

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI
Cirurgião Dentista

**MOVIMENTAÇÃO LINEAR DE DENTES EM
PRÓTESE TOTAL SUPERIOR
SOB INFLUÊNCIA DOS TIPOS DE PRENSAGEM
E DESINCLUSÃO**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, Universidade
Estadual de Campinas, para a obtenção do
Título de Doutor em Clínica Odontológica –
Área Prótese Dental.

Piracicaba
2002

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI
Cirurgião Dentista

**MOVIMENTAÇÃO LINEAR DE DENTES EM
PRÓTESE TOTAL SUPERIOR
SOB INFLUÊNCIA DOS TIPOS DE PRENSAGEM
E DESINCLUSÃO**

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CPG-038/03
CPG. 15/08/02
Saide
Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti (FOP/UNICAMP)
Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita (FOP/UNICAMP)
Prof. Dr. Marco Antonio Bottino (FOSJC/UNESP)
Prof. Dr. Maximiliano Pierro Neisser (FOSJC/UNESP)
Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho (FOA/UNESP)

Piracicaba
2002

Ficha Catalográfica

C765m	Consani, Rafael Leonardo Xediek. Movimentação linear de dentes em prótese total superior sob influência dos tipos de prensagem e desinclusão. / Rafael Leonardo Xediek Consani. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002. xvi, 122p. : il. Orientador : Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Resinas acrílicas. 2. Prótese dentária. I. Domitti, Saide Sarckis. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
-------	---

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



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 13 de Agosto de 2002, considerou o candidato RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI aprovado.

1. Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI

2. Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO

3. Prof. Dr. MAXIMILIANO PIERO NEISSER

4. Prof. Dr. MARCO ANTONIO BOTTINO

5. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

00242633

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus queridos pais Selma e Simonides, pelo exemplo de dedicação paternal, constantemente demonstrando amor e afeição em todos os momentos do meu cotidiano, entremeando sutilmente manifestações de apoio nas minhas dificuldades e de alegria nas minhas conquistas, sempre evitando que eu me apercebesse dos seus esforços e abnegação para que os meus desejos fossem realizados.

Ao meu dileto irmão Heitor Fernando,
pela convivência fraterna e afetuosa.

MINHA ESPECIAL GRATIDÃO

Ao Onipresente Deus, pelas bênçãos.

Ao Prof. Dr. Saide Sarcis Domitti, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela dedicação constante de renomado mestre, pela conduta sempre amiga em todos os momentos e pela orientação segura de eminente pesquisador, condições sempre disponíveis durante a minha formação acadêmica.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Associado da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pelo apoio constante de prezado amigo e pelos relevantes ensinamentos de mestre, condições sempre indispensáveis para a minha formação acadêmica e de pesquisador.

MINHA GRATIDÃO

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, representada pela Direção, Coordenadoria de Pós-Graduação e Sub-Coordenadoria de Clínica Odontológica, pela oportunidade da realização do Programa de Pós-Graduação em nível de Doutorado.

Aos docentes do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelos ensinamentos sempre oportunos, relevantes e necessários à minha qualificação acadêmica.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pela confiança e apoio ao projeto concedendo-me bolsa de Doutorado.

À Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelo livre acesso ao laboratório e pertences.

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

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, Associado da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade, estímulo constante e exemplo de dedicação às lides acadêmicas.

Ao Sr. Otávio Roberto Vianna Pereira, Técnico da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela colaboração eficaz na fase laboratorial deste trabalho.

À Sra. Cleide Fernandes, Técnica da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo apoio no laboratório.

Ao Engenheiro Marcos Blanco Cangiani, Técnico da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela orientação na confecção das tabelas e dos gráficos computadorizados.

À Sra. Selma Aparecida Barbosa dos Santos Segalla, Técnica da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo apoio no laboratório.

Às funcionárias Sônia Maria Lordello Arthur e Érica Alessandra Pinho, da Coordenadoria de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela competência e presteza no atendimento.

À secretária Mônica Aparecida Barnabé, da Sub-Coordenadoria de Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelo atendimento sempre eficiente.

À secretária Eliete Riguetto, do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela disponibilidade marcante e presteza no atendimento.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1 INTRODUÇÃO	5
2 REVISÃO DA LITERATURA	9
3 PROPOSIÇÃO	41
4 MATERIAIS E MÉTODO	43
4.1 Materiais	43
4.2 Método	44
4.2.1 Preparo da prótese total superior	44
4.2.1.1 Confeção dos modelos de gesso	44
4.2.1.2 Confeção das bases de prova	45
4.2.1.3 Montagem dos dentes	46
4.2.1.4 Confeção dos pontos referenciais para medição dos deslocamentos dentais	49
4.2.1.5 Mensuração das distâncias entre os pontos referenciais antes da polimerização da resina acrílica	51
4.2.1.6 Inclusão do conjunto modelo-base de cera com dentes	52
4.2.1.7 Prensagem e polimerização	54
4.2.1.8 Abertura das muflas, remoção e acabamento das próteses	57
4.2.1.9 Mensuração das distâncias entre os pontos referenciais após polimerização das próteses	58
4.2.2 Tratamento estatístico	58
5 RESULTADOS	59
6 DISCUSSÃO	75
7 CONCLUSÃO	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89
APÊNDICE	99

RESUMO

O propósito deste estudo foi verificar a movimentação linear dos dentes em prótese total superior, confeccionada com resina acrílica ativada termicamente Clássico, polimerizada em água a 74°C por 9 horas, após 12 horas da prensagem final, sob a influência do tipo de prensagem (convencional e RS) e da desinclusão (esfriamento em água e em água mais bancada por 3 horas). Quarenta conjuntos modelo-base de prova de cera, com dentes artificiais, foram separados aleatoriamente em quatro grupos de dez conjuntos e incluídos em muflas metálicas pela técnica de rotina, a fim de receber os tratamentos experimentais: Grupo 1- prensagem convencional, polimerização em água a 74°C por 9 horas, iniciada após 12 horas da prensagem final e desinclusão após esfriamento em água. Grupo 2- prensagem convencional, polimerização em água a 74°C por 9 horas, iniciada após 12 horas da prensagem final e desinclusão após esfriamento em água e bancada por 3 horas. Grupo 3- prensagem RS, polimerização em água a 74°C por 9 horas, iniciada após 12 horas da prensagem final e desinclusão após esfriamento em água. Grupo 4- prensagem RS, polimerização em água a 74°C por 9 horas, iniciada após 12 horas da prensagem final e desinclusão após esfriamento em água e bancada por 3 horas. As distâncias I-I, PM-PM, M-M, ID-MD e IE-ME foram mensuradas antes e depois da polimerização da base, com microscópio comparador linear (Olympus), com precisão de 0,0005 mm. Os resultados submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância mostraram que: a) Fator polimerização: não houve diferença estatística significativa nas distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M em todas as interações; nas distâncias ântero-posteriores ID-MD e IE-ME na prensagem convencional com desinclusão após esfriamento em água; e na prensagem RS com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por

3 horas. Houve diferença estatística significativa nos valores das distâncias ID-MD e IE-ME na prensagem convencional com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas e na prensagem RS com esfriamento em água. b) Fator prensagem: as distâncias I-I, PM-PM e M-M não apresentaram diferença estatística significativa em todas as interações. O mesmo aconteceu nas distâncias ID-MD e IE-ME antes da polimerização com desinclusão após esfriamento em água; após polimerização com desinclusão após esfriamento em água; e antes da polimerização com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas. Houve diferença estatística significativa nos valores das distâncias ID-MD e IE-ME após polimerização com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas. c) Fator desinclusão: as distâncias I-I, PM-PM, M-M, ID-MD e IE-ME foram sem diferença estatística significativa em todas as interações.

