



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

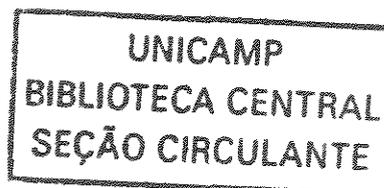


Rodrigo Luiz dos Santos Sousa
Cirurgião Dentista

**ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESE TOTAL
SUPERIOR SOB INFLUÊNCIA DA INTERAÇÃO GESSOS
DE INCLUSÃO E TEMPOS PÓS-PRENSAGEM DA RESINA
ACRÍLICA**

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

Piracicaba – SP
2002





UNICAMP

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



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

CPG, 31 / 01 / 2003

Assinatura do Orientador

Rodrigo Luiz dos Santos Sousa
Cirurgião Dentista

**ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESE TOTAL
SUPERIOR SOB INFLUÊNCIA DA INTERAÇÃO GESSOS
DE INCLUSÃO E TEMPOS PÓS-PRENSAGEM DA RESINA
ACRÍLICA**

Orientador: Prof. Dr. Saide Sarcis Domitti
Co-Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Saide Sarcis Domitti
Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita
Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior

Piracicaba – SP
2002

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	TUNICAMP So85a
V	EX
TOMBO BC/	52573
PROC.	16-124103
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	13/03/02
Nº CPD	

CM00190512-4

01B 1D 283883

Ficha Catalográfica

So85a Sousa, Rodrigo Luiz dos Santos.
 Adaptação das bases de prótese total superior sob influência da interação gessos de inclusão e tempos pós-prensagem da resina acrílica. / Rodrigo Luiz dos Santos Sousa. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002.
 viii, 83f. : il.

Orientadores : Prof. Dr. Saíde Sarckis Domitti, Simonides Consani.
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária. 2. Resinas acrílicas. I. Domitti, Saíde Sarckis. II. Consani, Simonides. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

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



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 13 de Novembro de 2002, considerou o candidato RODRIGO LUIZ DOS SANTOS SOUSA aprovado.

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

2. Prof. Dr. FRANCISCO DE ASSIS MOLO JÚNIOR *F. de Assis Molo Jr.*

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

Ao bendito **Deus**, por tua fidelidade.

Aos meus amados pais, Vicente e Nely, a quem tudo devo, pela paciência, renúncia e apoio dedicado a minha formação profissional. Por estarem ao meu lado em todos os momentos da minha vida. Na certeza de que em vocês posso confiar.

A minha querida namorada Daniella, que esteve carinhosamente ao meu lado durante toda essa jornada, demonstrando compreensão, inteligência, incentivo e segurança.

Dedico este trabalho...

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador **Prof. Dr. Saíde Sarckis Domitti**, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela oportunidade, orientação, e dedicação fundamentais para elaboração deste trabalho.

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela paciência, ensinamentos, dedicação e sugestões fundamentais para elaboração deste trabalho.

Muito obrigado!

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. Thales Antônio de Mattos Filho, pela oportunidade da realização do Curso de Mestrado.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, coordenador geral dos cursos de Pós-graduação da FOP/UNICAMP.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Associado da Área Prótese Total da FOP/UNICAMP, pelo apoio e ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretí, Associado da Área Materiais Dentários da FOP/UNICAMP, pela elaboração da análise estatística.

Ao Prof. Dr. João Neudenir de Arioli Filho, Associado da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, pelo incentivo e ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior, Associado da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, pelo incentivo e ensinamentos.

Aos Profs. Francisco Nunes dos Reis, Miguel Leandro e Murilo Pinto, da disciplina de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Natal - UFRN, pelo incentivo e ensinamentos.

Aos companheiros da área de Prótese Total, Noéli, Ricardo, Daniela, Rafael e Maurício, pelo convívio respeitoso e saudável durante o curso.

Aos companheiros Bruno, Rhonan e Edwin pela amizade e bom convívio dentro e fora da faculdade.

A Cleide Fernandes e Otávio Pereira, técnicos do laboratório da Prótese Total, pela ajuda e amizade.

Às funcionárias Sônia Arthur e Érica Pinho, da coordenadoria de pós-graduação da FOP-UNICAMP, pela gentileza e eficiência.

À funcionária Regina Caetano da Silva, do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP-UNICAMP, pela simpatia e auxílio.

Aos técnicos do laboratório de Materiais Dentários, FOP-UNICAMP, Selma Segalla e Marcos Cangiani, pela ajuda na utilização do laboratório.

À bibliotecária Marilene Girello da FOP-UNICAMP, pela gentileza e correção das referências bibliográficas

Ao casal Jorge e Vera Fiod, pela acolhida familiar, carinho e incentivo.

A todos os amigos do GOU – Grupo de Oração Universitário da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pelas orações constantes e confortantes.

A todos os amigos que me incluíram em suas orações e contribuíram para elaboração deste trabalho.

Sumário

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	2
1 - INTRODUÇÃO.....	3
2 - REVISÃO DE LITERATURA.....	7
3 - PROPOSIÇÃO.....	36
4 - MATERIAIS E MÉTODO.....	37
4.1 - Materiais.....	37
4.2 - Método.....	39
4.2.1 - Preparo dos corpos de prova.....	39
4.2.1.1 – Confeção dos modelos de gesso.....	39
4.2.1.2 – Confeção das bases de cera.....	39
4.2.1.3 – Inclusão do conjunto modelo-base e eliminação da cera.....	40
4.2.2 – Prensagem e polimerização.....	42
4.2.3 – Abertura das mufas, remoção e acabamento das bases.....	43
4.2.4 – Fixação das bases de prótese.....	43
4.2.5 – Recorte do conjunto base de prótese-modelo.....	44
4.2.6 – Avaliação da alteração dimensional.....	45
5 - RESULTADOS.....	47
6 - DISCUSSÃO.....	55
7 - CONCLUSÃO.....	61
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	63
APÊNDICE.....	71

Resumo

Este trabalho avaliou a adaptação das bases de prótese total superior sob efeitos da combinação de gessos de inclusão (tipos II x III e tipos II x IV) e dos tempos pós-prensagem (imediate e 24 horas), confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente Clássico, polimerizada em água aquecida a 74°C por 9 horas. Foram confeccionados modelos de gesso pedra tipo III, e sobre eles bases com duas lâminas de cera de 0,9 mm. Após o processamento das bases pela técnica de rotina, o conjunto modelo de gesso-base de resina foi fixado num dispositivo para seccionamento transversal, e foram feitos três cortes correspondentes às regiões de distal de caninos (A), mesial dos primeiros molares (B) e região palatina posterior (C). O nível de adaptação foi mensurado com auxílio do microscópio comparador linear Olympus, com capacidade de medição de 0,0005 mm. Os dados submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%) mostraram que não houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre as combinações de gesso tipo II x tipos III (0,224 mm) e IV (0,238 mm). O tempo pós-prensagem imediato (T0) produziu níveis médios de adaptação (0,257 mm) com diferença estatística significativa ($p < 0,05$) quando comparado ao tempo pós-prensagem de 24 horas (T24) (0,205 mm). O menor nível de desadaptação foi obtido pela combinação gesso II x III no tempo de 24 horas (0,183 mm). Independente dos demais fatores, o maior nível de desadaptação ocorreu no corte C (0,285 mm), seguido dos cortes B (0,231 mm) e A (0,179 mm), havendo diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre eles. Na combinação gesso II x III, a menor média de desajuste ocorreu no corte A (0,181 mm), com diferença estatística significativa ($p < 0,05$) em relação aos cortes B (0,224 mm) e C (0,268 mm). Na combinação gesso II x IV, a menor média de desajuste ocorreu no corte A (0,177 mm), seguida dos cortes B (0,237 mm) e C (0,301 mm), havendo diferença estatística ($p < 0,05$) entre eles. No tempo de pós-prensagem imediato (T0), a menor média de desajuste ocorreu no corte A (0,187 mm), seguida dos cortes B (0,262 mm) e C (0,323 mm), havendo diferença estatística ($p < 0,05$) entre eles. No tempo de pós-prensagem 24 horas (T24) a menor média de desajuste ocorreu no corte A (0,171 mm), com diferença estatística significativa ($p < 0,05$) em relação aos cortes B (0,199 mm) e C (0,246 mm), iguais entre si.

Abstract

This study evaluated the complete maxillary denture base adaptation under the effect of the flasking plaster combination (II x III and III x IV types) and post-pressing time (immediate and 24 hours). The bases were made with Clássico heat cured acrylic resin, polymerized in water bath at 74°C for 9 hours. The casts were made with type III plaster stone and the bases made with two wax plates of 0.9 mm. After the bases were processed by the routine technique, the stone cast and the resin bases were fixed with instantaneous adhesive and then transversally sectioned in three zones corresponding to distal of canine (A), mesial of first molars (B), and posterior palatal region (C). The adaptation level was measured in an Olympus linear comparator microscope, with accuracy of 0.0005 mm. The data were submitted to the ANOVA and Tukey's test (5%). The results showed that there were no statistically significant differences ($p < 0.05$) on the adaptation between the flasking plaster combination II x III (0.224) and IV (0.238 mm). The mean value at the immediate post-pressing time (T0) (0.257 mm) was statistically different from the levels of adaptation at the post-pressing time of 24 hours (T24) (0.205 mm). The best adaptation values were obtained with the flasking plaster combination II x III, when cut A (0.181 mm) was more adapted than cut B (0.224 mm) and C (0.268 mm). On the flasking plaster combination II x IV, the best mean value was also obtained in cut A (0.177 mm), followed by B (0.262 mm) and C (0.323 mm). All the mean values presented were statistically different for T0 and T24. At immediate post pressing time (T0), the highest adaptation was at cut A (0.187 mm), followed by cut B (0.262 mm) and C (0.323 mm), with statistical differences ($p < 0.05$). At the post-pressing time of 24 hours (T24), the best adaptation level was at cut A (0.171 mm) with statistical difference from cut B (0.199 mm) and C (0.246 mm) ($p < 0.05$).

1. Introdução

Quando o paciente perde todos os dentes, perde parte da habilidade de realizar certas atividades, tais como: mastigar e falar, conseqüentemente, a expressão facial pode ficar comprometida. Portanto, a prótese total deve substituir não apenas os dentes artificiais, mas também toda estrutura envolvida na perda dos tecidos, restaurando o semblante e as funções bucais prejudicadas.

A prótese total é constituída de dentes artificiais fixados em uma base de resina acrílica, que além de reter os dentes repousa e se adapta sobre os rebordos alveolares. A relação da superfície interna da base com a fibromucosa deve ser de íntimo contato para que exista maior homogeneidade na transmissão das forças mastigatórias, contribuindo para preservação do osso alveolar (FROST, 1980).

Além da preservação das estruturas de suporte, o adequado funcionamento da prótese total está diretamente relacionado com a adaptação, pois quanto maior a justaposição aos tecidos, melhor retenção e estabilidade serão atribuídas, havendo maior conforto e eficiência mastigatória (PHILLIPS, 1993).

A borracha dura vulcanizada foi o material mais usado durante 80 anos na confecção de próteses totais até a introdução da resina acrílica, em 1937. As primeiras próteses de resinas contraíam excessivamente, apresentando alto índice

de monômero residual, distorção, porosidade, alteração no posicionamento dental e deficiência na adaptação de base aos tecidos moles (WOELFEL *et al.*, 1977). A resina acrílica atual, derivada do monômero de poli-metil-metacrilato, apresenta associação de características que faz sua utilização aceitável e vantajosa (VIEIRA, 1976; PHILLIPS, 1993). Porém, este material não preenche todos os requisitos ideais. A contração de polimerização da resina acrílica é uma desvantagem significativa, tendo sido motivo para o desenvolvimento de técnicas que buscam melhorar as características físicas, principalmente as que estão relacionadas às alterações dimensionais que ocorrem durante o processo de polimerização, seja através de água aquecida (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959), por energia de microondas (NISHII, 1968), química (SKINNER, 1951), pela polimerização por luz visível (PHILLIPS, 1993) ou polimerização por calor seco (GAY & KING, 1979). O ciclo de polimerização mais aceito é o ciclo longo em água aquecida (SANFORD & PAFFENBARGER, 1956; AUSTIN & BASKER, 1982; PHILLIPS, 1993).

A desadaptação entre base e modelo após o processamento ficou evidente em estudos recentes, principalmente na linha mediana da região posterior (PADOVAN *et al.*, 1999), por influência da espessura (STRATEN, 1991), das formas geométricas do palato (ARIOLI FILHO *et al.*, 1999), dos operadores (CONSANI *et al.*, 2000), e do efeito do dispositivo RS de contenção (CONSANI, 2000). As mudanças lineares que alteram a posição dos dentes podem ser compensadas clinicamente através de ajustes oclusais, entretanto, uma grande

discrepância na região palatina posterior poderá ser de difícil correção (CHEN, 1988).

A contração linear de polimerização poderia ser parcialmente compensada por posterior absorção de água se a massa de resina não sofresse tensões internas durante o processo de polimerização, causando distorção. Entretanto, os procedimentos de prensagem e as formas geométricas dos modelos não evitam a indução de tensões na massa do material, posteriormente liberadas pela desinclusão da prótese. Apenas materiais quimicamente inertes poderiam ser submetidos aos desafios mecânicos, químicos e físicos sem apresentar alterações com o tempo (PHILLIPS, 1993), o que não ocorre com a resina acrílica.

