Accuracy of the Maxillary Denture Base. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 13. n. 1, p. 57-60, jan./fev. 2002b.

CONSANI, R.L.X. *et al.* Influência de operadores na adaptação das bases de prótese total. **RPG-Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 3, n. 1, p. 74-80, jan./jul. 2000.

CORRÊA, G.A. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para seu estudo. Parte I- Alteração quanto à espessura. **Rev ABO Nac**, Rio de Janeiro, v. 2, n. 2, p. 110-113, abr./maio 1994.

CRAIG, R.G. **Restorative Dental Materials**. 8.ed. Saint Louis: Mosby, 1989. Cap. 12.

GARBER, D.K., POWERS, J.M., BRANDAU, H.E. Effect of spatulation on the properties of high-strength dental stones. **J Mich Dent Assoc**, v.67, n.1, p.133-136, Mar. 1985.

GAY, W.D.; KING, G.E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 42, n. 4, p. 437-440, Oct. 1979.

GOMES, T. *et al.* Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em prótese total. **Rev Fac Odontol São Paulo**, São Paulo, v. 12, n. 2, p. 181-187, abr./jun. 1998.

GRUNEWALD, A.H., PAFFENGARGER, G.C., DICKSON, G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.44, n.2, p.269-284, Mar., 1952.

HAYACIBARA, R.M. **Avaliação da precisão de métodos utilizados na determinação do desajuste das bases de prótese total**. Piracicaba, 2001. 106 p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

HAYDEN, W.J. Flexural strength of microwave-cured denture base plate. **Gen Dent.**, Chicago, v.34, n.5, p.367-371. Sep./Oct. 1986.

HENRY, R.W., PHILLIPS, R.W. Influence of particle size of stone on surface detail of casts. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.11, n.1, p.169-173, Jan./Feb. 1961.

JACKSON, A.D. *et al.* The dimensional accuracy of two denture bases processing methods. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 2, n. 5, p. 421-428, Sept./Oct. 1989.

JORGENSEN, K.D. Study of the setting expansion of gypsum. **Acta Odontol Scand**, Stockholm, v.21, n.1, p227-254, 1973.

KAWARA, M. *et al.* Distortion behavior of heat – activated acrylic denture-base resin in conventional a long, low-temperature processing methods. **J Dent Res**, Chicago, v.77, n.6, p.1446-1453, June 1998.

KERN, W.R. Possible dimensional changes in denture base material. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.28, n.12, p.1952-1958, 1941.

KIMPARA, E.T.; MUENCH, A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. **Rev Fac Odontol São Paulo**, São Paulo, v. 3, n. 2, p. 110-114, abr./jun. 1996.

KIMURA, H., TERAOKA, F., SUGITA, M. Application of microwave for dental technique (part 3) Development of model materials for microwave polymerization. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.27, p.41-50, Dec. 1987.

KOMIYAMA, O. KAWARA, M. Stress relaxation of heat-activated acrylic denture base resin in the mold after processing. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.79, n.2, p.175-181, Feb., 1998.

KRUSNER, W., MICHMAN, J. Setting expansion of plaster of paris: the initial contraction. **J Dent Res**, Chicago, v.46, n.4, p.661-665, July/Aug. 1967.

LATTA, G.H.; BOWLES, W.F.; CONKIN, J.E. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 63, n. 6, p. 654-661, June 1990.

LAUTENSCHLAGER, E.P., CORBIN, F. Investigation on the expansion of dental stone. **J Dent Res**, Chicago, v.48, n.2, p.206-210, Mar./Apr. 1969.

LECHNER, S.K., LAUTENSCHLAGER, E.P. Processing changes in maxillary complete dentures. **J Prosthet Dent**, Saint Luis, v.52, n.1, p.20-24, July, 1984.

MAHLER, D.B. In articulation of complete denture processed by compression molding technique. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.1, n.5, p.551-559, Oct. 1951.

MAHLER, D.B., ADY, A.B. An explanation of the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. **J Dent Res**, Chicago, v.39, n3, May/June, 1960.

MAHLER, K.B., ASGARZADETH, K. The volumetric contraction of dental gypsum materials on setting. **J Dent Res**, Chicago, v.32, p354-361, Jun 1953.

MIRZA, F.D. Dimensional stability of acrylic resin dentures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.11, n.5, p.848-857, Sept./Oct., 1961.

NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: With particular reference to heat-curing resins. **J Osaka Dent Univ Sch**, Osaka, v. 2, n. 1, p. 23-40, Feb. 1968.

PADOVAN, S. H. M. **Efeito do tempo pós-prensagem na adaptação das bases de próteses totais confeccionadas com resina acrílica QC-20 em diferentes ciclos de polimerização**. Piracicaba, 2001. 122 p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

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.

PAGGENBARGER, G.C., WOELFEL, J.B., SWEENEY, W.T. Dimensional changes in dentures. **Dent Pract**, Bristol, v.13, n.2, p.64-69, Oct., 1962.

PEYTON, F.A. Packing and processing denture base resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 40, n. 5, p. 520-528, May 1950.

PEYTON, F.A., ANTHONY, D.H. Evaluation of denture processed by different techniques. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.13, n.2, p.269-282, 1963.

PICKETT, H.G.; APPLEBY, R.C. A comparison of six acrylic resin processing techniques. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 80, n. 6, p. 1309-1314, June 1970.

PHILLIPS, R.W. **Skinner materiais dentários**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. p. 110.

POLYZOIS, G.L. *et al.* Dimensional stability of denture processed in boilable acrylic resins. A comparative study. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.57, n.5, p.639-647, May 1987.

POLYZOIS, G.L. *et al.* 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.

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**. Piracicaba, 1999, 114 p. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

RIZZATTI-BARBOSA, C.M.; DEL BEL CURY, A.A.; PANZERI, H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade das próteses totais. **Rev Fac Odontol São Paulo**, São Paulo, v. 9, n. 3, p. 197-206, jul./set. 1995.

SADAMORI, S.; NISHII, T.; HAMADA, T. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 10, n. 1, p. 35-43, Jan. 1997.

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, 1991.

SPENCER, H.R., GARIAEFF, P. The present status of vulcanite versus plastics as a base plate material. **Contact Pt.**, San Francisco, v.27, n.2, p. 263-267, June, 1949.

SKINNER, E. W. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 1, n. 1, p. 161-167, Jan./Mar. 1951.

SKINNER, E.W. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.39, n3, p.261-268, Sept. 1949.

SMITH, L.T.; POWERS, J.M. Relative fit of new denture resins polymerised by heat, light and microwave energy. **Am J Dent**, San Antonio, v. 5, n. 3, p. 140-142, June 1992.

STRATEN, R.J. *et al.* A study of acrylic resin denture base material distortion using computer-aided holographic interferometry. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 4, n. 6, p. 577-585, Sept./Oct. 1991.

SWEENEY, W.T. Denture base material acrylic resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.26, p.1863-1873, Nov. 1939.

SWEENEY., TAYLOR, D.F. Dimensional changes in dental stone and plaster. **J Dent Res**, Chicago, v.29, n.6, p.749-755, Dec. 1950.

SYCORA, O.; SUTOW, E.J. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 20, n. 1, p. 19-31, Jan. 1993.

SYCORA, O.; SUTOW, E.J. Posterior palatal seal adaptation: influence of a high expansion stone. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 23, p. 342-345, May 1996.

TAKAMATA, T.; SETCOS, J.C. Resin denture bases: Review of accuracy and methods of polymerisation. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 2, n. 6, p. 555-562, Nov./Dec. 1989.

TAKAMATA, T. *et al.* Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerisation. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 119, n. 8, p. 271-276, Aug. 1989.

TAYLOR, P.B., Acrylic resins: Their manipulation. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.28, n.3, p.373-387, Mar. 1941.

WOEFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. **Int Dent J**, London, v. 9, n. 4, p. 451-460, July/Aug. 1959.

WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C., SWEENEY, W.T. Clinical evaluating of complete dentures made of 11 different types of denture base material. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.70, n.5, p.1170-1188, May 1965.

WOEFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 61, n. 10, p. 413-430, Oct. 1960.

WOELFEL, F.B., PAFFENBARGER, G.C. SWEENEY, W.T. Dimensional changes in complete dentures on drying, wetting and heating in water. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v65, p.495-505, Oct. 1962.

WOLFAARDT, J.; CLEATON-JONES, P.; FATTI, P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly (methyl methacrylate). **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 55, n. 4, p. 518-525, Apr. 1986.

WONG, D.M.S. et al. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.81, n.3, p300-304, Mar. 1999.