ABSTRACT

The purpose of this study was to verify the linear teeth movement in maxillary denture made with Clássico heat-cured acrylic resin, polymerized in water at 74°C for 9 hours, 12 hours after the definitive flask closure, and influenced by pressing (conventional and RS) and deflasking (water cooling and water-cooling plus bench for 3 hours). Forty stone casts-wax plate base with teeth were randomly assigned in 4 groups of 10 elements and included in metallic frasks by routine technique, in order to receive the following experimental treatments: Group 1- conventional pressure, polymerization in water at 74°C for 9 hours, starting 12 hours after the definitive pressure and deflasking after water-cooling. Group 2- conventional pressure, polymerization in water at 74°C for 9 hours, starting 12 hours after the definitive pressure and deflasking after water-cooling and bench for 3 hours. Group 3- RS pressure, polymerization in water at 74°C for 9 hours, starting 12 hours after the definitive pressure and deflasking after water-cooling. Group 4- RS pressure, polymerization in water at 74°C for 9 hours, starting 12 hours after the definitive pressure and deflasking after water-cooling and bench for 3 hours. The I-I, PM-PM, M-M, RI-RM and LI-LM distances were determined before and after base polymerization, with a linear comparator microscope (Olympus), with tolerance of 0.0005 mm. The data submitted to ANOVA and Turkey's test at 5% of significance level showed that: a) Polymerization factor: there was no statistically significant difference in the I-I, PM-PM and M-M distances in all interactions. The same was showed in the RI-RM and LI-LM distances in the conventional pressure with deflasking after water-cooling, and in the RS pressure with deflasking after water-cooling plus bench for 3 hours. There was statistically significant difference in the RI-RM and LI-LM distance values in the conventional pressure with

deflasking after water-cooling plus bench for 3 hours, and in the RS pressure with deflasking after water-cooling. b) Pressure factor: the I-I, PM-PM, M-M distances was no statistically significant difference in all interactions. The same occurred in the RI-RM and LI-LM distances before and after polymerization with deflasking after water-cooling, and before polymerization with deflasking after water-cooling plus bench for 3 hours. There was statistically significant difference in the RI-RM and LI-LM distances after polymerization with deflasking after water-cooling plus bench for 3 hours. c) Deflasking factor: The I-I, PM-PM, M-M, RI-RM and LI-LM distances were no statistically significant difference in all interactions.

1 INTRODUÇÃO

A resina acrílica é empregada na Odontologia para a confecção de próteses dentais desde 1937. A partir dessa época, materiais e diferentes técnicas de processamento têm sido desenvolvidos para produzir trabalhos protéticos mais precisos. Entretanto, pequena contração ocorre na resina acrílica antes da prótese ser removida da mufla e a distorção resultante dessa alteração dimensional acontece em duas ocasiões distintas: durante a polimerização e no esfriamento da mufla (PICKETT & APPLEBY, 1970).

Mesmo considerando satisfatórias as inúmeras vantagens atribuídas à resina acrílica, como alta resistência, aceitável propriedade estética, baixa solubilidade nos fluidos bucais, boa condutibilidade térmica e facilidade de processamento e reparo (SPENCER & GARIAEFF, 1949), os estudos mostram que as alterações dimensionais continuam ocasionando deficiências na adaptação da base em função de diversas outras variáveis, como pressão exercida durante a prensagem da resina acrílica (MAHLER, 1951), operadores (CONSANI *et al.*, 2000), tempo pós-prensagem (CONSANI *et al.*, 2001) e marcas comerciais de resina acrílica (CONSANI *et al.*, 2002), assim como também influenciam no posicionamento dos dentes artificiais (ARIOLI FILHO *et al.*, 1999) causando aumento da dimensão vertical de oclusão (PAFFENBARGER *et al.*, 1965).

Desde que a resina acrílica ficou disponível no mercado odontológico, os pesquisadores têm procurado comparar os métodos de polimerização (PEYTON, 1950) e estudar o processamento de bases com diferentes tipos comerciais de resina acrílica (PEYTON & ANTHONY, 1963). Como consequência, as técnicas de polimerização por energia de microondas (NISHII, 1968), por calor seco (GAY & KING, 1979), por ciclo rápido em

água em ebulição (POLYZOIS *et al.*, 1987) e por luz visível (TAKAMATA *et al.*, 1989) foram propostas objetivando oferecer melhores condições quando comparadas àquelas obtidas no ciclo convencional com água aquecida.

Apesar das inovações, o método de polimerização mais efetivo seria aquele no qual a resina acrílica é processada em água no ciclo longo (STANFORD & PAFFENBARGER, 1956; ANUSAVICE, 1998), ainda que resultados satisfatórios fossem obtidos com os processamentos por energia de microondas (NISHII, 1968; SALIM *et al.*, 1992) e por água no ciclo rápido (FIRTELL *et al.*, 1981; POLYZOIS *et al.*, 1987).

Embora o desajuste resultante seja um fator negativo do processo, ele tem sido, às vezes, considerado pequeno e clinicamente insignificante (WONG *et al.*, 1999). Para alguns autores, as alterações ocorridas na base dificilmente podem ser corrigidas após o processamento da prótese. Entretanto, esses mesmos autores relatam que as pequenas alterações existentes no posicionamento dos dentes posteriores poderiam ser amenizadas no ajuste oclusal clínico (WINKLER *et al.*, 1971; CHEN *et al.*, 1988).

Na maioria dos casos, a média esperada de desajuste oclusal seria de 0,5 a 1,0 mm indicada pelo pino guia incisal e causada pelo aumento da dimensão vertical. Ainda que o aumento da dimensão vertical de oclusão possa parecer muito severo, a quantidade de deslocamento dental necessário para produzi-lo é reconhecidamente menor. Assim, a abertura do pino guia incisal ou o aumento da dimensão vertical de oclusão de 1,0 mm pode ser o resultado da movimentação dental de apenas 0,25 mm (MAHLER, 1951).

Entretanto, o deslocamento poderia ser reduzido se a inclusão do modelo fosse feita com gesso comum, considerado o melhor material para atenuar a movimentação dental, devido à satisfatória combinação de expansões

de presa e térmica, fato que também contribui para diminuir a deformação causada pela polimerização da resina acrílica (PERLOWSKI, 1953).

Por outro lado, excessiva carga durante a prensagem da resina acrílica e os diferentes tipos de gesso utilizados na inclusão também podem aumentar ou alterar a dimensão vertical da prótese total (STECK, 1950). Entretanto, o fator mais importante no aumento da dimensão vertical de oclusão seria a quantidade de resina acrílica contida no molde depois da prensagem final. Independente da intensidade da força exercida pela prensa hidráulica, algum excesso de material permanecerá no molde e quanto maior for a sobra, maior será o aumento da abertura vertical da prótese processada (GRUNEWALD *et al.*, 1952).

O aumento na dimensão vertical de oclusão pode ser reduzido cerca de 50% quando a mufla possuir sistema de escape para eliminar o excesso da resina acrílica durante a prensagem. As próteses confeccionadas com esse tipo de mufla não apresentaram nenhuma alteração dimensional na distância entre molares, quando comparadas com as polimerizadas sem o método de escape (SHIPPEE, 1961).