Três tipos de gesso são comumente utilizados na Odontologia: comum, pedra e especial ou de alta resistência, todos obtidos do mineral gipsita, uma das formas do sulfato de cálcio diidratado (CRAIG et al., 1983). Embora tenham a mesma fórmula química, o método de calcificação é diferente para se obter cada tipo de gesso, resultando em diferentes formas de partículas. Assim, o gesso comum chamado de sulfato de cálcio hemiidratado beta apresenta partículas de formato irregular e mais porosas. O gesso pedra apresenta partículas de formato uniforme e menos porosas que as do gesso comum, sendo chamado de sulfato de cálcio hemiidratado alfa. O gesso pedra especial apresenta partículas menos porosas dos dois tipos de hemiidrato. Quando o hemiidrato, na forma de gesso

comum, pedra ou especial é misturado à água, ocorre uma reação exotérmica, que o transforma novamente em diidrato.

Independente do tipo de gesso utilizado, a expansão da massa pode ser detectada durante a mudança do hemiidrato para diidrato (PHILLIPS, 1993). Dependendo da composição, pode ser observada uma expansão tão pequena quanto 0,006% ou tão grande quanto 0,5%. Alguns autores acreditam que a expansão do gesso compensaria a contração de polimerização da resina acrílica (SYKORA & SUTOW, 1996; ALMEIDA, 2001).

Poucos são os estudos enfocando a importância do tempo de descanso entre prensagem e polimerização da resina acrílica. Quando a polimerização foi efetuada imediata ou 6 horas após prensagem da resina acrílica não houve diferença estatística significativa nos valores de desajustes da base de prótese total (CONSANI, 2000) e quando as muflas foram deixadas descansar na prensa de bancada pelo tempo de 30 minutos, 12 horas e 24 horas antes da polimerização, não houve diferença estatística significativa nos valores da rugosidade, dureza e porosidade superficial da resina acrílica, em diferentes ciclos de polimerização (BORGES, 2001).

Como o gesso tem sido o material mais utilizado para inclusão, seria oportuno verificar a adaptação das bases de prótese total superior sob a influência da combinação de gessos de inclusão e tempos pós-prensagem da resina acrílica.

2. Revisão da Literatura

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

SKINNER, em 1951, avaliou as propriedades físicas e a manipulação da resina acrílica utilizada na confecção da prótese total. Considerou que diversos fatores podiam exercer influência decisiva na ocorrência das alterações

dimensionais das bases, como o método de prensagem; o grau de polimerização; e o binômio tempo-temperatura do ciclo de polimerização.

STANFORD & PAFFENBARGER, em 1956, relataram que o metilmetacrilato polimerizava à temperatura de 70 a 75°C na presença de um catalisador, o peróxido de benzoíla. Nesta temperatura, o calor exotérmico da polimerização começava a ser liberado, sendo adicionado ao calor externo proporcionado pela água. A contração ou mudança dimensional que ocorria na resina acrílica durante o processamento foi atribuída à contração de polimerização. Os autores concluíram que a polimerização em água por 8 horas a 74°C ou por 1 hora e meia a 100°C seriam recomendadas, porém menores mudanças dimensionais ocorreriam quando um ciclo longo à baixa temperatura era utilizado.

A alteração dimensional de uma série de próteses totais termicamente ativadas foi avaliada por WOELFEL & PAFFENBARGER, em 1959, durante o processamento e após o uso clínico. A análise foi desenvolvida através da mensuração das distâncias de molar a molar e de borda a borda. 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, principalmente quando as próteses foram removidas dos modelos. Relataram que as alterações durante o processamento ocorreram devido às propriedades físicas

da resina e do gesso de inclusão e que após o uso clínico, as alterações ocorreram em função da sorção de água pela resina.

WOELFEL *et al.*, em 1960, investigaram a alteração ocorrida nas próteses totais durante o processamento. Foram utilizados 12 materiais para base de dentadura e 4 tipos de próteses totais: superiores finas e espessas e inferiores finas e espessas. Após o processamento, as próteses foram montadas em articuladores e todas as leituras feitas com os modelos em relação cêntrica. Os autores concluíram que todas as dentaduras apresentaram distorção, sendo que dentaduras finas contraíram 2 vezes mais que as espessas, assim como as inferiores distorceram mais que as superiores. A maior distorção ocorreu quando a prótese foi removida do modelo de gesso.

Em 1968, NISHII utilizou a energia de microondas para polimerização da resina acrílica termopolimerizável, empregando tempos de irradiações nove, dez e onze minutos e muflas metálicas perfuradas. Foram observadas as variáveis sorção de água, dureza, resistência à tração transversal, deflexão, retenção de dentes artificiais e adaptação das bases de prótese total. O autor concluiu que quando a irradiação foi de 11 minutos, as propriedades físicas das resinas acrílicas foram tão satisfatórias quanto às processadas em água. A adaptação da base foi verificada por meio da interposição de material elástico entre base e modelo e registrada pelo microscópio comparador em nove pontos diferentes. Os

resultados mostraram que a adaptação da base polimerizada pela técnica convencional foi semelhante à obtida pelo ciclo de microondas. As porções correspondentes às cristas dos rebordos alveolares apresentaram melhores níveis de adaptação, enquanto as bordas laterais e a região palatina apresentaram os maiores desajustes por causa da distorção irregular da base.

PICKETT & APPLEBY, em 1970, analisaram 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 45 minutos, seguida de água a 60°C por uma hora. Após o 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 contato da base com o modelo variavam com o nível de adaptação, sendo a pior na região posterior. Aquelas que tinham espaço mínimo entre a base e o 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.

As alterações de adaptação de bases de prótese totais confeccionadas com dois tipos de resina acrílica quimicamente polimerizável, foram analisadas por WINKLER *et al.*, em 1971. Foram estabelecidos dois pontos referenciais na região de molares superiores para verificação da contração linear com microscópio comparador. Verificaram que a média de contração de molar a molar nas bases finas foi de aproximadamente o dobro em relação às espessas. Concluíram que isso aconteceu porque no momento da remoção da prótese do modelo, aquelas com secção mais espessa eram rígidas suficientemente para resistir à liberação de tensões acumuladas durante a polimerização.

CARVALHO, em 1972, relatou que algumas alterações dimensionais ocorridas na resina acrílica eram devidas à contração térmica, polimerização, absorção e perda de água. O autor concluiu que a maneira mais correta para diminuir as alterações era: levar a resina à mufla na fase plástica para evitar porosidade por contração localizada; utilizar grampos com mola para evitar deformação da matriz do gesso ou, então, indução de tensão devido a expansão da resina que ocorre antes da contração, provocando distorções após a desinclusão e separação do modelo; esperar de 2 a 3 horas para que haja melhor difusão do monômero no polímero; ciclo de polimerização em dois estágios (9 horas a 65^oC ou 70^oC no mínimo por 2 horas, e 100^oC durante 30 minutos); esfriamento lento do conjunto mufla e prensa e permanência da prótese em água, após a remoção, pois pode haver perda de peso em contato com o ar.

PEYTON *et al.*, em 1974, descreveram a natureza básica dos polímeros, tipos de polimerização, relacionaram com os materiais para base de próteses totais, citaram além da composição e propriedades, cuidados para a manipulação e processamento. Relataram que a estabilidade dimensional da prótese durante o processamento e durante o uso na boca é de considerável importância para o ajuste e satisfação do paciente.

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

WOELFEL *et al.*, em 1977, relataram que a resina termopolimerizável apresentava pequena contração de polimerização, da ordem de 0,1 a 0,2 mm, na distância molar a molar, logo após a demuflagem. Subseqüentemente, pequena expansão térmica linear ocorria quando exposta à saliva, compensando parcialmente a contração de polimerização. Segundo o autor, o coeficiente de expansão térmica linear do gesso é de 1/8 da resina. Então, tensões internas são formadas na base da resina e liberadas quando a prótese é removida do modelo de gesso. Segundo os autores, após 3 meses na boca, a resina termopolimerizável poderia estar alguns micrometros mais estreita, e a

quimicamente polimerizável, alguns micrometros mais larga. Explicaram que a melhor estabilidade das resinas quimicamente polimerizáveis em relação as termopolimerizáveis estava relacionada a maior temperatura do ciclo de termopolimerização.

GAY & KING, em 1979, investigaram a possibilidade de polimerizar a resina acrílica por meio do calor seco emitido por prensa aquecida. Corpos-de-prova retangulares de diferentes espessuras foram incluídos em mufas e as resinas acrílicas processadas nas temperaturas de 100^oC por 10 minutos, 75^oC por 20 minutos e 60^oC por 30 minutos. Como controle foram obtidos por processamentos em ciclos rápidos de 30, 45 e 60 minutos à temperatura 100^oC e por ciclo longo de 9 horas à temperatura de 75^oC. Os autores concluíram que o processamento das resinas por meio de placas aquecidas não promoveu porosidade, sendo um processo que podia ser usado em muitas condições laboratoriais.

FROST, em 1980, relatou que a presença de uma prótese total mal adaptada acelera a perda óssea e fatores que causam alta força compressiva sobre os rebordos alveolares são suspeitos de intensificarem a perda.

AUSTIN & BASKER, em 1982, verificaram que mais de 50% dos laboratórios utilizavam ciclos curtos menor que duas horas e destes 90% não

controlavam o tempo nem a temperatura. Relataram que diminuição indevidas do tempo e da temperatura do ciclo de polimerização poderia resultar numa resina com grande quantidade de monômero residual, induzindo mais facilmente à reação da mucosa oral, sendo o ciclo longo de 7 horas a 70°C, seguido de 3 horas a 100°C o mais recomendado.

CRAIG *et al.*, em 1983, relataram que três tipos de gesso são comumente utilizados na Odontologia: comum, pedra e especial ou de alta resistência, todos obtidos do mineral gipsita, uma das formas do sulfato de cálcio diidratado. Embora tenham a mesma fórmula química, o método de calcificação é diferente para se obter cada tipo de gesso, resultando em diferentes formas de partículas. Assim, o gesso comum chamado de sulfato de cálcio hemiidratado beta apresenta partículas de formato irregular e mais porosas. O gesso pedra apresenta partículas de formato uniforme e menos porosas que as do gesso comum, sendo chamado de sulfato de cálcio hemiidratado alfa. O gesso pedra especial apresenta partículas menos porosas dos três tipos de hemiidrato. Quando o hemiidrato, na forma de gesso comum, pedra ou especial é misturado à água, ocorre uma reação exotérmica, que o transforma novamente em diidrato.

Em 1986, WOLFAADT *et al.*, analisaram a influência do revestimento, isolante, proporção monômero-polímero, inclusão do modelo, pressão externa e ciclo de polimerização sobre a alteração dimensional da resina acrílica

termopolimerizada. As medidas foram efetuadas com o auxílio de um micrômetro com sensibilidade de 0,001 mm. Os resultados indicaram que as alterações dimensionais ocorridas durante o processamento da resina termopolimerizável não foram uniformes. As alterações nas dimensões variaram de acordo com a espessura da resina e dependia da posição dentro da mufla.

Em 1988, CHEN *et al.*, analisaram o efeito da espessura (1,5 mm, 3 mm e 5mm) e do ciclo de polimerização (longo e curto) na estabilidade dimensional das bases de resina acrílica. O processamento seguiu as recomendações do fabricante. Após o processamento, as bases foram recolocadas nos respectivos modelos e as medidas do desajuste na região palatina posterior e a alteração dimensional de molar a molar foram determinadas com microscópio comparador. A contração térmica diferencial entre o modelo de gesso e a resina acrílica causou tensão residual na prótese processada; e foi considerado como o principal contribuinte para a liberação de tensões quando a prótese era separada do modelo. A liberação de tensão pela prótese superior tendia a puxar a borda para dentro, resultando no contato prematuro da base nessa região, causando a elevação da região palatina. Observaram que a espessura da base era um fator significativo na magnitude da contração, entretanto não houve diferença significativa na quantidade de contração que se manifestava em função dos ciclos estudados. Mudanças lineares entre dentes podiam ser corrigidas clinicamente através de ajustes oclusais, entretanto, a

região palatina posterior era área crítica em relação à retenção e grande discrepância nesta área dificilmente podia ser corrigida após o processamento.

TAKAMATA *et al.*, em 1989, compararam a fidelidade dimensional de próteses confeccionadas com os seguintes métodos de polimerização: 1- ativação química sob pressão (5,5 unidades atmosféricas); 2- água aquecida (70^oC por 30 minutos seguido de 100^oC por 30 minutos); 3- luz visível; 4- energia de microondas (3 minutos a 500W). A alteração dimensional foi determinada pela diferença de peso do material de moldagem interposto entre a base da prótese e o modelo padrão; e pela medida, verificada em microscópio comparador, nas posições envolvendo a fenda da borda da posterior da linha média, nas laterais vestibular posterior e nas cristas alveolares. Os autores concluíram que todos os grupos mostraram contração, mais visível no lado vestibular do rebordo. A resina ativada por luz produziu adaptação com valores intermediários e a melhor adaptação foi verificada na resina polimerizada quimicamente e na ativada por microondas. Segundo os autores, diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravaram a contração da resina por causa de tensões internas, acumuladas na prótese total. A combinação de contração de polimerização, contração térmica e a liberação de tensões após separação prótese-modelo diminuíram a adaptação da prótese.

No mesmo ano de 1989, TAKAMATA & SETCOS revisaram a 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. Concluíram que a combinação entre contração de polimerização térmica e liberação de tensões durante a demuflagem resultava em adaptação imprecisa de prótese total ao tecido bucal. Relatou que a adaptação da base aos tecidos bucais era considerada importante fator na adaptação e estabilidade da prótese total.

JACKSON *et al.*, em 1989, compararam a alteração dimensional de bases de prótese total polimerizadas pela técnica de injeção no molde com a convencional (74^oC por 9 horas). Para medição da desadaptação vertical entre a base e o modelo mestre foi utilizado microscópio comparador. A mensuração foi realizada em 6 pontos referenciais localizados na região central do palato, 9 na região próxima à tuberosidade e 9 na região palatina posterior. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística na precisão entre métodos de processamento, pois as alterações dimensionais ocorreram quando as próteses eram desincluídas e removidas do modelo.