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

* SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA *
* Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *
* Empresa de Pesquisa Agropecuarla de Mimas Gerais-EPAMIG *
* ANALISE DA VARIABEL TESTE - ARQUIVO: RICARDO *

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: RICARDO

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: DESADAPTACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	GESSO
B	POLIMERI
C	CORTE

QUADRO DA ANALISE DE VARIACIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
GESSO	1	0.0006864	0.0006564	0.6608	0.57650
POLINERI	1	0.0125052	0.0125052	12.0386	0.00110
CORTE	2	0.1701851	0.0854429	82.2545	0.00001
GES*POL	1	0.0192781	0.0192787	18.5593	0.00014
GES*COR	2	0.0004441	0.0002221	0.2138	0.81009
POLZCOR	2	0.0067642	0.0033821	3.2559	0.04109
GESPOL*COR	2	0.0024949	0.0012475	1.2009	0.30471
RESIDUO	108	0.1121868	0.0010388		
TOTAL	119	0.3252456			

MEDIA GERAL: 0.130358

COEFICIENTE DE VARIACAO :24.124 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TIPO III	60	0.132750	0.132750	a	A
2	2	TIPO IV	60	0.127967	0.127967	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5%: 0.01163 - D.M.S. 1%: 0.01535
 TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO
 DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR POLIMERI

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TIPO III	30	0.155633	0.155633	a	A
2	2	TIPO IV	30	0.125500	0.125500	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO DENTRO DE 24 HORAS DO FATOR POLIMERI

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	TIPO IV	30	0.130433	0.130433	a	A
2	1	TIPO III	30	0.109867	0.109867	b	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% : 0.01644 - D.M.S. 1% : 0.02170

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO DENTRO DA REGIAO A DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TIPO III	20	0.084700	0.084700	a	A
2	2	TIPO IV	20	0.080600	0.080600	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO DENTRO DA REGIAO B DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TIPO III	20	0.138400	0.138400	a	A
2	2	TIPO IV	20	0.128600	0.128600	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO DENTRO DA REGIAO C DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
-----------	-----------	------	------------	--------	------------------	----	----

1	1	TIPO III	20	0.175150	0.175150	a	A
2	2	TIPO IV	20	0.174700	0.174700	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% : 0.02014 - D.M.S. 1% : 0.02658

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR POLIMERI E REGIAO A DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TIPO III	10	0.090800	0.090800	a	A
2	2	TIPO IV	10	0.074000	0.074000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR POLIMERI E REGIAO B DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TIPO III	10	0.167000	0.167000	a	A
2	2	TIPO IV	10	0.127700	0.127700	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR POLIMERI E REGIAO C DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	TIPO III	10	0.209100	0.209100	a	A
2	2	TIPO IV	10	0.174800	0.174800	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO DENTRO DE 24 HORAS DO FATOR POLIMERI E REGIAO A DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	TIPO IV	10	0.087200	0.087200	a	A
2	1	TIPO III	10	0.078600	0.078600	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO DENTRO DE 24 HORAS DO FATOR POLIMERI E REGIAO B DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
-----------	-----------	------	------------	--------	------------------	----	----

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	TIPO IV	10	0.129500	0.129500	a	A
2	1	TIPO III	10	0.109800	0.109800	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GESSO
DENTRO DE 24 HORAS DO FATOR POLIMERI REGIAO C DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	TIPO IV	10	0.174600	0.174600	a	A
2	1	TIPO III	10	0.141200	0.141200	b	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% : 0.02848 - D.M.S. 1% : 0.03759

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE PILIMERI

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	IMEDIATA	60	0.140567	0.140567	a	A
2	2	24 HORAS	60	0.120150	0.120150	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% : 0.01163 - D.M.S. 1% : 0.01535

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE PILIMERI DENTRO DO TIPO III DO FATOR GESSO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	IMEDIATA	30	0.155633	0.155633	a	A
2	2	24 HORAS	30	0.109867	0.109867	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE PILIMERI DENTRO DO TIPO IV DO FATOR GESSO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	24 HORAS	30	0.130433	0.130433	a	A
2	1	IMEDIATA	30	0.125500	0.125500	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% : 0.01644 - D.M.S. 1% : 0.02170