Como verificado, o gesso que fixa o modelo na base da mufla não ocasiona alteração na posição dos dentes. Porém, o deslocamento dos dentes e do modelo que ocorre no plano vertical seria resultado da expansão de presa do gesso de inclusão. Assim, a posição dos dentes pode ser modificada devido à expansão ocorrida no gesso colocado na parte superior do modelo, recobrimo os dentes. Entretanto, aparentemente a magnitude da expansão seria reduzida pelo confinamento do próprio gesso de inclusão, na mufla fechada (GRANT, 1962).

O deslocamento dos dentes artificiais também não seria influenciado pelos materiais gesso ou silicone quando empregados para incluir o modelo na

mufla, onde os dentes artificiais sempre se deslocam para lingual, não havendo diferença estatística significativa entre o segmento anterior e o posterior do modelo, quando ambos materiais de inclusão foram comparados (MAINIERI *et al.*, 1980).

Recente trabalho mostrou que parte da alteração dimensional da base da prótese total superior era resultante da separação das partes da mufla, ocorrida quando era removida da prensa hidráulica e colocada no grampo de pressão, podendo ser amenizada quando a prensagem final da resina acrílica era efetuada com a mufla interposta pelo dispositivo RS de contensão (CONSANI, 2000).

Com base nessas considerações, parte da distorção que acontecia na base processada foi provocada pela própria mufla ao permitir a liberação de tensões pela resina acrílica antes da colocação no grampo. Portanto, seria oportuno verificar se o dispositivo RS de contensão, diminuindo ou eliminando a pressão de retorno que se estabelece no intervalo entre a prensagem final e a colocação da mufla no grampo, poderia também exercer influência sobre o deslocamento linear dos dentes artificiais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

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

Em 1950, PEYTON comparou diferentes métodos nos procedimentos de polimerização da resina acrílica para base de prótese total, como calor desenvolvido por placas aquecidas eletricamente, luz infravermelha, estufa, calor induzido por gerador eletrônico, vapor de água e ciclo convencional de água. Após a prensagem da resina, a mufla foi deixada repousando no mínimo uma hora antes do procedimento de polimerização, para permitir o escoamento da resina no interior do molde e a liberação de tensões internas nos estágios iniciais. A massa plástica se escoava sob pressão e se fosse processada rapidamente após o fechamento da mufla, podia desenvolver tensões que deveriam ser liberadas durante o tempo de espera. Após polimerização e esfriamento em temperatura ambiente, a contração linear ocorrida no processamento foi analisada e os resultados mostraram valores comparáveis entre os métodos água aquecida, luz infravermelha e por indução, embora, dentro de cada técnica houvesse diferença entre os produtos analisados.

STECK, em 1950, verificou o efeito da excessiva pressão durante a prensagem da resina acrílica, ocasionada pelo rápido fechamento da mufla e pela redução do tempo para escape do excesso da resina, na confecção de prótese total. As bases foram confeccionadas com um casquete na região incisal central e um casquete em cada rebordo palatino posterior. O autor concluiu que excessiva pressão durante a prensagem final da resina acrílica e diferentes tipos de gesso utilizados na inclusão podem aumentar ou alterar a dimensão vertical da prótese total.

Em 1951, MAHLER estudou o aumento da dimensão vertical de oclusão, indicada pela abertura do pino guia incisal, de acordo com a pressão hidráulica aplicada na mufla durante o processo de prensagem da resina acrílica, mantido por 1 hora, e depois polimerizada em água aquecida a 72°C por 1 hora e 30 minutos e a 100°C por 1 hora e 30 minutos. Embora o desvio dos dentes causando aumento da dimensão vertical fosse pequeno, o deslocamento dental era considerado fator importante no desarranjo da oclusão durante o processamento das próteses totais. Na maioria dos casos, a média esperada de desajuste oclusal seria de 0,5 a 1,0 mm indicada pelo pino guia incisal e causada pelo aumento da dimensão vertical. Ainda que o aumento da dimensão vertical de oclusão pudesse parecer muito severo, a quantidade de deslocamento dental necessário para produzi-lo era reconhecidamente menor. Assim, a abertura do pino guia incisal ou o aumento da dimensão vertical de oclusão de 1,0 mm podia ser o resultado da movimentação dental de apenas 0,25 mm. O autor concluiu que existia distribuição desigual da pressão no interior da mufla após a prensagem final e a resina acrílica demonstrou possuir resistência ao cisalhamento ou viscosidade suficientes para permitir severa distribuição de tensões na massa

não polimerizada. Como resultado, o deslocamento dos dentes não foi igual para ambos os lados da prótese, e o aumento da dimensão vertical de oclusão sofreu influência da pressão imposta à resina acrílica.

O efeito dos processos de prensagem sobre algumas propriedades da resina acrílica foi estudado por GRUNEWALD *et al.*, em 1952. Foram comparadas as técnicas de água fervente por 45 minutos e por 1 hora, e por injeção. A alteração dimensional da base em cada estágio do processamento da prótese total foi verificada pela reprodução de marcas referenciais colocadas no modelo padrão, com microscópio comparador. Os dados mostraram que nenhuma alteração significativa ocorreu como resultado da influência da base de cera e a maior alteração foi verificada quando a base de resina foi removida do modelo. As causas mais comuns no aumento da dimensão vertical de oclusão foram: 1) excesso de resina acrílica no molde por ocasião da prensagem final, e 2) independente da intensidade de força aplicada na prensagem, pequena quantidade de excesso de massa permanecerá e quanto maior a sobra, maior o aumento na abertura vertical da prótese processada. No esfriamento após a polimerização, a contração normal da base foi restringida em todas as direções pela forma do modelo. Os autores concluíram que não houve diferença significativa na precisão dimensional e na estabilidade das próteses totais confeccionadas pelos dois métodos.

PERLOWSKI, em 1953, estudou as alterações ocorridas na inclusão da mufla como um fator de maloclusão da prótese total superior. A inclusão foi feita pelo método convencional, com gessos pedra e comum, sendo a resina acrílica polimerizada nas mesmas condições para os 3 grupos. Após remontagem em articulador, a quantidade de abertura do pino guia

incisal foi determinada. O autor concluiu que a inclusão com gesso comum foi o método mais preciso para evitar o deslocamento dental, ocasionado pela combinação das expansões de presa e térmica do gesso, e para diminuir a deformação interna promovida pela polimerização.

Numa revisão abordando as instruções para processamento da resina acrílica, STANFORD & PAFFENBARGER, em 1956, verificaram que a menor alteração dimensional ocorrida na prótese total era obtida no ciclo de polimerização de longo tempo, isto é, com água aquecida a 74°C por 8 horas.

A alteração dimensional ocorrida nas próteses totais durante o processamento foi estudada por WOELFEL *et al.*, em 1960. As próteses foram construídas com diferentes tipos de resina acrílica e métodos de prensagem. Após processamento, as próteses foram montadas em articuladores e todas as leituras foram feitas com os modelos em relação cêntrica. Os resultados mostraram que a maior alteração linear na distância molar a molar ocorreu quando a prótese foi removida do modelo de gesso e, aparentemente, foi causado pela deformação elástica produzida quando a resina acrílica era esfriada, portanto, dependendo mais da contração da resina do que da contração do molde de gesso ao se esfriar. Resinas processadas em baixas temperaturas apresentam menor contração de molar a molar quando a prótese era removida do modelo. Houve pequena ou nenhuma relação entre a adaptação da prótese ao modelo e a contração molar a molar que ocorreu quando a prótese foi desincluída e removida do modelo.