POLYZOIS, em 1990, investigou a adaptação de bases de prótese total superiores aos modelos de gesso processados pelo método convencional e por

dois métodos de ancoragem. Um método de ancoragem consistiu na adição de uma borda na região posterior da base da prótese se estendendo 8 mm sobre o modelo. O outro consistiu na confecção de 6 orifícios na região posterior do modelo, 3 de cada lado da linha média. Após a polimerização, as bases foram recolocadas sobre seus respectivos modelos de gesso e o conjunto prótese-modelo foi seccionado transversalmente na região de segundos molares e sagitalmente na região da linha média. A discrepância entre base e modelo foi medida com microscópio comparador em 7 pontos na secção transversal e sargital. Os resultados mostraram que as próteses confeccionadas pelos métodos de ancoragem apresentaram melhor adaptação que as do método convencional. Os autores concluíram que os métodos de ancoragem poderiam ser utilizados com sucesso para confecção de próteses totais. A maior discrepância ocorreu na porção central da borda posterior palatina , nos 2 sentidos de cortes analisados.

A estabilidade da base de prótese total foi verificada por LATTA *et al.*, em 1990. Foram confeccionadas 40 próteses totais com espessura de uma lâmina de cera pela técnica de rotina de acordo com as instruções do fabricante. Em cada prótese foram colocados referenciais metálicos na base e entre a base e o modelo de gesso. Foram feitas radiografias frontais, laterais e oclusais, antes, após o processamento, imediatamente após a remoção dos modelos e após 30 dias. As medidas das alterações foram feitas com paquímetro com sensibilidade de 0,012 mm. Os resultados mostraram que ocorreram alterações dimensionais nas

posições oclusal, frontal e lateral de todos os sistemas de resinas. As alterações durante a polimerização foram contração na dimensão oclusal; expansão frontal; e contração e expansão na dimensão lateral. Foram observadas diferenças significantes entre sistemas de resina e alterações dimensionais nas três dimensões.

AL-HANBALI *et al.*, em 1991, compararam a estabilidade dimensional de bases de resina submetidas aos processos de polimerização por energia de microondas (25 minutos a 60W); água aquecida em ciclo curto (10 minutos a 100°C); água aquecida em ciclo longo (7 horas a 70°C, seguido de 3 horas a 100°C). O desajuste foi medido por meio da espessura da camada de silicona interposta entre base e modelo, em 7 pontos referenciais, com auxílio de microscópio comparador. Os autores concluíram que o ciclo de polimerização por energia de microondas causou distorção menos significativa na base de prótese do que em água.

STRATEM, em 1991, verificou o relaxamento da tensão residual resultante da polimerização da resina acrílica. Foram construídas bases sobre modelos representando uma maxila desdentada, e processadas em água à temperatura de 70°C por 9 horas. Após processamento, as muflas foram esfriadas à temperatura de 20°C por 15 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 de 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.

SANDERS *et al.*, em 1991, avaliaram a polimerização de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas (6,5 minutos a 90W); e pelo método convencional em água (9 horas a 74⁰C). As porções posteriores das bases foram recortadas até a região de primeiros molares e depois armazenadas em água durante 24 horas. Em seguida, as bases foram recolocadas no modelo metálico e o conjunto colocado sob carga de 9 Kg em direção vertical. O espaço entre a base e o modelo mestre foi verificado em 5 regiões distintas. Os resultados não mostraram diferença significativa entre os níveis de adaptação das bases processadas por ambos métodos estudados.

WALLACE *et al.*, em 1991, compararam a alteração dimensional de bases de prótese processadas pelo método convencional (9 horas a 74⁰C) e por energia de microondas (86W por 30 minutos, mais 448W por 2 minutos; 86W por

6,5 minutos em cada lado, mais 448W por 1 minuto em cada lado; 241W por 10 minutos; 397W por 2,5 minutos em cada lado). Após o processamento, as bases foram desincludas e armazenadas em água por 1 mês. Cada grupo foi formado por 10 bases, e as medidas entre os pontos de referência foram determinadas com microscópio comparador. Os autores concluíram que o método de polimerização por microondas resultou em bases com excelente precisão dimensional.

TURCK *et al.*, em 1992, compararam a alteração dimensional de próteses totais polimerizadas em água (9 horas a 85⁰C, acrescido de 30 minutos a 100⁰C); por energia de microondas (3 minutos a 500W); e luz visível. Após a desinclusão e prensagem, as próteses foram armazenadas em água por 17 dias. Para avaliação das alterações dimensionais da prótese em relação modelo padrão, foi utilizado um sistema de medidas tridimensionais por computação gráfica, em 22 pontos orientados em 2 planos frontais, distantes em 7 mm da superfície de cada corpo de prova. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre as técnicas de processamento. Segundo os autores, a espessura do filme de saliva é o fator mais importante na retenção da prótese total superior.

SMITH & POWERS, em 1992, compararam a adaptação das bases de resina acrílica para próteses totais polimerizadas pelo calor, luz e energia de

microondas. Foram utilizados modelos de gesso de um arco desdentado superior sem retenção. As bases de cera foram confeccionadas com espessura de 2 a 2,5 mm. Após o processamento, desinclusão e acabamento pela técnica de rotina, as bases foram armazenadas em água destilada a 37⁰C por 42 dias. As próteses polimerizadas por energia de microondas, calor moderado e luz visível apresentaram melhor adaptação que próteses processadas em alta temperatura. Os autores concluíram que a adaptação relativa da base foi resultante da interação dos fatores contração de polimerização; liberação da tensão residual após a remoção da base do modelo; e sorção de água. O efeito da contração de polimerização sobre a adaptação da base no modelo de gesso não foi evidente imediatamente após o processamento, mais antes da remoção da base do modelo. Quando a base processada pela técnica de compressão foi removida do modelo, a tensão residual foi liberada e a distorção manifestada resultou na pior adaptação. Após a armazenagem em água, a base aumentou em dimensão pela sorção de água, compensando parcialmente a contração de polimerização e resultando na melhor adaptação da base.

PHILLIPS, em 1993, relatou que muitos fatores eram responsáveis pela eficiência durante a função da prótese total, sendo que a adaptação da prótese aos tecidos de suporte era muito importante, pois o paciente desdentado exercia apenas 1/6 da força da dentição natural. Assim, a adaptação da base da prótese aos tecidos bucais deveria ser a mais íntima possível, para manter o conforto, a

estética e a eficiência mastigatória. Considerou que dentre os vários ciclos de polimerização existentes, o mais aceito é o de banho de água por 9 horas a 74^oC, sem ebulição no final.

A verificação da adaptação da base da prótese total ao palato posterior sob a influência da técnica de processamento; forma do palato; e tempo de imersão em água foi verificado por SYKORA & SUTOW, em 1993. Foram utilizados modelos de gesso rasos e fundos. Sobre esses modelos foram construídas bases em cera com espessura entre 1,5 e 2,0 mm. As bases foram processadas pela técnica de injeção e pela técnica de compressão. Para verificação do nível de desadaptação foi utilizado um microscópio comparador, em 5 posições ao longo da borda posterior da base. As leituras foram feitas imediatamente após o processamento; após acabamento e polimento; e após imersão em água por 1 hora, 24 horas e 1 semana. Os resultados mostraram que a técnica por injeção apresentou pequena alteração dimensional quando comparada com a convencional. Quando armazenadas em água, a renina injetada recuperou a alteração sofrida durante a polimerização. O palato raso obteve melhor adaptação em comparação com o fundo.

SADAMORI *et al.*, em 1994, examinaram a influência da espessura e localização de monômero residual em amostras de resina acrílica polimerizadas pelos métodos convencional, resina fluida e por energia de microondas. Os

resultados sugeriram que a alteração dimensional e a estabilidade da prótese total confeccionada em resina acrílica poderia ser influenciada pelo método de processamento, espessura das bases e pela forma e tamanho das próteses.

CORRÊA, em 1994 (Parte I), pesquisou as alterações dimensionais na região posterior de próteses totais superiores. Foram confeccionadas bases sobre os modelos de gesso, a partir de uma ou duas lâminas de cera nº 7. Os resultados mostraram que as bases de dupla espessura apresentaram menor alteração dimensional do que a de menor espessura, em relação à região palatina. O autor concluiu que a melhor adaptação foi obtida com as próteses confeccionadas com duas lâminas.

ELSHEIKH & ABDELL-HAKIM, em 1995, estudaram a precisão de bases de resina (Orthoresin Orthodontic, Fastray e Fastcure). Foram utilizadas 40 bases com seus respectivos modelos de gesso. O conjunto base-modelo foi cortado transversalmente na região de canino, premolar e molar. As mensurações foram feitas em 5 pontos: 2 na ponta da crista, 2 na inclinação lateral do palato e um ponto no meio do palato. Para mensuração do nível de desadaptação foi utilizado microscópio comparador. Concluíram que a resina ortodôntica produziu bases mais adaptadas.

RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, em 1995, verificaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização na adaptação de bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica (Lucitone 550 e Acron-MC). Foi utilizado o ciclo convencional em água (73⁰C por 9 horas); e a polimerização pela energia de microondas (500W por 3 minutos e 90W por 13 minutos). Foram utilizados dois testes de adaptação: O primeiro consistiu no peso do material de moldagem interposto entre as bases e o modelo mestre; o segundo, as mensurações entre a base e o modelo mestre na borda posterior. As avaliações ocorreram imediatamente após o acabamento das próteses e após as amostras terem ficado 30 dias armazenadas em água destilada. Os resultados mostraram que as próteses confeccionadas com Lucitone 550 e processadas por energia de microondas (500W por 3 minutos) em água apresentaram melhor e pior adaptação, respectivamente. Todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem e as amostras que apresentaram melhor e pior adaptação após o período de armazenamento foram Lucitone 550 e Acron-MG polimerizadas por energia de microondas (500W por 3 minutos), respectivamente.

KIMPARA & MUENCH, em 1996, verificaram a influência do processamento na alteração dimensional de próteses totais de resina acrílica. As próteses foram confeccionadas em modelos simulando maxila desdentada, sobre os quais foram construídas bases de cera com 2 mm de espessura. Nos dentes foram colocados pinos de fio ortodôntico, como pontos referenciais para as

medidas, feitas com perfilômetro. O ciclo de polimerização empregado foi elevação da temperatura em 30 minutos até 65⁰C, seguida de ebulição em 30 minutos, com permanência por 1 hora. 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.

Em 1996, SYKORA & SUTOW utilizaram modelo de gesso de alta expansão (Ivoclar AG) com o objetivo de compensar a expansão da resina e compararam com a adaptação posterior de bases de próteses em modelos de gesso tipo III. Foram confeccionadas bases de cera com 2 mm de espessura sobre os modelos e o conjunto foi submetido à polimerização convencional com água e por injeção. Após polimerização, as bases sofreram acabamento e polimento e foram armazenadas em água por 1 dia e 1 semana. As amostras foram analisadas com auxílio de microscópio comparador. Os autores observaram que as bases confeccionadas em modelos de gesso de alta expansão apresentaram melhor adaptação que aquelas confeccionadas com gesso tipo III, independente da técnica de polimerização.

SADAMORI *et al.*, em 1997, avaliaram a influência da espessura na alteração dimensional linear, no empenamento e na absorção de água das resinas para bases de prótese, seguindo dois métodos de processamento: convencional

(banho de água a 70⁰C por 9 horas mais 30 minutos a 100⁰C) e por energia de microondas (500 W por 3 minutos). Utilizaram corpos-de-prova nas dimensões de 65 x 10 mm e espessuras variando em 1, 3 e 5 mm. 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- a alteração dimensional, 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 à polimerizada por banho de água convencional; d- as bases convencionais apresentaram maior alteração dimensional após removidas da mufla, e requeriam maior período de tempo para se tornarem estáveis dimensionalmente. As bases mais finas empenavam mais facilmente depois de removidas da mufla, mas requeriam menor tempo para voltar à estabilidade.

GOMES *et al.*, em 1998, relataram que a mufla deveria ser posicionada entre as placas Getom de polimerização, fixada por quatro parafusos. Ao atingir a fase plástica, a prensagem da resina foi efetuada sob carga de 1250 Kg. De acordo com os autores, a massa de resina acrílica depois de prensada ainda continuava reagindo por várias horas. Se o ciclo de polimerização fosse iniciado

nesse período, a prótese poderia apresentar alterações indesejáveis. Portanto, após a prensagem, recomendaram esperar um tempo não inferior a doze horas para o início da polimerização.

BOBERICK & MCCOOL, em 1898, analisaram a estabilidade dimensional da base de dentadura polimerizada por luz, em dois métodos diferentes: de acordo com as especificações do fabricante (exposição à luz de uma só vez); área do palato protegida, evitando penetração da luz, e a resina polimerizada em 3 estágios. O nível de desadaptação foi verificado por meio da espessura da fenda existente entre base e modelo nas áreas das cristas de rebordo e palato. Os autores concluíram que a maior desadaptação ocorreu na região do palato e a técnica de fotopolimerização por camadas poderia reduzir significativamente a desadaptação das bases de prótese.