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMERI DENTRO DA REGIAO A DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	24 HORAS	20	0.082900	0.082900	a	A
2	1	IMEDIATA	20	0.082400	0.082400	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMERI DENTRO DA REGIAO B DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	IMEDIATA	20	0.147350	0.147350	a	A
2	2	24 HORAS	20	0.119650	0.119650	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMERI DENTRO DA REGIAO C DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	IMEDIATA	20	0.191950	0.191950	a	A
2	2	24 HORAS	20	0.157900	0.157900	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% : 0.02014 - D.M.S. 1% : 0.02658

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMERI DENTRO DE TIPO III DO FATOR GESSO E REGIAO A DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	IMEDIATA	10	0.090800	0.090800	a	A
2	2	24 HORAS	10	0.078600	0.078600	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMERI DENTRO DE TIPO III DO FATOR GESSO E REGIAO B DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	IMEDIATA	10	0.167000	0.167000	a	A
2	2	24 HORAS	10	0.109800	0.109800	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMERI DENTRO DE TIPO III DO FATOR GESSO E REGIAO C DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
-----------	-----------	------	------------	--------	------------------	----	----

1	1	IMEDIATA	10	0.209100	0.209100	a	A
2	2	24 HORAS	10	0.141200	0.141200	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMERI DENTRO DE TIPO IV DO FATOR GESSO E REGIAO A DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	24 HORAS	10	0.087200	0.087200	a	A
2	1	IMEDIATA	10	0.074000	0.074000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMERI DENTRO DE TIPO IV DO FATOR GESSO E REGIAO B DO FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	24 HORAS	10	0.129500	0.129500	a	A
2	1	IMEDIATA	10	0.127700	0.127700	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMERI DENTRO DE TIPO IV DO FATOR GESSO E REGIAO C FATOR CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	IMEDIATA	10	0.174800	0.174800	a	A
2	2	24 HORAS	10	0.174600	0.174600	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% : 0.02848 - D.M.S. 1% : 0.03759

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE CORTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	C	40	0.174925	0.174925	a	A
2	2	B	40	0.133500	0.133500	b	B
3	1	A	40	0.082650	0.082650	c	C

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% : 0.01708 - D.M.S. 1% : 0.02132

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE CORTE DENTRO DE TIPO III DO FATOR GESSO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	C	20	0.175150	0.175150	a	A
2	2	B	20	0.138400	0.138400	b	B
3	1	A	20	0.084700	0.084700	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE CORTE DENTRO DE TIPO IV DO FATOR GESSO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	C	20	0.174700	0.174700	a	A
2	2	B	20	0.128600	0.128600	b	B
3	1	A	20	0.080600	0.080600	c	C

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% : 0.02416 - D.M.S. 1% : 0.03015

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE CORTE DENTRO DE IMEDIATA DO FATOR POLIMERI

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	C	20	0.191950	0.191950	a	A
2	2	B	20	0.147350	0.147350	b	B
3	1	A	20	0.082400	0.082400	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE CORTE DENTRO DE 24 HORAS DO FATOR POLIMERI

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	C	20	0.157900	0.157900	a	A
2	2	B	20	0.119650	0.119650	b	B
3	1	A	20	0.082900	0.082900	c	C

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% : 0.02848 - D.M.S. 1% : 0.03759

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE CORTE DENTRO DE TIPO III DO FATOR GESSO E IMEDIATA DO FATOR POLIMERI

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	C	10	0.209100	0.209100	a	A
2	2	B	10	0.167000	0.167000	b	A
3	1	A	10	0.090800	0.090800	c	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE CORTE DENTRO DE TIPO III DO FATOR GESSO E 24 HORAS DO

FATOR POLIMERI

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	C	10	0.141200	0.141200	a	A
2	2	B	10	0.109800	0.109800	ab	AB
3	1	A	10	0.078600	0.078600	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE CORTE DENTRO DE TIPO IV DO FATOR GESSO E IMEDIATA DO FATOR POLIMERI

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	C	10	0.174800	0.174800	a	A
2	2	B	10	0.127700	0.127700	b	B
3	1	A	10	0.074000	0.074000	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE CORTE DENTRO DE TIPO IV DO FATOR GESSO E 24 HORAS DO FATOR POLIMERI

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUN.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	C	10	0.174600	0.174600	a	A
2	2	B	10	0.129500	0.129500	b	B
3	1	A	10	0.087200	0.087200	c	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE 5% DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% : 0.03416 -D.M.S. 1% : 0.04264