O aumento da dimensão vertical de oclusão depois do processamento da prótese total foi estudado por SHIPPEE, em 1961. Os

moldes foram incluídos em muflas e a prensagem efetuada até que nenhum excesso de resina fosse evidente. As próteses totais foram polimerizadas por 8 horas à temperatura de 73°C, seguida de ebulição por 1 hora, esfriadas em temperatura ambiente, desincluídas e remontadas nos modelos de gesso. A medição da altura do pino incisal foi efetuada antes e depois do processamento da prótese total. O autor concluiu que o aumento da dimensão vertical de oclusão foi reduzido em cerca de 50%, quando a mufla possuía um sistema de escape para o excesso de resina, durante a prensagem. Quando o sistema de escape foi utilizado, não houve nenhuma alteração dimensional na distância entre os molares após a polimerização, quando comparado com os resultados obtidos na prótese confeccionada com mufla sem o sistema de escape para o excesso de resina.

O efeito dos procedimentos de inclusão sobre o deslocamento dos dentes foi verificado por GRANT, em 1962. Depois que o modelo foi fixado na base da mufla, um sistema de pinos foi adaptado no modelo e nos dentes posteriores de um dos lados da prótese e conectado na haste de um microscópio comparador, para determinar o movimento do modelo em intervalos regulares. A inclusão na contra-mufla foi efetuada e as mensurações realizadas de maneira similar. Os resultados indicaram que a fixação do modelo na mufla com gesso não alterou a posição dos dentes. O movimento do dente e do modelo ocorreu num plano vertical e ficou na dependência da expansão de presa do gesso situado entre a base da mufla e o modelo. Quando a inclusão foi feita, a posição do modelo não foi alterada, porém, a posição dos dentes se alterou. Esse movimento representava a

expansão do volume do gesso comum, situado acima da superfície do modelo, envolvendo os dentes. Aparentemente, a magnitude dessa expansão de presa seria reduzida pelo confinamento do gesso no interior da mufla fechada. O autor concluiu que o movimento dos dentes foi causado pela expansão de presa do gesso e não pela expansão térmica da cera. O movimento do dente após a inclusão pôde ser minimizado pela pressão exercida na mufla pelo grampo, até que se completasse a presa final do gesso.

A movimentação dos dentes durante a inclusão e polimerização da resina acrílica foi estudada por ATKINSON & GRANT, em 1962. A posição dos dentes foi mensurada antes e após a polimerização da resina acrílica, com o auxílio de um micrômetro de mostrador. Os resultados mostraram que todos os dentes apresentaram movimentação durante o processamento das próteses. O movimento não foi uniforme ou regular, apresentando inclinação ou rotação em relação ao longo eixo do dente. Os autores concluíram que o movimento dos dentes foi devido à liberação das tensões internas após a polimerização da resina acrílica e expansão do modelo de gesso.

Estudando diferentes técnicas de processamento e diferentes tipos de materiais para base de prótese total, PEYTON & ANTHONY, em 1963, utilizaram as recomendações dos fabricantes para o processamento de sete resinas acrílicas termopolimerizáveis e três por injeção, abrangendo os tipos acrílica, estireno e vinil-acrílica. Os autores concluíram que as alterações provocadas foram relativamente pequenas, aparentemente resultado de tensões formadas durante o esfriamento do molde. A evolução dos métodos de processamento não promoveu resultados de adaptação bem definidos, por causa do envolvimento de muitos outros fatores.

Em 1964, LERNER & PFEIFFER estudaram a movimentação dos dentes ocorrida na prótese total. As próteses enceradas foram colocadas no articulador com ajuste condilar em posição cêntrica para verificar o contato oclusal dos pré-molares e molares. Um paquímetro especialmente modificado foi colocado paralelo ao pino guia incisal, para medir essas distâncias antes e após o processamento da prótese. Se o pino guia incisal não tocava a mesa incisal, era movimentado até tocá-la, e essa alteração dimensional era registrada pelo paquímetro. A distância entre os pré-molares e os molares eram verificadas com tiras de plástico com 0,25 mm de espessura, para verificar quais dentes movimentaram durante o processamento, causando alteração na dimensão vertical. Os autores concluíram que todas as próteses mostraram aumento na dimensão vertical de 0,30, 0,40 e 0,50 mm após processamento.

A desorientação dos dentes em relação ao modelo como resultado dos procedimentos de inclusão foi estudado por LAM, em 1965. O autor relatou que o deslocamento dos dentes era devido à expansão do gesso de inclusão, da liberação da tensão interna após polimerização causando deformação da resina e conseqüente inclinação dos dentes e do aumento da dimensão vertical resultante da camada de resina acrílica entre as duas partes do molde ou de falha do fechamento completo da mufla. A presença de resina entre as duas partes do molde podia causar alteração na relação horizontal e vertical dos dentes no molde. A trajetória da separação das duas partes da mufla era determinada pelo pino guia ou bordas e pela lei de pressão dos líquidos. A separação uniforme das partes da mufla na presença de uma camada de resina acrílica era devida às leis de pressão. A resultante posição

do dente dependia do ângulo de inclinação do modelo na mufla e o modo pelo qual o padrão oclusal final era afetado pelo movimento dos dentes, contribuindo para o fenômeno conhecido como aumento da mordida.

WOELFEL *et al.*, em 1965, avaliando clinicamente o desempenho das próteses totais confeccionadas com onze tipos diferentes de materiais para base, consideraram que a espessura da base era especialmente importante na alteração dimensional, porque determinava a rigidez do material, limitando o grau de contração da prótese total. Portanto, se a prótese era fina numa área crítica transversal, como na região anterior inferior, a maioria das tensões ocorridas durante o processamento seria liberada quando a prótese fosse removida do modelo. A liberação de tensão causava contração e se manifestava primeiramente na secção posterior da prótese por causa da sua forma geométrica.

Em 1965, PAFFENBARGER *et al.* estudaram técnicas e resinas usadas na confecção de próteses totais para verificar as alterações na dimensão vertical de oclusão, quando os modelos foram remontados no articulador. A dimensão do pino guia foi medida antes e após o processamento da prótese. Os resultados mostraram que o aumento da dimensão vertical de oclusão, mostrado pelo pino guia incisal abrangeu uma escala de 0,00 a 1,49 mm. Os dentes molares sofreram intrusão promovendo alteração zero no pino guia incisal, quando a prensagem da resina acrílica foi pela técnica de pressão hidráulica (Hydro-Cast). Os autores concluíram que a movimentação dos dentes causada pela pressão hidráulica era mais difícil de ser corrigida do que aquela causada pelo contato prematuro dos dentes.

A energia por microondas foi utilizada por NISHII, em 1968, para polimerização de resina acrílica termopolimerizável, empregando tempos de irradiações de 9, 10 e 11 minutos. Estudando as variáveis sorção de água, dureza, resistências à tração e transversal, deflexão, retenção dos dentes artificiais e adaptação das bases de prótese total, o autor concluiu que as propriedades físicas das resinas acrílicas foram tão satisfatórias quanto àquelas obtidas com polimerização em água aquecida, quando a irradiação foi de 11 minutos. A adaptação da base polimerizada pela técnica convencional foi semelhante à obtida pelas microondas.

Em 1970, PICKETT & APPLEBY relataram que as resinas acrílicas estão disponíveis na Odontologia para confecção de próteses dentais desde 1937. A partir dessa época, os materiais e as diferentes técnicas de processamento têm sido desenvolvidos para produzir trabalhos protéticos mais precisos. Entretanto, pequena contração tem ocorrido na resina acrílica antes da prótese ser removida da mufla e a distorção resultante dessa alteração dimensional acontecia em duas ocasiões distintas: durante a polimerização e no esfriamento da mufla.