ALMEIDA *et al.*, em 1999, avaliaram a influência dos métodos de polimerização convencional em água (74°C por 9 horas), por calor seco na estufa (74°C por 9 horas) e por energia de microondas (900W por 3 minutos) na adaptação de das bases de próteses totais confeccionadas com resina acrílica. Foram confeccionadas bases de cera com 2 mm de espessura, sobre os modelos de gesso. Após o processo de inclusão, prensagem e polimerização, o conjunto base-modelo foi seccionado em 3 cortes látero-laterais e ântero-posteriores. Os resultados mostraram que nos cortes látero-laterais não foi observada diferença

estatisticamente significativa no nível de desadaptação das bases processadas pelo método de energia por microondas e calor seco. Nos cortes ântero-posteriores houve diferença estatisticamente significativa entre as 3 técnicas, onde o corte da região de linha média do palato apresentou maior desajuste.

ARIOLI FILHO *et al.*, em 1999, analisaram a influência da formas geométricas do palato (triangular, oval e plano) na adaptação das bases de próteses totais confeccionadas com resina acrílica polimerizada no ciclo convencional em água (74^oC por 9 horas). Os resultados mostraram que o palato triangular e o plano apresentaram maior e menor nível de desajuste, respectivamente. A localização dos cortes também apresentou valores significantes, sendo a região anterior com melhor adaptação, devido a maior espessura da base, menor largura do arco e forma geométrica desta região.

PADOVAN *et al.*, em 1999, avaliaram as alterações de adaptação em bases de prótese total confeccionadas com resinas acrílicas de rápida polimerização em função dos seguintes ciclos de polimerização: convencional (74^oC por 9 horas); rápido (água fervente por 20 minutos), energia de microondas (500W por 3 minutos). Os resultados mostraram que as resinas processadas pelos ciclos convencional e rápido apresentaram níveis de adaptação estatisticamente maiores quando comparadas à resina polimerizada por energia de microondas.

RIZZATTI-BARBOSA, em 1999, investigou o grau de alterações na adaptação ao modelo, do bordo posterior de bases de próteses totais superiores polimerizadas por energia de microondas (3 minutos a 500 W) e por banho de água (9 horas a 73⁰C), em função dos seguintes tratamentos: método de processamento; polimento; e sorção de água. Os modelos foram confeccionados a partir de um padrão metálico fundido. Após o processamento, as amostras foram polidas e armazenadas durante 30 dias a 37⁰C. Em cada tratamento, o grau de desadaptação foi avaliado com microscópio comparador linear e sílica de condensação interposta entre o modelo e a base. Os resultados permitiram concluir que todas as amostras apresentaram desadaptação em todos os pontos; e que em ambos os métodos de processamento, os locais que apresentaram maior desadaptação foram os pontos sobre o rebordo e na região central do palato.

CONSANI *et al.*, em 2000, verificaram a influência de operadores na adaptação de bases de prótese total superior em resina acrílica termopolimerizável. As bases foram confeccionadas com 2 mm de espessura em água 74⁰C por 9 horas, por 3 operadores diferentes. Após o processamento, as bases 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. Concluíram que houve

influência dos operadores na adaptação das bases e que o padrão de distorção verificado na região palatina posterior da base foi confirmada no corte C pelos 3 operadores.

CONSANI, em 2000, estudou os efeitos do dispositivo RS de contenção, sobre a alteração dimensional das bases de próteses totais superiores. Utilizou a resina acrílica termoativada *Clássico*, sob a influência das variáveis prensagem e polimerização (9 horas a 74°C, imediata ou após 6 horas de prensagem). Após a polimerização e acabamento, as bases de resina foram fixadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo e seccionadas transversalmente em três regiões. O desajuste entre a base e o modelo foi verificado em microscópio comparador em cinco pontos referenciais para cada corte. Os resultados mostraram que o dispositivo RS de contenção produziu menores níveis médios de adaptação quando comparado com a prensagem convencional. No fator corte, o dispositivo RS de contenção produziu valores com diferença estatística significativa, quando comparado com a prensagem convencional. Dentro do fator corte, a polimerização imediata produziu valores sem diferença estatística significativa quando comparada com a polimerização após 6 horas. Independente dos demais fatores, os cortes foram diferentes estatisticamente entre si.

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 diferentes ciclos de polimerização (água a 74°C por 9 horas, água fervente por 20 minutos e por energia de microondas a 500W por 3 minutos). Foram confeccionadas bases em cera com 1,5 mm de espessura sobre os modelos de gesso tipo III, 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 nas 7 regiões estabelecidas de cada seção. De acordo com os resultados obtidos foi concluído que 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.

HAYACIBARA, em 2001, comparou a precisão de dois métodos utilizados na determinação do desajuste das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica. Os métodos estudados foram: a- por interposição de silicona por condensação entre a base e o modelo e a aferição com paquímetro digital modificado; b- após a fixação do modelo com adesivo, três cortes transversais efetuados e mensurações realizadas em microscópio comparador linear. Sobre os modelos foram confeccionadas bases em cera, incluídas e a resina polimerizada pela técnica de rotina em banho de água a 74°C

por 9 horas. Após esfriamento das muflas em temperatura ambiente, as bases foram desincluídas, limpas e acabadas. 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 silicona, revelando desadaptação com valores estatisticamente menores e significantes, quando foram considerados os fatores métodos, região e pontos estudados.

No mesmo ano de 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, em diferentes ciclos de polimerização (água a 74°C por 9 horas, água fervente por 20 minutos e por energia de microondas a 500W por 3 minutos). Foram confeccionados corpos-de-prova, a partir de matrizes circulares com 30 mm diâmetro por 5 mm de altura. Após a polimerização, esfriamento à temperatura ambiente, acabamento e polimento em politriz, os corpos-de-prova foram submetidos aos testes com rugosímetro, microdurômetro e imersão em tinta nankin por 8 horas. Os resultados mostraram que não houve diferenças significativas entre as médias obtidas pelos métodos para as variáveis rugosidade e porosidade. Entretanto, 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.

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 menor desajuste.

CONSANI *et al.*, em 2002-a, verificaram a alteração dimensional da base de prótese total em função dos tipos comerciais da resina acrílica (Vipcril, Clássico e Meliodent Multicryl). Quinze conjuntos base de cera-modelo de gesso foram incluídos em mufas metálicas pela técnica de rotina. Após prensagem final, 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 significante entre os produtos comerciais, sendo a melhor adaptação encontrada nas bases confeccionadas com a resina Clássico.

CONSANI *et al.*, em 2002-b, observaram a influência do tempo pós-prensagem (imediate, 12 e 24 horas) e 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 alteração dimensional da base foi influenciada pela interação estágio e tempo de pós prensagem, tendo o estágio plástico apresentado 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 imediate, havendo diferença estatística significativa entre eles.

3. Proposição

O propósito deste estudo foi avaliar a adaptação das bases de prótese total superior sob efeitos da interação gesso de inclusão (tipos II x III e tipos II x IV) e dos tempos pós-prensagem (imediate e 24 horas) na adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, polimerizada em água aquecida a $74^{\circ}\text{C} \pm 2$ por 9 horas.

4. Materiais e método

4.1 Materiais

No Quadro 1 estão relacionados os materiais, fabricantes e marcas comerciais utilizadas no estudo.

Quadro 1- Materiais, fabricantes e marcas comerciais.

Material	Fabricante	Marca comercial
Gesso comum tipo II	Bussioli ME	Gesso Rio
Gesso pedra tipo III	Pason Ind. e Com. Ltda	Pasom
Gesso pedra tipo IV	Vigodent	Herostone
Resina acrílica	Artigos odontológicos Clássico Ltda	Clássico

O produto comercial Clássico é uma resina convencional, comercializada na forma de pó e líquido, baseada no copolímero do polimetilmetacrilato, com ativação térmica (Figura 1).

Os tipos de gesso II, III e IV são obtidos do mineral gipsita, que é uma das formas do sulfato de cálcio diidratado. O gesso tipo II apresenta cristais prismáticos com forma irregular e mais porosos. O gesso tipo III apresenta cristais mais regulares e menos porosos. O gesso tipo IV apresenta partículas cubóides, pouco porosas, necessitando de menor relação água/pó, sendo mais resistente (Figura 2).



Figura 1 – Resina acrílica convencional Clássico.



Figura 2 – Gesso Rio tipo II, Herostone tipo IV e Pasom tipo III

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 (Pasom), 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).

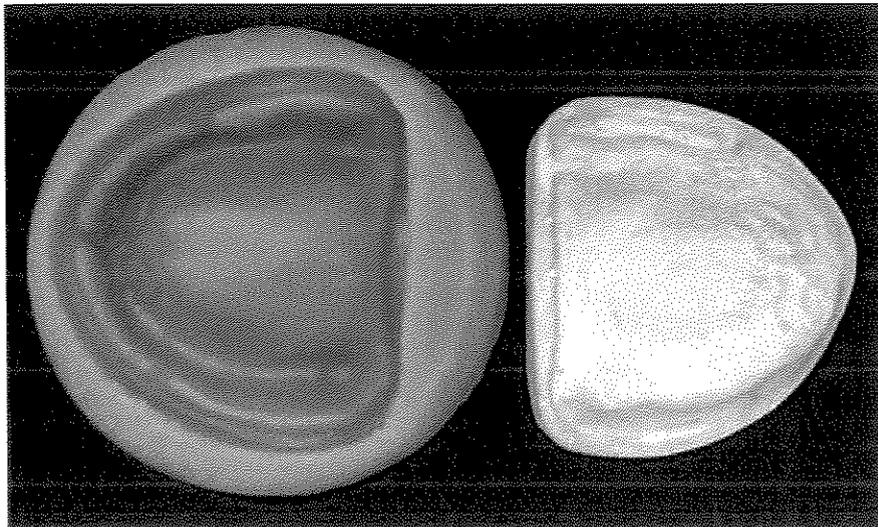


Figura 3 – Molde de silicone e modelo de gesso da arcada maxilar desdentada

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

As bases de cera foram confeccionadas com duas lâminas de cera rosa nº 9 Wilson (Polidental Ind. e Com. Ltda, SP), segundo CORRÊA (1994-Parte I), e plastificadas sobre chama de lamparina a álcool, sendo a primeira lâmina de cera adaptada sobre o modelo, com leve pressão digital, recortando os excessos com auxílio de um instrumento Le Cron (Duflex-S.S White Art. Dentários Ltda, RJ). A segunda lâmina foi adaptada sobre a primeira e recortada da mesma maneira (Consani, 2000). A espessura final das lâminas foi de aproximadamente 2 mm (SYKORA & SUTOW, 1993; HAYACIBARA, 2001), conferida com espessímetro (Golgran, Jon)

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 amostras e incluídos em muflas metálicas pela técnica de rotina, com o propósito de receber os seguintes tratamentos experimentais:

Grupo I: fixação do modelo com gesso comum tipo II e inclusão com gesso pedra tipo III.

Grupo II: fixação do modelo com gesso comum tipo II e inclusão com gesso pedra tipo III.

Grupo III: fixação do modelo com gesso comum tipo II e inclusão com gesso pedra tipo IV.

Grupo IV: fixação do modelo com gesso comum tipo II e inclusão com gesso pedra tipo IV.

Para o processo de inclusão, cada tipo de gesso foi proporcionado de acordo com as instruções dos fabricantes e manipulados manualmente em gral de borracha com espátula metálica durante 1 minuto. Os modelos de gesso, contendo as respectivas bases em cera, foram isolados com vaselina em pasta (Rioquímica, SP), aplicada com um pincel e incluídos na parte inferior das muflas metálicas nº 5,5 (Uraby, Urabiracy Ind. e Com. Ltda, RJ) com gesso tipo II, na proporção pó-água de 100 g / 50 mL. Após a reação de presa, toda a superfície correspondente ao gesso de inclusão foi isolada com vaselina em pasta. A seguir, para os grupos I e II a inclusão foi completada com gesso pedra tipo III (Pasom, Pasom Ind. e Com. Ltda, SP) e para os grupos III e IV com gesso pedra tipo IV (Herostone, Vigodent Ind. e Com. Ltda, SP).

Decorridas 2 horas, as muflas foram colocadas em água em ebulição por 10 minutos. As muflas foram abertas, as bases de cera eliminadas 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 com jatos de ar, todas as superfícies de gesso foram isoladas com alginato de sódio Isolak (Produtos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP) aplicado com pincel.

4. 2. 2 *Prensagem e polimerização.*

Durante o procedimento de prensagem, a Resina acrílica termopolimerizável Clássico (Produtos Odontológicos Clássico, São Paulo, 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. Após 3 minutos, ao atingir a fase plástica, foi homogeneizada manualmente, colocada sobre a parte interna superior do gesso de inclusão e a prensagem inicial foi efetuada em prensa hidráulica de bancada VH Soltline (VH Equipamentos Odontológicos Ltda, SP.), com carga lenta de 800 kgf, mantida por cinco minutos. Durante a prensagem inicial, uma folha de celofane foi interposta entre a resina e o molde de gesso.

Após a abertura da mufla metálica, remoção da folha de celofane e do recorte dos excessos de resina com instrumento Le Cron (Dental Duflex), a prensagem final foi efetuada pela técnica de rotina, com pressão de 1250 kgf em prensa hidráulica de bancada (VH).

Em seguida, as 10 muflas metálicas de cada grupo foram separadas de acordo com o tempo pós-prensagem da resina acrílica, da seguinte maneira:

Grupo I: prensagem e polimerização imediatas da resina.

Grupo II: prensagem imediata e polimerização após 24 horas.

Grupo III: prensagem e polimerização imeditas.

Grupo IV: prensagem imediata e polimerização após 24 horas.

Após prensagem, as muflas metálicas de todos os grupos foram colocadas em grampos de fixação. As muflas metálicas dos grupos I e III foram imediatamente levadas à uma polimerizadora de controle automático Termotrom P-100 (Termotrom do Brasil Ltda), com água à temperatura ambiente, calibrada para o ciclo de polimerização de 9 horas a 74⁰C, enquanto as muflas metálicas dos grupos II e IV foram mantidas em bancada por 24 horas para, em seguida, serem submetidas ao mesmo ciclo de polimerização anteriormente relatado.

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

Após atingir à temperatura ambiente, 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) pela técnica de rotina, sem polimento.

4. 2. 4 Fixação das bases de prótese.

As bases de resina foram fixadas nos respectivos modelos com adesivo instantâneo (Super Bonder, Loctite, SP), colocado na região correspondente à crista do rebordo alveolar, sob carga estática de 1 kgf, durante 1 minuto.

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

O conjunto base de prótese-modelo de gesso foi fixado num dispositivo desenvolvido pela área Prótese Total da FOP - UNICAMP (Figura 4-A e B), para se obter um seccionamento padrão dos modelos, evitando a movimentação durante o procedimento. Foram realizados 3 cortes transversais paralelos entre si (Figura 5), 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). As secções foram suavemente lixadas para regularizar as superfícies e facilitar a visualização dos níveis de adaptação durante a medição (CONSANI, 2000).

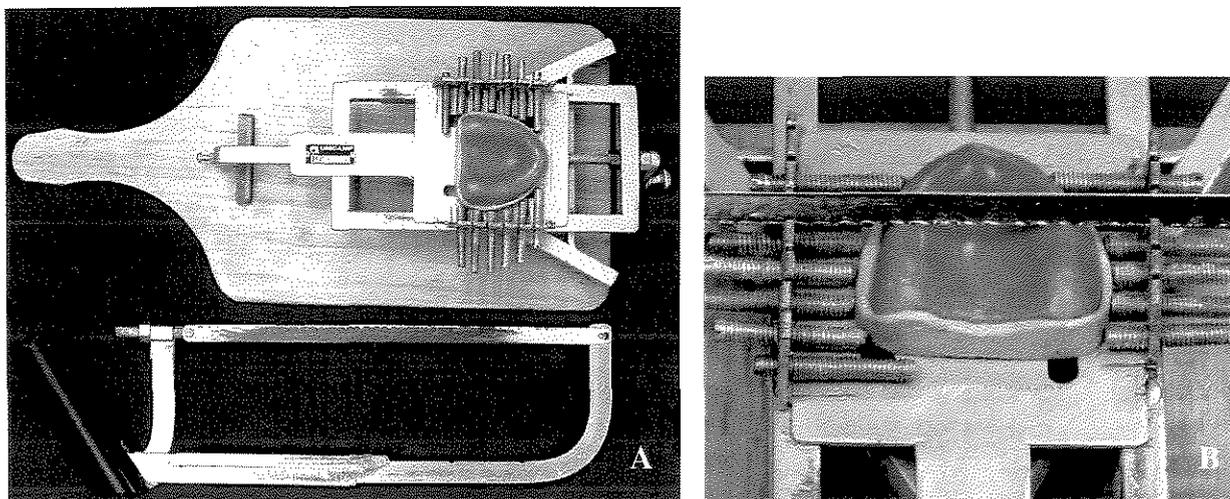


Figura 4- A e B – Conjunto base-modelo posicionado no dispositivo.

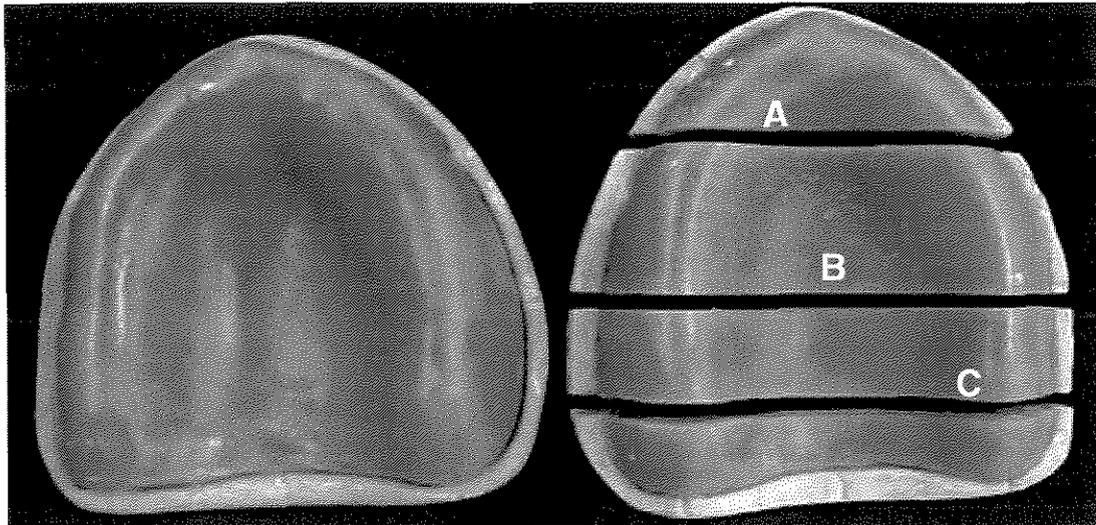


Figura 5 – Conjunto base-modelo antes e após o seccionamento.

4. 2. 6. Avaliação da alteração dimensional

A possível alteração dimensional ocorrida na resina acrílica, 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. 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 para cada tipo de corte (Figura 6- A, B e C), a saber:

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

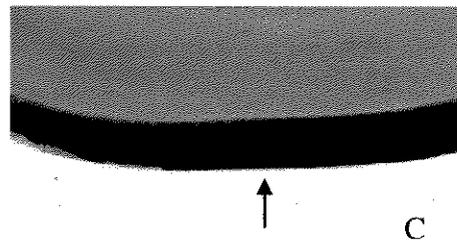
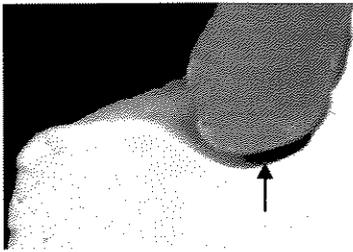
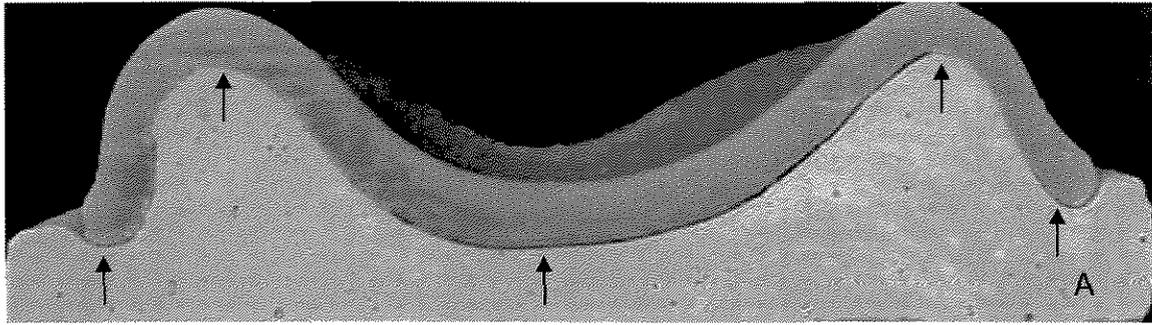


Figura 6- A, B e C – Secção transversal do conjunto base-modelo com os pontos referenciais indicados por setas.

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

5. Resultados

As alterações de adaptação das bases de prótese total, em milímetros, sob efeito da interação gesso de inclusão (tipo II x III e tipo II x IV) e tempo pós-prensagem (imediate e 24 horas), foram submetidas à análise de variância e ao teste de Tukey, em nível de significância de 5%.

Os resultados originais estão apresentados no Apêndice e todas as Tabelas deste capítulo apresentam dados médios.

A Tabela 1 e a Figura 7 mostram que os valores médios do desajuste da base de prótese nas combinações gesso tipo II x III e tipo II x IV, independente dos demais fatores, não apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$).

Tabela 1 – Médias do nível de desajuste nos cortes (mm) nas combinações gesso tipo II x III e tipo II x IV.

Gessos	Média de desajuste	5%
tipos II x III	0,224	A
tipos II x IV	0,238	A

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

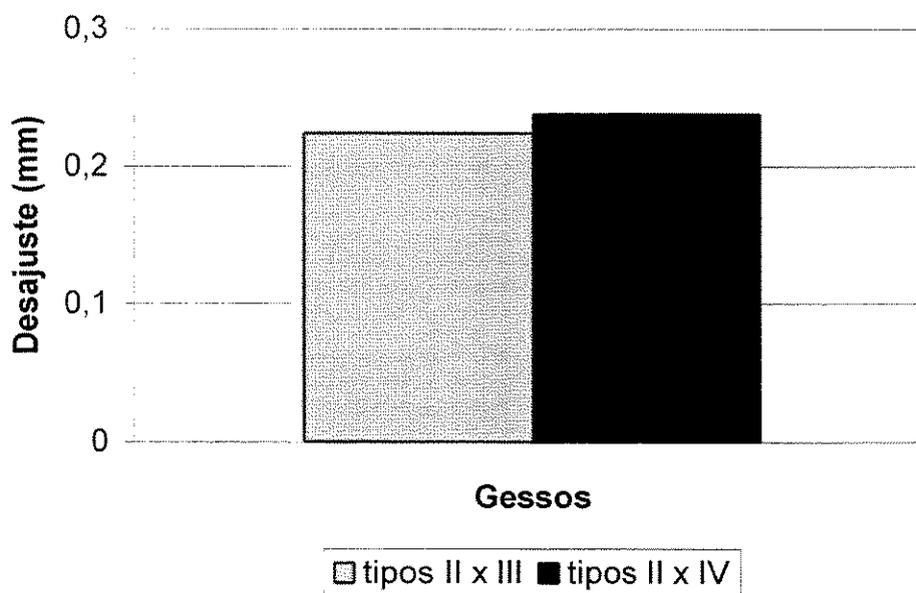


Figura 7 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste nos cortes (mm) nas combinações gesso tipo II x III e tipo II x IV.

A Tabela 2 e a Figura 8 mostram que os valores médios do desajuste da base de prótese nos tempos pós-prensagem imediato e 24 horas, independente dos demais fatores, apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$).

Tabela 2- Médias de desajuste de base (mm) relativo aos tempos T0 e T24 horas.

Pós-prensagem	Média de desajuste	5%
T0	0,257	A
T24	0,205	B

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

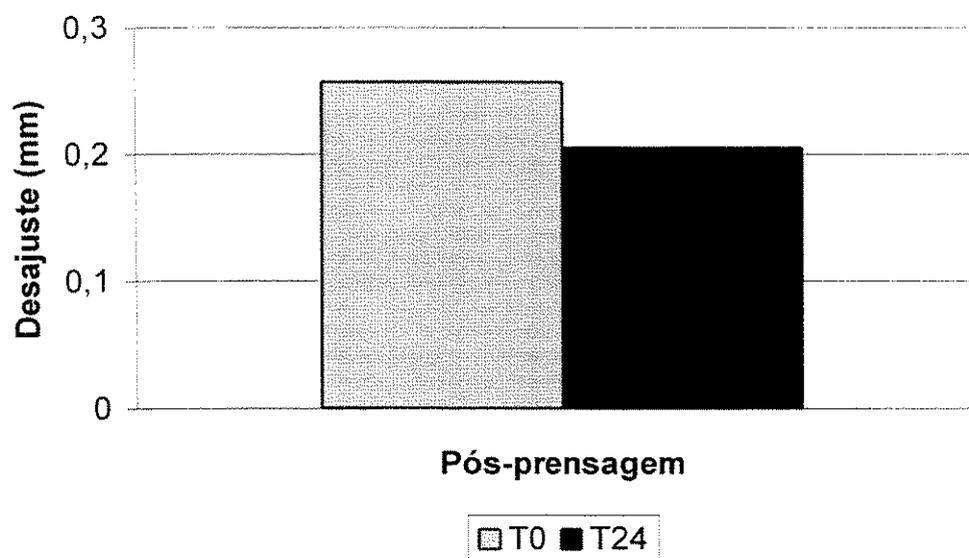


Figura 8- Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste dos cortes (mm) nos tempos pós-prensagem imediato e 24 horas.

A Tabela 3 e a Figura 9 mostram que os valores médios do desajuste da base de prótese nas combinações gesso tipo II x III e tipo II x IV, em função do tempo pós-prensagem imediato (T0), não apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$). Entretanto, houve diferença estatística significativa ($p > 0,05$) para o tempo pós-prensagem de 24 horas (T24). Mostram também que os valores médios do desajuste da base de prótese nos tempos pós-prensagem imediato (T0) e 24 horas (T24), apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$), para a combinação gesso tipo II x III, Entretanto, não houve diferença estatística significativa ($p > 0,05$) para a combinação gesso tipo II x IV.

Tabela 3 – Médias do nível de desajuste nos cortes (mm) nas combinações gesso tipo II x III e tipo II x IV, em função do tempo pós-prensagem (T0 e T24).

Gessos	Pós-prensagem	
	T0	T24
tipos II x III	0,266 A, a	0,183 A, b
tipos II x IV	0,249 A, a	0,227B, a

Médias seguidas por letras minúsculas distintas na coluna e maiúsculas em linha diferem entre si em nível de 5% pelo teste de Tukey.