WINKLER *et al.*, em 1971, relataram que o resultado da alteração dimensional de oclusão foi diminuição da dimensão vertical de oclusão. Os dentes anteriores promoveram alteração mínima (-0,11 mm) e os molares, o maior movimento (-0,41 mm), após processamento da prótese. A média de contração de molar a molar em base de próteses mais finas era de aproximadamente o dobro daquelas mais espessas. Os autores concluíram que a desarmonia oclusal resultante do processamento da prótese podia ser corrigida por desgastes seletivos, os quais restabeleciam o valor original da dimensão vertical de oclusão.

CARVALHO, em 1972, estudou as alterações dimensionais da resina acrílica da base de prótese total. O autor concluiu que a mufla devia ser esfriada lentamente a partir da água aquecida. Se possível o esfriamento devia ser por uma noite toda, a fim de evitar distorções na resina, que ocorriam no esfriamento rápido, devido a diferença da contração térmica entre gesso e resina.

A relação entre materiais para inclusão e as alterações oclusal e vertical durante o processamento da prótese total foi verificada por ZAKHARI, em 1976. O estudo envolveu os grupo: 1 - as próteses foram incluídas em gesso artificial com os dentes cobertos por uma camada de silicone, 2 - as próteses foram incluídas numa camada de silicone com a superfície oclusal dos dentes cobertas com gesso artificial, 3 - as próteses foram incluídas em gesso artificial, e 4 - as próteses foram incluídas em gesso comum com a oclusal dos dentes cobertas com gesso artificial. A medida do desajuste foi feita no pino guia incisal antes e após o processamento da prótese. Os resultados mostraram que o aumento da dimensão vertical em todos os grupos foi menor que 1 mm. Diferenças na expansão térmica da resina acrílica e do gesso quando aquecidos no ciclo de polimerização podiam ser uma das razões da alteração dimensional. Outra razão seria a pressão exercida sobre os dentes durante a prensagem e polimerização da resina acrílica. Os autores concluíram que os movimentos dos dentes podiam ser minimizados usando combinações de gessos de inclusão.

A alteração dimensional da prótese total resultante dos processamentos foi verificada por BECKER *et al.*, em 1977. Nove modelos foram usados para cada processamento estudado (inclusão silicone-gesso, sistema resina fluida e inclusão em gesso), com sete orifícios confeccionados no modelo nas regiões correspondentes à papila anterior, crista do rebordo alveolar posterior, região da borda lateral posterior e linha mediana do palato. As medidas dessas dimensões foram efetuadas antes do processamento, após desinclusão e após acabamento e polimento. Os resultados indicaram que os dentes movimentaram em direção à linha mediana, enquanto a borda da base alterou dimensionalmente em direção à linha mediana e crista do rebordo alveolar, enquanto a porção palatina se movia em direção à crista do rebordo, com maior magnitude. Os autores concluíram que nenhuma das técnicas de processamento utilizada, incluindo a convencional, isto é, água aquecida a 74°C por 9 horas, mostrou superioridade sobre a outra, no que diz respeito à estabilidade dimensional.

A estabilidade das bases de prótese total superior com e sem dentes, confeccionadas com resina termopolimerizável foi estudada por BARCO *et al.*, em 1979. A adaptação da prótese foi verificada interpondo silicone de baixa viscosidade entre a base e o padrão metálico, sob um peso estático de 1,8 kg por 80 segundos. Aproximadamente 45% a menos de material para moldagem ficaram retidos nas bases sem dentes, quando comparados com as bases com dentes. Os resultados indicaram que ocorreu aumento na distorção da base com dentes, confeccionada com resina termicamente ativada, quando comparada com aquelas sem dentes. No mínimo, este fato podia ser devido ao comportamento térmico da resina acrílica abaixo da temperatura de transição vítrea. Os dentes permaneceram firmemente aderidos ao gesso de inclusão e a

resina polimerizada da base prendia firmemente os dentes. Quando a contração térmica ocorreu, os dentes eram mantidos firmemente no local, induzindo tensões complexas na base da prótese, pela inexistência de restrição à contração em direção oposta às paredes do molde de gesso, durante o esfriamento. Os autores concluíram que o relaxamento após desinclusão promoveu liberação de tensões causando distorção da base, principalmente na região palatina posterior. Quando os dentes não estavam presentes, a resina se contraía livremente sobre o modelo de gesso, diminuindo a distorção.

Em 1979, GAY & KING estudaram a polimerização da resina acrílica por meio do calor seco emitido por prensa aquecida. Corpos-de-prova retangulares de diferentes espessuras foram obtidos com as resinas acrílicas processadas nas temperaturas de 100°C por 10 minutos, 75°C por 15 minutos, 70°C por 20 minutos e 60°C por 30 minutos. Como controle, corpos-de-prova semelhantes foram obtidos por processamentos em ciclos rápidos de 30, 45 e 60 minutos à temperatura de 100°C e por ciclo longo de 9 horas à temperatura de 75°C. Os autores concluíram que o processamento das resinas por meio de placas aquecidas era um processo que poderia ser usado em muitas condições laboratoriais.

O deslocamento dental em função dos métodos de inclusão foi verificado por MAINIERI *et al.*, em 1980, em prótese total superior confeccionada em modelo de gesso obtido a partir da moldagem de um padrão de aço inoxidável. A montagem dos dentes foi efetuada pela técnica de rotina, com o auxílio de um guia para assegurar a mesma posição dental em todos os modelos. Metade dos modelos foi incluída em gesso e a restante com uma camada de silicone recobrindo os dentes. Após prensagem com 700 kgf,

as muflas permaneceram em bancada por 30 a 60 minutos antes da polimerização da resina em água aquecida a 66°C por 1 hora, 76°C por 7 horas e 100°C por 30 minutos. Os resultados não mostraram diferença estatística significativa nos valores de abertura do pino em ambos tipos de inclusão. O contato lingual foi mais evidente no segmento anterior em ambos tipos de inclusão, e o segmento posterior mostrou contato lingual mais evidente na inclusão com silicone, quando comparada com a inclusão com gesso. As próteses incluídas com gesso tiveram quase a mesma precisão dental daquelas incluídas com silicone. Os autores concluíram que a abertura vertical não foi influenciada pela técnica de inclusão e o movimento horizontal do dente foi para lingual na inclusão com silicone.

O efeito da temperatura de processamento sobre a adaptação da prótese total superior, confeccionada em ciclo curto de polimerização e pelo procedimento convencional em água aquecida foi estudado por FIRTELL *et al.*, em 1981. A distância entre a base e o modelo foi medida na linha média do palato posterior com micrômetro óptico. Os autores concluíram que não houve distorção significativa no selamento periférico posterior quando a base da prótese total foi processada na temperatura recomendada pelo fabricante ou abaixo dela. Distorção estatisticamente significativa foi observada nessa região quando a base foi processada acima da temperatura recomendada. A resina acrílica especialmente desenvolvida para o ciclo em água fervente produziu menor distorção na base que a resina acrílica convencional.

Em 1983, GARFUNKEL comparou as alterações dimensionais das próteses totais processadas pela técnica convencional e por injeção. As próteses foram enceradas com os dentes artificiais posicionados em oclusão

cêntrica. Pequenos orifícios foram confeccionados nos incisivos centrais, primeiros pré-molares, segundos molares e nos modelos, como pontos referenciais para a mensuração das distâncias entre dentes, e dentes e modelo. As próteses foram remontadas após processamento e as alterações na dimensão vertical de oclusão foram mensuradas em função da abertura do pino incisal. As medidas após processamento e antes da desinclusão, após desinclusão e após polimento e armazenagem em água por uma semana foram efetuadas nas direções vertical, ântero-posterior, horizontal e diagonal. Os autores concluíram que houve alterações na posição dos dentes no estágio de enceramento até a prótese ser processada e polida. As próteses polimerizadas pelo método de inclusão e prensagem convencional mostraram maiores alterações nas direções horizontal e diagonal que a técnica por injeção.