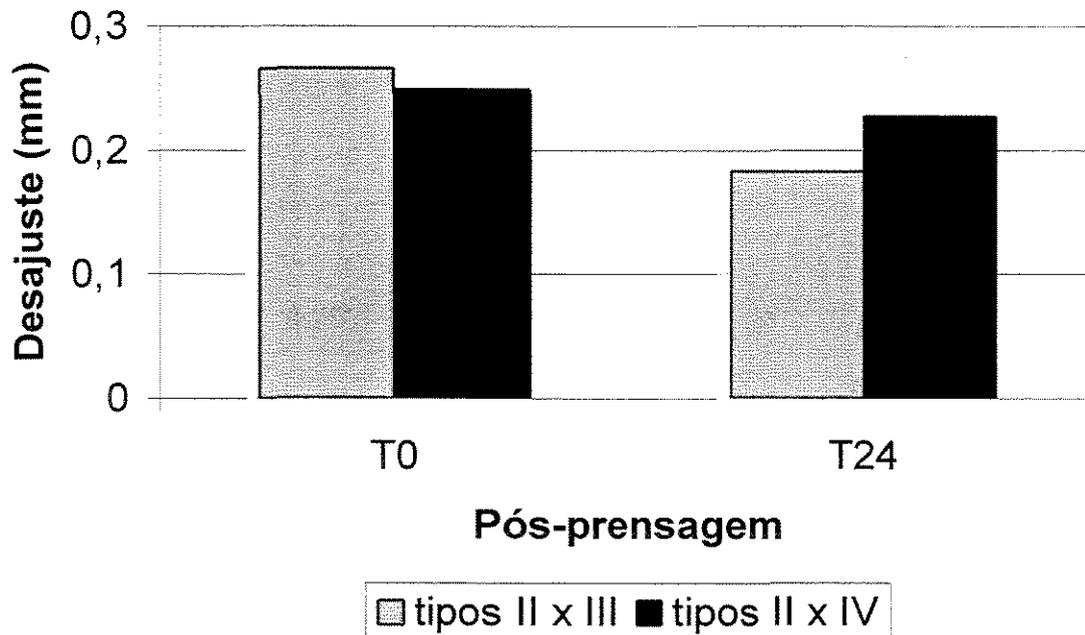


Figura 9 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste dos cortes (mm) nas combinações gesso tipo II x III e tipo II x IV, em função dos tempos pós-prensagem (T0 e T24).

A Tabela 4 e a Figura 10 mostram que os valores médios do desajuste da base de prótese nos cortes A, B e C, independente dos demais fatores, apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$).

Tabela 4 – Médias do nível de desajuste nos cortes (mm), independente dos demais fatores.

Cortes	Médias	5%
A	0,179	A
B	0,231	B
C	0,285	C

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

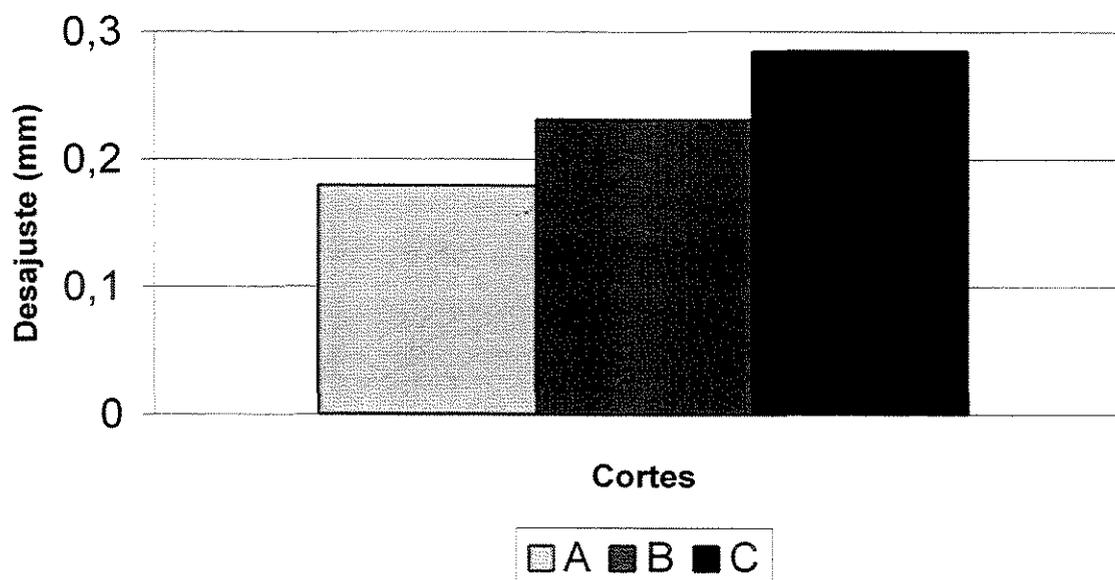


Figura 10 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste da base de prótese nos cortes A, B e C.

A Tabela 5 e a Figura 11 mostram que os valores médios do desajuste da base de prótese nos cortes A, B e C na combinação gesso tipo II x III, apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$) de A em relação a B e C, sendo estes iguais entre si. Para a combinação gesso tipo II x IV, as médias de A, B e C apresentaram diferença estatística entre si.

Tabela 5 – Médias do nível de desajuste nos cortes (mm), em função das combinações gesso tipo II x III e tipo II x IV, independente dos demais fatores.

Cortes	Gessos	
	IIxIII	IIxIV
A	0,181 A	0,177 A
B	0,224 B	0,237 B
C	0,268 B	0,301 C

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

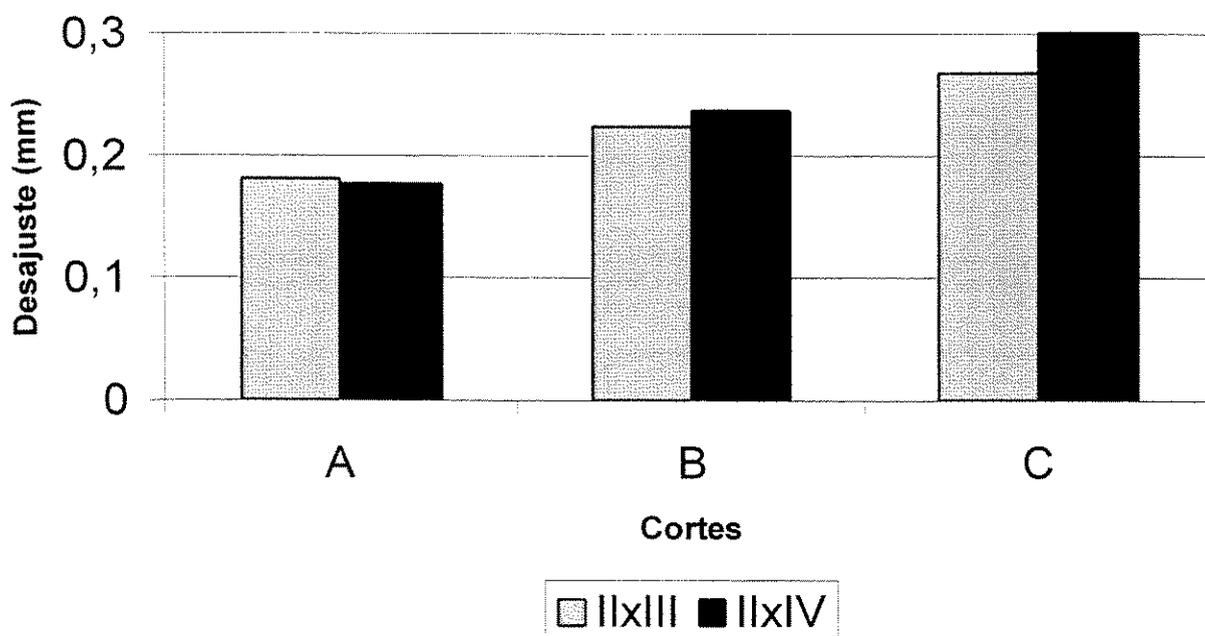


Figura 11 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste da base de prótese nos cortes A, B e C nas combinações gesso tipo II x III e tipo II x IV.

A Tabela 6 e a Figura 12 mostram que os valores médios do desajuste da base de prótese nos cortes A, B e C no tempo pós-prensagem imediato (T0), apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$) entre si. No tempo pós-prensagem de 24 horas (T24), a média de A foi estatisticamente menor que as médias B e C, estas sem diferença estatística significativa entre si ($p > 0,05$).

Tabela 6 – Médias do nível de desajuste nos cortes (mm) A, B e C, em função dos tempos pós-prensagem (T0 e T24), independente dos demais fatores.

Cortes	Pós-prensagem	
	T0	T24
A	0,187 A	0,171 A
B	0,262 B	0,199 B
C	0,323 C	0,246 B

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

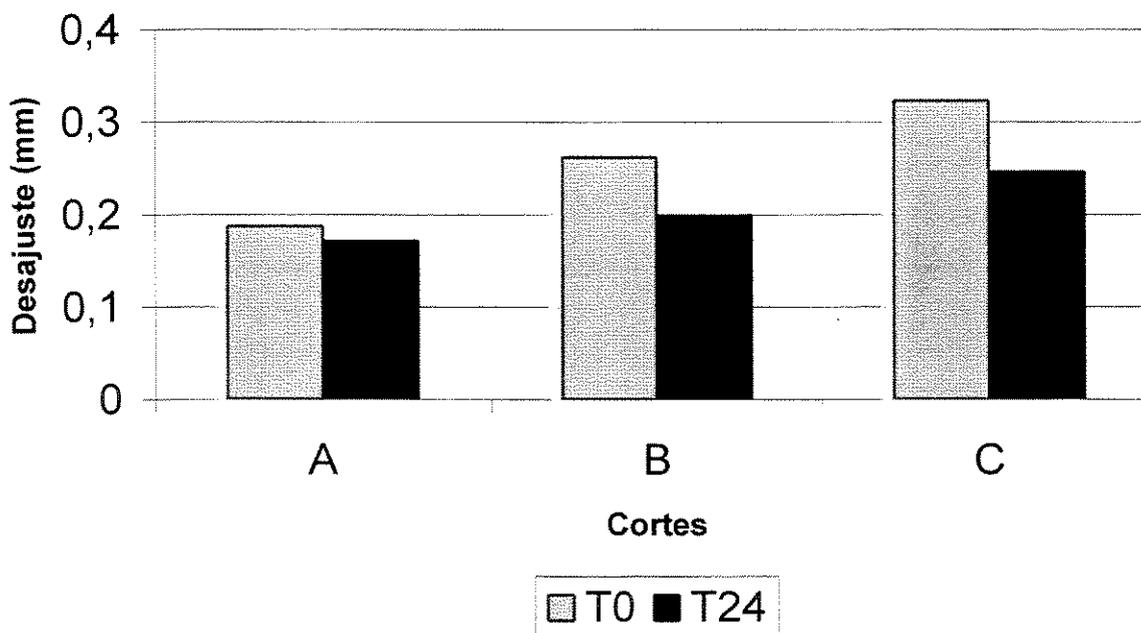


Figura 12 – Ilustração gráfica das médias do nível de desajuste da base de prótese nos cortes A, B e C, em função dos tempos pós-prensagem (T0 e T24).

6. Discussão

A resina acrílica tem sido o material mais utilizado para base de prótese total. Desde a década de 50, muitos estudos têm buscado aumentar o conjunto de propriedades favoráveis a sua utilização. Entretanto, mesmo diante do desenvolvimento de novos materiais e técnicas, as discrepâncias de adaptação entre a base e o modelo surgidas após o processamento da resina ainda ocorrem, como mostram os resultados encontrados por LATTA *et al.* (1990); AL-HANBALI *et al.* (1991); WALLACE *et al.* (1991); TURCK *et al.* (1992); SMITH & POWERS (1992); RIZZATTI-BARBOSA *et al.* (1995); BOBERICK & MCCOOL (1998).

Este trabalho avaliou a adaptação das bases de prótese total superior sob efeito da interação gesso de inclusão (tipo II x III e tipo II x IV) e dos tempos pós-prensagem (imediate e 24 horas), confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente.

Assim, a Tabela 1 e a Figura 7 comparam os valores médios do desajuste da base de prótese nas combinações gesso tipo II x III e tipo II x IV, independente dos demais fatores, indicando não haver diferença do nível de desajuste entre essas combinações. Provavelmente, outros efeitos no processamento das bases exerceram mais influência sobre o nível de desadaptação, como por exemplo, espessura da base (CHEN *et al.*, 1988), contração de polimerização, contração térmica pelo esfriamento da mufla e

tensões liberadas pela desinclusão (TAKAMATA *et al.*, 1989; TAKAMATA & SETCOS, 1989), do que a diferença entre a expansão térmica linear dos gessos de cada combinação em relação à resina acrílica. Esses resultados não foram consistentes aos obtidos por SYKORA & SUTOW (1996), que ao utilizar modelos de gesso de alta expansão, obtiveram melhor adaptação de bases do que naqueles confeccionados com gesso tipo III.

A Tabela 2 e a Figura 8 mostram que os valores médios do desajuste da base de prótese nos tempos pós-prensagem imediato (T0) apresentaram diferença e valores maiores quando comparado ao tempo de 24 horas (T24), independente dos demais fatores. Os resultados deste estudo confirmam a teoria relatada por PEYTON (1950) de que o fator tempo de espera para início da polimerização exerce influência na magnitude das discrepâncias dimensionais da base da resina acrílica. Segundo o autor, o tempo pós-prensagem, de no mínimo uma hora, permitia escoamento da massa de resina no interior do molde de gesso e a liberação de tensões internas. Nessa mesma linha de raciocínio, GOMES *et al.* (1998) recomendaram um tempo pós-prensagem maior que 12 horas para que a massa de resina reagisse efetivamente, evitando alteração indesejável no processamento da base. 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 maior para o imediato, quando a interação estágio da resina e tempo pós-prensagem foi observada. Entretanto, os resultados encontrados por KIMPARA & MUENCH (1996), CONSANI (2000), PADOVAN (2001) não comprovaram a influência do tempo pós-prensagem na contração da

resina. Esses autores se basearam no entendimento que a combinação do efeito polimerização, esfriamento da mufla e liberação das tensões pós-prensagem foram considerados fatores mais críticos no padrão de contração ocorrido na base do que o tempo pós-prensagem, quando analisaram: a influência do processamento, do dispositivo RS de contensão e diferentes ciclos de polimerização, respectivamente.