A influência de diversos processamentos sobre a alteração dimensional da resina termopolimerizável foi estudada por WOLFAARDT *et al.*, em 1986. As variáveis de processamento escolhidas foram gesso, isolante, proporção monômero/polímero, inclusão do modelo, pressão externa e ciclo de polimerização. As medidas das alterações dimensionais foram efetuadas com micrômetro com precisão de 0,001 mm, nas regiões finas e espessas pré-determinadas nos corpos-de-prova em forma de cruzeta. Na secção espessa, os gessos comum e pedra mostraram contração central que decresceu em direção à periferia da mufla, com o gesso comum mostrando expansão periférica. Na secção fina, a expansão central aumentou em direção à periferia da mufla. Embora as alterações do gesso fossem opostas em determinadas partes da mufla, a alteração dimensional da resina acrílica ocorreu em direção do volume maior da massa, o que explicaria a contração ocorrida na secção mais espessa. Entretanto, a contração se relacionou mais às condições

intrínsecas da resina do que com as alterações do gesso de inclusão. O uso de uma relação polímero/monômero ótima produziu contração na secção espessa reduzindo em direção à periferia, onde ocorreu uma leve expansão. Suficiente prensagem da resina produziu contração central na secção espessa, que alterou para expansão, aumentando em direção à periferia da mufla. Na secção fina, a expansão ocorreu completamente e resultou num aumento de expansão em direção à periferia. A expansão semelhante ocorrida nas secções fina e espessa seria por conta da expansão térmica da resina acrílica excedendo a pressão de fechamento da mufla e do grampo de pressão, resultando na abertura da dimensão vertical de oclusão. O uso da pressão durante o processamento da resina acrílica acomodaria a expansão térmica inicial associada com o aquecimento da resina. O grampo de pressão da mufla podia proporcionar a recuperação da pressão positiva sobre a contração da massa da resina acrílica. Esse ponto seria atingido no fechamento da mufla quando as partes se encontravam permitindo o máximo fechamento da mufla. No ciclo lento, a secção fina mostrou contração completa que decresceu em direção à periferia e aquela sujeita ao ciclo rápido mostrou expansão periférica e subsequente contração que aumentou em direção à zona central. No ciclo lento, a expansão térmica inicial da resina foi inadequada para compensar as subseqüentes contrações de polimerização e térmica. As alterações que ocorreram nas secções fina e espessa parecem ser as mesmas, porém, a transferência de calor ocorria mais rapidamente na secção fina. 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.

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

Em 1988, os efeitos da espessura e do ciclo de polimerização sobre a estabilidade dimensional das bases de prótese total superior confeccionadas em resina acrílica foram avaliados por CHEN *et al.* Após os processamentos, de acordo com as recomendações dos fabricantes, o desajuste na região palatina posterior e a alteração dimensional de molar a molar foram determinadas com microscópio comparador, com precisão de 0,001 mm. A contração de polimerização e a distorção induzida por tensões ocorreram durante o processamento da prótese dental. A contração térmica diferencial entre o modelo de gesso e a resina acrílica causou tensão residual na prótese processada, e esse fato seria o principal contribuinte para a liberação de tensões ocorrida quando a prótese era separada do modelo. A liberação de tensão pela prótese superior tendia a puxar a borda para dentro, resultando no contacto prematuro da base nessa região, causando a elevação da região

palatina. Os autores concluíram que não houve diferença significativa na quantidade de contração que se manifestava na dentadura processada pelos ciclos estudados. Na região posterior foi observada uma discrepância entre a base e o modelo na escala de 0,23 mm a 0,50 mm, com as bases mais espessas exibindo fendas mais largas. Nas próteses mais finas, a contração foi maior na dimensão molar a molar. Mudanças lineares de molar a molar podiam ser corrigidas clinicamente por meio de ajustes oclusais, entretanto, a região palatina posterior era área crítica em relação à retenção e grande discrepância nessa área dificilmente podia ser corrigida após o processamento.

O estudo desenvolvido por TAKAMATA *et al.*, em 1989, comparou a precisão dimensional de próteses totais confeccionadas com resinas acrílicas termopolimerizáveis ativadas por luz visível e por energia de microondas. O desajuste foi determinado pela interposição de silicone para moldagem entre a base de resina e o modelo de gesso. Após polimerizada, a silicone foi removida do modelo e pesada em balança analítica. As medidas dimensionais da fenda foram feitas com microscópio comparador, nas posições envolvendo a fenda da borda posterior na linha média, nas laterais posteriores e nas cristas alveolares. Os autores concluíram que todos os grupos mostraram contração, mais evidente entre os rebordos vestibulares, na região palatina. A resina ativada por luz produziu adaptação com valores intermediários e a melhor adaptação foi verificada nas resinas polimerizada quimicamente e ativada por microondas.

Em 1990, LATTA *et al.*, estudaram a estabilidade tridimensional das bases de prótese total. Quarenta próteses totais maxilares foram construídas com espessura de uma placa de cera, polimerizadas pela técnica

de rotina e de acordo com as instruções dos fabricantes. As próteses foram colocadas num molde de silicone para orientar as radiografias tomadas por frontal, lateral e oclusal, nos intervalos de: 1- antes do processamento, 2- após processamento, 3- imediatamente após a remoção do modelo, e 4- após trinta dias. As medidas das alterações dos referenciais metálicos colocados nos dentes, na base e entre a base e o modelo de gesso foram efetuadas nas radiografias com paquímetro com precisão de 0,012 mm, pelo mesmo operador. Os autores concluíram que as alterações dimensionais ocorreram nas posições oclusal, frontal e lateral de todos os sistemas de resinas. As alterações durante a polimerização foram contração na dimensão oclusal, expansão na frontal, e contração e expansão simultâneas na dimensão lateral. A média das alterações posicionais ficou abaixo de 1% na dimensão oclusal; porém, foi maior nas dimensões frontal (0,2% a 8,1%) e lateral (0,2% a 9%). Diferenças significantes foram observadas entre sistemas de resina e alterações posicionais nas três dimensões.

Em 1990, DOMITTI descreveu os passos para montagem dos dentes em próteses totais superior e inferior, com base no posicionamento, alinhamento e articulação dos dentes. Na técnica adotada pelo autor, a montagem se iniciou pelo incisivo central superior direito ou esquerdo. Em seguida, recomendou a montagem do incisivo lateral direito ou esquerdo. A montagem dos caninos foi feita iniciando-se pelo superior e a montagem dos posteriores se iniciou com os primeiros e segundos pré-molares e molares inferiores direito ou esquerdo. A montagem do lado oposto seguiu as mesmas recomendações.

O efeito dos dentes artificiais sobre a precisão dimensional das bases de resina acrílica foi estudado por BAEMMERT *et al.*, em 1990. As bases superiores com e sem dentes foram processadas pela técnica de compressão convencional usando resina Ch-Lucitone, em água aquecida a 74°C por 9 horas e pela técnica de injeção com resina SR-Ivocap, com pressão de 6 bars e água aquecida a 100°C por 35 minutos. O sistema Michigan de gráfico computadorizado foi usado para medir as distâncias dos pontos sobre a superfície da prótese, em contato com uma sonda orientada para medições dos 22 pontos nos eixos X, Y e Z, comparando o modelo padrão com as bases das próteses. Os resultados mostraram acentuada distorção na borda vestibular, sugerindo que pressões excessivas poderiam ocorrer na mucosa vestibular adjacente. Os autores concluíram que as bases processadas com dentes produziram pontos mais precisos que aquelas sem dentes e a técnica de compressão produziu pontos mais precisos que o processo por injeção.