Da mesma maneira, quando o fator combinação gesso de inclusão foi considerado em função do tempo pós-prensagem, a Tabela 3 e a Figura 9 mostram que o desajuste da base de prótese nas combinações gesso tipo II x tipos III e IV, no tempo imediato (T0), não apresentaram diferença estatística significativa. Entretanto, mostram diferença estatística significativa entre as médias no tempo 24 horas (T24), com a combinação gesso tipo II x III apresentando a menor média de desajuste. No entender de ALMEIDA *et al.* (2001), a maior expansão de presa ocorrida na combinação gesso tipo II x III foi responsável pela menor alteração encontrada nas bases de prótese, o que poderia ter compensado em parte a contração de polimerização da resina acrílica.

A Tabela 3 e a Figura 9 também mostram que os valores médios do desajuste da base de prótese nos tempos pós-prensagem imediato (T0) e 24 horas (T24) apresentaram diferença apenas na combinação gesso tipo II x III. Porém, não houve diferença na combinação gesso tipo II x IV, o que significa que o tempo pós-prensagem de 24 horas (T24) somente exerceu efeito benéfico para a adaptação quando a combinação foi gesso tipo II x III. Provavelmente devido aos efeitos do maior escoamento da massa de resina no interior do molde e

liberações de tensões internas associados a menor diferença entre a expansão térmica linear da resina e dos gessos utilizados nessa combinação.

Na análise dos níveis do desajuste nos cortes A (anterior), B (mediano) e C (posterior), independente dos demais fatores, a Tabela 4 e a Figura 10 mostram que houve diferença estatística entre si. A maior desadaptação ocorreu no corte C (posterior), seguido dos cortes B (mediano) e A (anterior). Estes resultados estão de acordo com os apresentados por PICKETT & APPLEBY (1970); WOLFAARDT *et al.* (1986); JACKSON *et al.* (1989); SANDERS (1991); ARIOLI FILHO *et al.* (1999); ALMEIDA *et al.* (1999); PADOVAN *et al.* (1999); RIZZATTI BARBOSA (1999); PADOVAN (2001), sendo também consequência de outros fatores coadjuvantes, como a forma geométrica do palato (SYKORA & SUTOW, 1993; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999), espessura da base (WOWLFEL *et al.*, 1960; WINKLER *et al.*, 1971; CHEN *et al.*, 1988; CORRÊA, 1994 parte I, SADAMORI *et al.*, 1994; SADAMORI *et al.*, 1997), diferentes locais da base (POLYZOIS, 1990), operadores (CONSANI, *et al.*, 2000), marcas comerciais (CONSANI *et al.*, 2002b) e estágio da resina (CONSANI *et al.*, 2002a). O padrão de desajuste apresentado na região abrangida pelo corte A (anterior) provavelmente é resultado do relevo topográfico restritivo, dificultando a liberação de tensões após o processamento da base. Para ARIOLI FILHO *et al.*, 1999 a menor espessura da base, maior largura do arco e a forma geométrica da região contribuem para que ocorra maior nível de desadaptação na região abrangida pelo corte C (posterior). Por outro lado, ELSHEIKH & ABDEL-HAKIM (1995)

encontraram maior nível de desajuste na região mediana, seguida da região posterior e anterior, utilizando a mesma metodologia.

Pode-se observar na Tabela 5 e Figura 11 que para combinação de gesso tipo II x IV, independente dos demais fatores, todos os cortes foram diferentes entre si, tendo a menor média de desadaptação ocorrido no corte A (anterior), seguida dos cortes B (mediano) e C (posterior). Porém para combinação gesso tipo II x III, independente dos demais fatores, o corte A (anterior) apresentou menor média de desajuste com diferença significativa em relação a ambos cortes B (mediano) e C (posterior), estes iguais entre si. Embora não tenha sido possível provar que nessa combinação o corte C (posterior) mostrou desadaptação significativamente maior que no corte B (mediano), observa-se tendência dos valores numéricos das médias nesse sentido. Essa tendência também foi observada no estudo de HAYACIBARA (2001), quando analisou a precisão dos métodos para determinação do desajuste da base.

A Tabela 6 e a Figura 12 mostram que o padrão de desajuste da base de prótese nos cortes A (anterior), B (mediano) e C (posterior) foi com diferença estatística significativa entre si no tempo pós-prensagem imediato. Entretanto, no tempo pós-prensagem de 24 horas (T24), a média do corte A (anterior) foi diferente e estatisticamente menor que as médias dos cortes B e C, estas sem diferença estatística entre si. Por outro lado, CONSANI (2000) não observou diferença estatística significativa para os cortes A (anterior), B (mediano) e C (posterior) nos tempos pós-prensagem imediato e 6 horas, resultado semelhante foi encontrado por PADOVAN (2001) para os tempos pós-prensagem imediato, 12

e 24 horas, o que demonstra a complexidade das variáveis envolvidas no processamento da prótese.

Diante da importância de se obter bases bem adaptadas, inúmeros trabalhos avaliaram a estabilidade dimensional das próteses totais durante o processamento (CARVALHO, 1972; PEYTON & CRAIG, 1974). Porém, uma solução definitiva para essa questão não foi ainda estabelecida.

Os valores obtidos neste estudo mostram que a combinação de gesso de inclusão tipo II x III, associado ao tempo pós-prensagem de 24 horas, produziu menor média de desajuste nas bases de prótese total superior, com diferença estatisticamente significativa em relação as demais interações.

Os resultados deste trabalho representam uma contribuição ao estudo da redução das discrepâncias das bases de prótese total.

7. Conclusão

Diante da análise e discussão dos resultados deste estudo, podemos concluir que:

1. Independente dos demais fatores, as combinações de gesso não apresentaram diferença estatística significativa para os níveis de adaptação entre a base de resina e o modelo de gesso.

2. Independente dos demais fatores, os tempos pós-prensagem avaliados produziram diferentes níveis de adaptação entre a base de resina e o modelo de gesso, com diferença significativa para o tempo pós-prensagem de 24 horas.

3. Quando as combinações de gesso foram analisadas em função dos tempos pós-prensagem, o melhor nível de adaptação foi obtido para a combinação gesso II x III no tempo de 24 horas, com diferença estatística significativa quando comparada com as demais interações.

4. Quando os cortes A, B e C foram analisados independente dos demais fatores, o maior nível de desadaptação ocorreu no corte C, seguido dos corte B e C, havendo diferença estatística entre eles.

5. Independente dos demais fatores, quando os cortes A, B e C foram analisados na combinação gesso tipo II x III, a melhor média de desajuste ocorreu no corte A, com diferença estatística significativa em relação aos cortes B e C.

Para combinação gesso tipo II e IV, a melhor média de desajuste ocorreu no corte A, seguido dos cortes B e C, havendo diferença estatística entre eles.

6. Independente dos demais fatores, quando os cortes A, B e C no tempo pós-prensagem imediato foram analisados, a melhor média de desajuste ocorreu no corte A, seguido dos cortes B e C, havendo diferença estatística entre eles. Para o tempo pós-prensagem 24 horas, a menor média de desajuste ocorreu no corte A, com diferença estatística significativa em relação aos cortes B e C, iguais entre si.

Referências Bibliográficas*

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.* Influencia 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.

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.

AUSTIN, A.T.; BASKER, R.M. Residual monomer levels in denture bases. **Br Dent J**, London, v. 153, n. 12, p. 424-426, Nov. 1982.

*Baseada na NBR- 6023, de agosto de 2000, da associação brasileira de normas técnicas (ABNT).

Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "Medline".

BOBBERICK, K.G.; MCCOOL, J. Dimensional stability of record bases fabricated from light-polymerized composite using two methods. **J Prosthet Dent**, St Louis, v. 79, n. 4, p. 399-403, Apr. 1998.

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. 1998.

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 Comercial 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.* Influencia 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.; O'BRIEN, W.J.; POWERS, J.M. **Materiais dentários**: propriedades e manipulação. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1983. p. 132-133.

ELSHEIKH, H.A.; ABDELL-HAKIM, A.M. Accuracy of freely resin record bases. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 73, n. 1, p. 348-353, Apr. 1995.

FROST, H.M. Skeletal physiology and bone remodeling: an overview. *In*: URIST, M.R. **Fundamental and clinical bone phisiology**. Philadelphia: JB Lippincott, 1980.

GAY, W.D.; KING, G.E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. **J Prosthet Dent**, St. 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.

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.

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

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.

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

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.

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.; CRAIG, R.G. **Materiais dentales restauradores.** 2. ed. Buenos Aires: Mundi, 1974. 533p.

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

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

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.

SADAMORI, S. *et al.* Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. **J Prosthet Dent**, St Louis, v. 72, n. 1, p. 19-22, July 1994.

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.

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

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.

STANFORD, J.W.; PAFFENBARGER, G.C. Processing denture base resins: heat-curing type. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 53, n. 7, p. 72-73, July 1956.

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.

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 polymerization. **Int J Prosthet**, St. Louis, 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 polymerization. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 119, n. 8, p. 271-276, Aug. 1989.

TURCK, M.D. *et al.* Direct measurement of dimensional accuracy with three denture-processing techniques. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 5, n. 4, p. 367-372, July/Aug. 1992.

VIEIRA, D.F. **Bases para a aplicação racional dos materiais odontológicos**. 2. ed., São Paulo: Atheneu, 1976. cap. 24, p. 329.

WALLACE, P.W. *et al.* Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 403-408, Sept. 1991.

WINKLER, S. *et al.* Processing changes in complete dentures constructed from pour resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 82, n. 2, p. 349-353, Feb. 1971.

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. Changes in denture during storage in water and service. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 21, n. 2, p. 329-338, Apr. 1977.

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.

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

Apêndice

1. Resultados originais, em milímetros.

Quadro I. Combinação de gessos de inclusão tipos IIxIII com prensagem e polimerização imediata da resina.

CP*	Região	Pontos referenciais					Média
		Vestibular Esquerdo	Rebordo Esquerdo	Linha Média	Rebordo Direito	Vestibular Direito	
1	A	0,619	0,219	0,047	0,237	0,357	0,296
	B	0,505	0,495	0,141	0,390	0,337	0,374
	C	0,147	0,117	0,046	0,250	0,300	0,172
2	A	0,126	0,140	0,118	0,140	0,329	0,171
	B	0,424	0,251	0,247	0,142	0,247	0,262
	C	0,558	0,238	0,339	0,162	0,809	0,421
3	A	0,384	0,220	0,172	0,150	0,414	0,268
	B	0,485	0,327	0,365	0,286	0,415	0,376
	C	0,502	0,200	0,339	0,059	0,273	0,275
4	A	0,644	0,181	0,154	0,261	0,490	0,346
	B	0,439	0,321	0,236	0,094	0,465	0,311
	C	0,451	0,261	0,317	0,259	0,545	0,367
5	A	0,293	0,105	0,095	0,068	0,214	0,155
	B	0,362	0,244	0,203	0,148	0,243	0,240
	C	0,480	0,322	0,344	0,053	0,706	0,381
6	A	0,221	0,038	0,086	0,083	0,162	0,118
	B	0,246	0,255	0,240	0,102	0,320	0,233
	C	0,253	0,178	0,255	0,022	0,438	0,229
7	A	0,714	0,130	0,089	0,117	0,069	0,224
	B	0,308	0,426	0,184	0,110	0,189	0,243
	C	0,360	0,271	0,353	0,286	0,545	0,363
8	A	0,518	0,063	0,100	0,086	0,261	0,206
	B	0,260	0,147	0,188	0,098	0,278	0,194
	C	0,325	0,087	0,291	0,217	0,552	0,294
9	A	0,132	0,108	0,069	0,074	0,148	0,106
	B	0,404	0,174	0,211	0,139	0,206	0,227
	C	0,572	0,502	0,207	0,129	0,346	0,351
10	A	0,190	0,084	0,103	0,096	0,189	0,132
	B	0,194	0,145	0,197	0,144	0,138	0,164
	C	0,488	0,514	0,404	0,294	0,734	0,487

* CP= Corpo-de-prova

Quadro II. Combinação de gessos de inclusão tipos IIxIII com prensagem imediata e polimerização após 24 horas da resina.

CP	Corte	Pontos referenciais					Média
		Vestibular Esquerdo	Rebordo Esquerdo	Linha Média	Rebordo Direito	Vestibular Direito	
1	A	0,279	0,079	0,111	0,067	0,265	0,160
	B	0,324	0,111	0,221	0,083	0,210	0,190
	C	0,283	0,180	0,180	0,050	0,385	0,216
2	A	0,177	0,081	0,124	0,134	0,145	0,132
	B	0,279	0,241	0,260	0,229	0,236	0,249
	C	0,085	0,087	0,208	0,192	0,236	0,162
3	A	0,262	0,084	0,136	0,051	0,257	0,158
	B	0,396	0,206	0,291	0,252	0,347	0,298
	C	0,312	0,122	0,130	0,032	0,350	0,189
4	A	0,332	0,109	0,100	0,183	0,307	0,206
	B	0,149	0,095	0,096	0,076	0,174	0,118
	C	0,336	0,135	0,168	0,153	0,361	0,231
5	A	0,306	0,154	0,108	0,079	0,314	0,192
	B	0,292	0,172	0,143	0,092	0,166	0,173
	C	0,361	0,168	0,344	0,311	0,380	0,313
6	A	0,180	0,049	0,099	0,121	0,187	0,127
	B	0,260	0,137	0,152	0,058	0,139	0,149
	C	0,155	0,239	0,177	0,272	0,295	0,228
7	A	0,298	0,125	0,115	0,072	0,377	0,197
	B	0,301	0,166	0,118	0,059	0,244	0,178
	C	0,230	0,024	0,115	0,111	0,411	0,178
8	A	0,239	0,059	0,065	0,062	0,266	0,138
	B	0,293	0,152	0,209	0,161	0,292	0,221
	C	0,307	0,115	0,231	0,048	0,300	0,200
9	A	0,231	0,101	0,061	0,084	0,277	0,151
	B	0,202	0,117	0,124	0,106	0,172	0,144
	C	0,119	0,065	0,123	0,130	0,207	0,129
10	A	0,275	0,080	0,062	0,058	0,295	0,154
	B	0,189	0,169	0,147	0,109	0,115	0,146
	C	0,216	0,106	0,174	0,101	0,297	0,179

Quadro III. Combinação de gessos de inclusão tipos IIxIV com prensagem e polimerização imediata da resina.

CP	Corte	Pontos referenciais					Média
		Vestibular Esquerdo	Rebordo Esquerdo	Linha Média	Rebordo Direito	Vestibular Direito	
1	A	0,253	0,064	0,083	0,104	0,188	0,138
	B	0,263	0,207	0,187	0,223	0,145	0,205
	C	0,310	0,211	0,205	0,137	0,335	0,240
2	A	0,383	0,134	0,121	0,103	0,296	0,207
	B	0,499	0,421	0,297	0,207	0,210	0,327
	C	0,236	0,167	0,248	0,299	0,450	0,280
3	A	0,272	0,183	0,134	0,103	0,213	0,181
	B	0,473	0,351	0,281	0,066	0,156	0,265
	C	0,501	0,406	0,326	0,177	0,552	0,392
4	A	0,187	0,125	0,122	0,040	0,119	0,119
	B	0,190	0,330	0,322	0,190	0,291	0,265
	C	0,391	0,390	0,373	0,211	0,499	0,373
5	A	0,243	0,123	0,213	0,098	0,350	0,205
	B	0,258	0,186	0,278	0,156	0,252	0,226
	C	0,357	0,278	0,281	0,276	0,479	0,334
6	A	0,286	0,127	0,134	0,088	0,226	0,172
	B	0,516	0,221	0,334	0,168	0,257	0,299
	C	0,265	0,175	0,317	0,268	0,633	0,332
7	A	0,290	0,148	0,132	0,093	0,146	0,162
	B	0,382	0,329	0,285	0,121	0,177	0,259
	C	0,304	0,161	0,343	0,094	0,301	0,241
8	A	0,368	0,111	0,185	0,090	0,202	0,191
	B	0,443	0,278	0,240	0,188	0,134	0,257
	C	0,250	0,108	0,334	0,266	0,496	0,291
9	A	0,261	0,125	0,123	0,070	0,100	0,136
	B	0,341	0,196	0,229	0,101	0,197	0,213
	C	0,475	0,358	0,336	0,171	0,290	0,326
10	A	0,316	0,130	0,091	0,092	0,417	0,209
	B	0,370	0,338	0,389	0,184	0,314	0,319
	C	0,303	0,187	0,325	0,255	0,567	0,327

Quadro IV. Combinação de gessos de inclusão tipos IIXIV com prensagem imediata e polimerização após 24 horas da resina.

CP	Corte	Pontos referenciais					Média
		Vestibular Esquerdo	Rebordo Esquerdo	Linha Média	Rebordo Direito	Vestibular Direito	
1	A	0,171	0,097	0,126	0,096	0,159	0,130
	B	0,393	0,328	0,255	0,116	0,156	0,250
	C	0,417	0,551	0,295	0,280	0,551	0,419
2	A	0,359	0,125	0,206	0,100	0,240	0,206
	B	0,426	0,299	0,285	0,155	0,229	0,279
	C	0,341	0,207	0,248	0,118	0,399	0,263
3	A	0,295	0,100	0,194	0,099	0,121	0,162
	B	0,372	0,160	0,277	0,162	0,273	0,249
	C	0,287	0,408	0,353	0,172	0,472	0,338
4	A	0,413	0,260	0,183	0,083	0,239	0,236
	B	0,295	0,218	0,232	0,122	0,154	0,204
	C	0,342	0,168	0,229	0,150	0,262	0,230
5	A	0,181	0,187	0,192	0,262	0,612	0,287
	B	0,369	0,256	0,224	0,104	0,214	0,233
	C	0,417	0,296	0,341	0,228	0,499	0,356
6	A	0,267	0,068	0,087	0,058	0,342	0,164
	B	0,267	0,089	0,172	0,048	0,200	0,155
	C	0,309	0,118	0,158	0,110	0,429	0,225
7	A	0,044	0,137	0,098	0,071	0,270	0,124
	B	0,125	0,073	0,195	0,055	0,138	0,117
	C	0,528	0,343	0,374	0,121	0,294	0,332
8	A	0,190	0,060	0,071	0,099	0,223	0,129
	B	0,251	0,083	0,142	0,108	0,239	0,165
	C	0,227	0,145	0,332	0,087	0,313	0,221
9	A	0,232	0,085	0,133	0,151	0,279	0,176
	B	0,300	0,177	0,175	0,126	0,172	0,190
	C	0,380	0,318	0,238	0,180	0,344	0,292
10	A	0,382	0,111	0,138	0,117	0,286	0,207
	B	0,348	0,270	0,231	0,289	0,230	0,274
	C	0,316	0,212	0,267	0,106	0,218	0,224

2- Análise estatística

Código do projeto: Tese
 Responsável: Rodrigo Luiz dos Santos Sousa
 Delineamento Experimental: Desajustes
 Observações Não Transformadas
 Nome dos Fatores

Fator	Nome
A	Gesso
B	Tempo
C	Região

Quadro da Análise de Variância

Causas da Variação	G.L	S.Q	Q.M	Valor F	Prob.>F
Gesso	1	0.00582	0.00582	1.6523	0.19852
Tempo	1	0081849	0081849	23.2210	0.00005
Região	2	0.22296	0.11148	31.6274	0.00001
GesxTem	1	0.02778	0.02778	7.8830	0.00605
GesxReg	2	0.00736	0.00368	1.8448	0.35637
TemxReg	2	0.02139	0.01069	3.0356	0.05066
GesxTemxReg	2	0.00919	0.00459	1.3050	0.27461
Resíduo	108	0.38067	0.00354		
Total	119	0.75706			

Média Geral = 0.231833

Coefficiente de variação = 12.773%

Teste de Tukey para médias de Gesso

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	IIxIV	60	0.2388	0.238800	a	A
2	1	IIxIII	60	0.2248	0.24867	a	A

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

D.M.S 5% = 0.02141 – D.M.S 1% = 0.02827

Teste de Tukey para médias de gesso dentro de imediato do fator tempo

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	IIxIII	30	0.2662	0.266200	a	A
2	2	IIxIV	30	0.2497	0.249700	a	A

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de 24 horas do fator tempo

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	IIxIV	30	0.2279	0.227900	a	A
2	1	IIxIII	30	0.1835	0.183533	b	B

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

D.M.S 5% = 0.03029 – D.M.S 1% = 0.03998

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de região A do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	IIxIII	20	0.1818	0.181850	a	A
2	1	IIxIV	20	0.1770	0.177050	a	A

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de região B do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	IIxIV	20	0.2375	0.237550	a	A
2	1	IIxIII	20	0.2245	0.224500	a	A

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de região C do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	IIxIV	20	0.3018	0.301800	a	A
2	1	IIxIII	20	0.2682	0.268250	a	A

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

D.M.S 5% = 0.03709 – D.M.S 1% = 0.04896

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de imediato do fator tempo e região A do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	IIxIII	10	0.2022	0.202200	a	A
2	2	IIxIV	10	0.1720	0.172000	a	A

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de imediato do fator tempo e região B do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	IIxIV	10	0.2635	0.263500	a	A
2	1	IIxIII	10	0.2624	0.262400	a	A

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de imediato do fator tempo e região C do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	IIxIII	10	0.3340	0.334000	a	A
2	2	IIxIV	10	0.3136	0.313600	a	A

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de 24 horas do fator tempo e região A do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	IIxIV	10	0.1821	0.182100	a	A
2	1	IIxIII	10	0.1615	0.161500	a	A

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de 24 horas do fator tempo e região B do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	IIxIV	10	0.2116	0.211600	a	A
2	1	IIxIII	10	0.1866	0.186600	a	A

Teste de Tukey para médias de Gesso dentro de 24 horas do fator tempo e região C do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num. Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	IIxIV	10	0.2900	0.290000	a	A
2	1	IIxIII	10	0.2025	0.202500	b	B

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

D.M.S 5% = 0.05246 – D.M.S 1% = 0.06924

Teste de Tukey para médias tempo

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	60	0.2579	0.257950	a	A
2	2	24 H	60	0.2057	0.205717	b	B

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

D.M.S 5% = 0.02141 – D.M.S 1% = 0.02827

Teste de Tukey para médias tempo dentro de IIxIII do fator gesso

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	30	0.2662	0.266200	a	A
2	2	24 H	30	0.1835	0.183533	b	B

Teste de Tukey para médias tempo dentro de IIxIV do fator gesso

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	30	0.2497	0.249700	a	A
2	2	24 H	30	0.2279	0.227900	a	A

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

D.M.S 5% = 0.3029 – D.M.S 1% = 0.03998

Teste de Tukey para médias tempo dentro de região A do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	20	0.1871	0.187100	a	A
2	2	24 H	20	0.1718	0.171800	a	A

Teste de Tukey para médias tempo dentro de região B do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	20	0.2629	0.262950	a	A
2	2	24 H	20	0.1991	0.199100	b	B

Teste de Tukey para médias tempo dentro de região C do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	20	0.3238	0.323800	a	A
2	2	24 H	20	0.2462	0.246250	b	B

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

D.M.S 5% = 0.03709 – D.M.S 1% = 0.04896

Teste de Tukey para médias tempo dentro de IxIII do fator gesso e região A do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	10	0.2022	0.202200	a	A
2	2	24 H	10	0.1615	0.161500	a	A

Teste de Tukey para médias tempo dentro de IxIII do fator gesso e região B do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	10	0.2624	0.262400	a	A
2	2	24 H	10	0.1866	0.186600	b	B

Teste de Tukey para médias tempo dentro de IxIII do fator gesso e região C do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	10	0.3340	0.334000	a	A
2	2	24 H	10	0.2025	0.202500	b	B

Teste de Tukey para médias tempo dentro de IxIV do fator gesso e região A do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	24 H	10	0.1821	0.182100	a	A
2	1	Imediat	10	0.1720	0.172000	a	A

Teste de Tukey para médias tempo dentro de IxIV do fator gesso e região B do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	10	0.2635	0.263500	a	A
2	2	24 H	10	0.2116	0.211600	b	A

Teste de Tukey para médias tempo dentro de IxIV do fator gesso e região C do fator região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Imediat	10	0.3136	0.313600	a	A
2	2	24 H	10	0.2900	0.290000	a	A

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

D.M.S 5% = 0.05246 – D.M.S 1% = 0.06924

Teste de Tukey para médias de região

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Reg A	40	0.1794	0.179450	a	A
2	2	Reg B	40	0.2310	0.231025	b	B
3	1	Reg C	40	0.2850	0.285025	c	C

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

D.M.S 5% = 0.03147 – D.M.S 1% = 0.03928

Teste de Tukey para médias de região dentro de IxIII do fator gesso

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Reg C	20	0.2682	0.268250	a	A
2	2	Reg B	20	0.2245	0.224500	a	AB
3	1	Reg A	20	0.1818	0.181850	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de IxIV do fator gesso

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Reg C	20	0.3018	0.301800	a	A
2	2	Reg B	20	0.2375	0.237550	b	B
3	1	Reg A	20	0.1770	0.177050	c	C

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

D.M.S 5% = 0.04450 – D.M.S 1% = 0.05554

Teste de Tukey para médias de região dentro de imediato do fator tempo

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Reg C	20	0.3238	0.323800	a	A
2	2	Reg B	20	0.2629	0.262950	b	A
3	1	Reg A	20	0.1871	0.187100	c	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de 24 horas do fator tempo

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Reg C	20	0.2462	0.246250	a	A
2	2	Reg B	20	0.1991	0.199100	b	AB
3	1	Reg A	20	0.1718	0.171800	b	B

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

D.M.S 5% = 0.04450 – D.M.S 1% = 0.05554

Teste de Tukey para médias de região dentro de IxIII do fator gesso e imediato do fator tempo

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Reg C	10	0.3340	0.334000	a	A
2	2	Reg B	10	0.2624	0.262400	b	AB
3	1	Reg A	10	0.2022	0.202200	C	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de IIXIII do fator gesso e 24 horas do fator tempo

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Reg C	10	0.2025	0.202500	a	A
2	2	Reg B	10	0.1866	0.186600	a	A
3	1	Reg A	10	0.1615	0.161500	a	A

Teste de Tukey para médias de região dentro de IIXIV do fator gesso e imediato do fator tempo

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Reg A	10	0.3136	0.313600	a	A
2	2	Reg B	10	0.2635	0.263500	a	A
3	1	Reg A	10	0.1720	0.172000	b	B

Teste de Tukey para médias de região dentro de IIXIV do fator gesso e 24 horas do fator tempo

Num. Ordem	Num. Trat	Nome	Num.Re pe	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	3	Reg C	10	0.2900	0.290000	a	A
2	2	Reg B	10	0.2116	0.211600	b	AB
3	1	Reg A	10	0.1821	0.182100	b	B

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

D.M.S 5% = 0.06293 – D.M.S 1% = 0.07855