As alterações na dimensão vertical da prótese total foram verificadas por NELSON *et al.*, em 1991. Os modelos foram montados em articulador e identificados para remontagem na mesma posição após o processamento da prótese. As próteses foram incluídas em muflas metálicas e após prensagem a resina acrílica foi polimerizada no ciclo de água aquecida a 74°C por 9 horas. Quando a inclusão foi em muflas de fibra de vidro, a polimerização foi por meio da energia de microondas irradiadas a 500W por 5 minutos. Antes da desinclusão, as muflas foram esfriadas em temperatura ambiente. O aumento da dimensão vertical foi medido na mesma posição em relação ao pino incisal, por meio de um micrômetro adaptado no articulador, com precisão de 0,001 mm. Os autores concluíram que a média no aumento da dimensão vertical de oclusão foi aproximadamente cinco vezes maior para

a técnica de microondas. Ambos métodos produziram abertura do pino menor que 1 mm, considerada aceitável e requerendo menor desgaste seletivo dos dentes.

Em 1992, SALIM *et al.* compararam a precisão dimensional de corpos-de-prova retangulares confeccionados com resinas polimerizadas pelo método convencional, por sistema de injeção e por energia de microondas. Nos corpos-de-prova medindo 60x25x3 mm foram confeccionados quatro orifícios, um em cada extremidade. As distâncias entre os orifícios foram medidas usando microscópio comparador. Os resultados mostraram diferenças significativas entre a resina convencional e a polimerizada pelo sistema de injeção. A resina polimerizada por energia de microondas exibiu maior alteração dimensional que aquela por sistema de injeção. Nenhuma diferença estatística significativa foi observada entre os métodos convencional e por energia de microondas.

A montagem dos dentes artificiais para prótese total foi descrita por TURANO & TURANO, em 1993. Os autores recomendaram que a montagem fosse iniciada pelos dentes anteriores superiores, de canino a canino, verificada a condição estética quanto à seleção dos dentes. Em seguida foi feita a montagem dos dentes posteriores de ambos os lados. A montagem dos inferiores anteriores seguiu a mesma seqüência dos anteriores posteriores. A montagem dos posteriores foi feita a partir do primeiro molar inferior, relacionado em Classe I de Angle com o primeiro molar superior.

A alteração dimensional ocorrida na região posterior da prótese total superior foi verificada por CORRÊA, em 1994 (Parte I). As próteses

foram construídas em modelos de gesso com orifícios ao lado da região correspondente as foveolas palatinas, a partir de bases confeccionadas com uma ou duas lâminas de cera rosa nº 7. As próteses foram polimerizadas após espera de quarenta horas na prensa, nos ciclos: 1- até atingir 100°C, abaixando para 40°C e aquecendo novamente para 100°C, 2- fogo baixo por 30 minutos, desligado por 5 minutos, novamente aquecido por 30 minutos e ebulição por 30 minutos e c- água fervente por 30 minutos. Após a desinclusão, a adaptação da prótese total superior foi avaliada visualmente. Os resultados mostraram que as bases de dupla espessura apresentaram menor alteração dimensional do que a de menor espessura, em relação à região do palato. O autor concluiu que a melhor adaptação foi obtida com as próteses confeccionadas com base dupla.

LECHNER & THOMAS, em 1994, estudando a distorção da prótese total mandibular verificaram que as alterações dimensionais entre distâncias oclusais foram similares àquelas entre as bordas. Entretanto, resultados similares não podiam ser extrapolados para a dimensão ântero-posterior, onde os dentes artificiais manteriam inalterada essa dimensão em virtude do contato méso-distal dos dentes.

A alteração dimensional de próteses confeccionadas pela técnica de dois estágios foi verificada por YEUNG *et al.*, em 1995. Os autores concluíram que as próteses esfriadas lentamente na água de polimerização apresentaram alteração dimensional linear de contração de 0,45%, enquanto àquelas esfriadas rapidamente mostraram contração de 0,55%.

Segundo CORRÊA *et al.*, em 1996, a resina acrílica devia ser prensada quando atingisse a fase plástica. Para isso, a mufla era colocada entre duas placas metálicas apertadas por quatro parafusos, denominada prensa Getom de polimerização, e o conjunto levado à prensa de bancada ou hidráulica para a prensagem definitiva. Depois de mantida na prensa por 12 horas, os parafusos eram apertados antes de retirar a mufla da prensa, evitando a sua expansão. De acordo com os autores, no processo tradicional, a mufla ao ser retirada da prensa de bancada e colocada na prensa de mola, sofria expansão que, conseqüentemente, provocava alteração dimensional na prótese.

Em 1996, RUSSI *et al.* verificaram o efeito das prensas de mola, de parafuso central e de parafusos laterais sobre a dimensão vertical das bases de prótese total. Depois da prensagem padrão e após a polimerização da resina acrílica a altura da mufla foi medida com compasso de ponta seca e paquímetro. Os resultados mostraram que houve aumento na altura da mufla com todos os tipos de prensas, maior para a prensa de mola. A presença das molas pode ter flexibilizado a força da prensagem, permitindo ligeira abertura da mufla, o que não ocorreu com as demais prensas, que além de permitirem prensagem com carga progressiva, mantiveram força estática sobre a mufla. Os autores concluíram que: 1- o tipo de prensa podia influir na abertura da mufla, independente de outros fatores. 2- a polimerização da resina acrílica na própria prensa onde a prensagem final foi efetuada podia evitar alterações adicionais.

RIZATTI-BARBOSA & DALLARI, em 1996, estudaram a influência da polimerização convencional da resina acrílica na inclinação das

cúspides dos primeiros molares superiores artificiais. Para cada prótese encerada, foram confeccionados dois padrões plásticos para mensuração do ângulo das cúspides. As próteses foram incluídas pelo método convencional em muflas metálicas e a resina acrílica Clássico foi polimerizada em água aquecida a 75°C por 9 horas e esfriada a temperatura ambiente. Após acabamento das próteses, os padrões de mensuração dos ângulos foram novamente posicionados de maneira idêntica à realizada na prótese encerada. Os autores concluíram que as distorções ocorridas na base polimerizada alteraram a inclinação das cúspides, devida à rotação lateral dos dentes.

Em 1996, a influência de variáveis de processamento envolvendo tempo para o início da polimerização, fases da resina e tempo de imersão em água na alteração do posicionamento dos dentes em prótese total foi estudada por KIMPARA & MUENCH. As próteses totais foram confeccionadas em modelos simulando maxila desdentada, sobre os quais foram construídas bases de cera com 2 mm de espessura. Nos dentes foram colocados pinos de fio ortodôntico, como pontos referenciais para as medidas, feitas com perfilômetro. O ciclo de polimerização empregado foi elevação da temperatura em 30 minutos até 65°C, mantida por 60 minutos, seguida de ebulição em 30 minutos, com permanência por 60 minutos. Os autores concluíram que as maiores contrações foram observadas na distância molar a molar. As distâncias entre os dentes pré-molar a molar, situados no mesmo arco, apresentaram as menores contrações. A contração das distâncias entre dentes localizados entre bordas opostas foi maior que ao longo delas.

Descrevendo sobre polimerização, GOMES *et al.*, em 1998, recomendaram que a mufla devia 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 1.250 kgf. 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 12 horas para o início da polimerização.

A tensão de contração foi estudada por KAWARA *et al.*, em 1998, em corpos-de-prova em forma de halteres processados pelo método convencional. Durante a prensagem foram colocados no interior da massa da resina pares termoeletricos de cobre-constantan e resistências elétricas. O ciclo de polimerização foi de 90 minutos a 70°C, aumentado para 100°C em 60 minutos, permanecendo 30 minutos nessa temperatura. No ciclo de baixa temperatura, as muflas foram mantidas a 70°C por 24 horas. Após o processamento, as muflas foram esfriadas por 4 horas à temperatura ambiente, quando os corpos-de-prova foram removidos e armazenados em água a 37°C. Os resultados mostraram que a tensão de expansão foi observada em cada direção na extremidade esquerda e no centro do corpo-de-prova, começando imediatamente após o início do processo. A contração de polimerização foi compensada pela expansão térmica da resina durante o processo e, posteriormente, a expansão da resina foi restringida pelo modelo de gesso. A diferença no comportamento da distorção na extremidade esquerda e no centro dependeu da forma do corpo-de-prova. Quando o corpo-de-prova foi imerso em água a 37°C, a tensão de contração em cada direção declinou com a elevação da temperatura, sugerindo histerese devido à demora da recuperação elástica. No primeiro dia de armazenagem uma pequena

expansão persistia, provavelmente promovida pela absorção de água. O comportamento da distorção, no período final do processo ao início da desinclusão para a resina processada à baixa temperatura, mostrou o mesmo comportamento do processo convencional. Os autores concluíram que a contração da resina para base de prótese processada por calor foi causada principalmente pela contração térmica.

Em 1998, KOMIYAMA & KAWARA estudaram o relaxamento da tensão residual em resina acrílica para base de prótese total. Corpos-de-prova em forma de halteres foram confeccionados com resina acrílica termopolimerizável. Durante a prensagem da resina foram colocados pares termoeletrônicos de cobre-constantan e resistências elétricas no interior da massa. Após o processamento, as muflas foram esfriadas em temperatura ambiente e os corpos-de-prova removidos nos períodos imediato, 4 horas, 1 dia, 3, 5 e 10 dias do início do esfriamento em temperatura ambiente. Quando a mufla foi retirada da polimerizadora e esfriada à temperatura ambiente, a tensão de contração aumentou em cada direção concomitante com o declínio da temperatura. Quando os corpos-de-prova foram removidos da mufla após 4 horas de esfriamento, a contração foi pequena. Imediatamente após a imersão em água a 37°C, o corpo-de-prova expandiu em cada direção como resultado da elevação da temperatura. O comportamento da contração no lado esquerdo e no centro na direção do comprimento diferiu durante o período de esfriamento, do início até a temperatura ambiente. A alteração dimensional na desinclusão foi devida à recuperação elástica da tensão residual do esfriamento, confirmando o fato que reduzindo a tensão residual, a base da prótese podia ser confeccionada com menor deformação. Assim, a tensão causada pela contração térmica foi relaxada pela reorientação molecular das

cadeias do polímero, mesmo que a temperatura fosse menor que aquela necessária para a transição vítrea. A reorientação molecular das cadeias do polímero ocorria mais facilmente imediatamente após o esfriamento da mufla. Entretanto, se ocorresse alguma condição adicional facilitando o relaxamento, isto poderia ocasionar a redução da deformação da base durante a desinclusão. Os autores concluíram que a tensão residual interna da resina foi relaxada no molde de gesso após esfriamento e a alteração dimensional na desinclusão foi reduzida. A remoção da base, após mantê-la no molde por 1 dia ou mais, seria efetivo na diminuição da deformação ocorrida na prótese.

Descrevendo a relação entre a velocidade de aquecimento e a elevação da temperatura dentro da resina acrílica, ANUSAVICE, em 1998, relatou que o ciclo de polimerização mais efetivo seria aquele que envolvia um processamento em água à temperatura constante de 74°C, por 8 horas ou mais, sem terminar com ebulição da água. Relatou também que quanto maior for a contração linear, maior será a discrepância observada na adaptação da base. Considerando a contração volumétrica projetada em 7%, a resina podia exibir contração linear de 2% ou até menos que 1%. Assim, durante os estágios iniciais do esfriamento da mufla, a resina permanecia amolecida e a pressão mantida pela mufla causava contração, em velocidade similar ao do gesso circundante. À medida que o esfriamento prosseguia, a resina amolecida atingia a temperatura de transição vítrea, passando do estado amolecido para o de rigidez vítrea, contraindo-se numa velocidade diferente do gesso, portanto, contração de natureza térmica. A fricção entre a parede do gesso e a resina amolecida podia inibir a contração de polimerização, estabelecendo tensão de tração por contração térmica quando a resina

tornava-se rígida. A liberação dessas tensões internas promovia alterações dimensionais.

ARIOLI FILHO *et al.*, em 1999, analisaram a influência dos tipos de resina, ciclos de polimerização e tempos de armazenagem em água a 37°C nas alterações de posicionamento dos dentes artificiais em prótese total superior. As muflas e os tipos de polimerização utilizados em cada grupo foram de acordo com as recomendações dos fabricantes das resinas acrílicas Lucitone 550 (convencional), QC-20 (água em ebulição), Acron-MC (microondas). As distâncias entre os segundos molares, primeiros pré-molares, incisivos centrais e primeiros pré-molares, e segundos molares de ambos os lados foram avaliadas com microscópio comparador linear Leitz, com precisão de 0,001 mm, nas seguintes fases: enceramento da prótese (controle), inclusão na mufla, remoção da mufla, 24 horas, 7 e 30 dias de armazenagem em água. Os autores concluíram que os métodos de polimerização induziram diferentes movimentações nos dentes. As resinas QC-20 e Lucitone 550 polimerizadas em água mostraram expansão, enquanto a resina Acron-MC polimerizada em microondas apresentou contração. Os ciclos de polimerização em banho de água aquecida (20 minutos em água fervente e 9 horas a 74°C) promoveram as menores alterações dimensionais no posicionamento dos dentes artificiais e comportamentos mais uniformes.

A alteração dimensional linear de próteses totais processadas por calor seco e úmido foi verificada por WONG *et al.*, em 1999. As próteses com 2,5 mm de espessura foram processadas: 1- em estufa a 72°C por 6 horas e 30 minutos e esfriadas em temperatura ambiente por 12 horas, 2- em banho de água a 72°C por 6 horas e 30 minutos, elevando a 100°C por 1 hora e 30

minutos, seguidas de esfriamento em banho de água por 36 horas e 3- aquecimento idêntico ao anterior, com exceção das muflas esfriadas em temperatura ambiente por 12 horas. Em seguida, as próteses foram acabadas, pesadas e imersas em água destilada a 37°C. As alterações dimensionais das distâncias papila incisal a tuberosidade e intertuberosidades, após processamento da base e após saturação em água, foram comparadas com as mesmas dimensões demarcadas no modelo de gesso, registradas por microscópio comparador. Os resultados mostraram que todas as bases contraíram, com valores sem diferença estatística dentro de cada grupo e com diferença estatística significativa entre os métodos de processamento. Todas as bases exibiram padrão similar de sorção de água e secagem. Embora as resinas acrílicas tenham melhorado, o problema da indesejável alteração dimensional parecia permanecer insolúvel. Entretanto, o pequeno desajuste resultante do processo foi clinicamente insignificante, porque para uma distância intermolar de aproximadamente 50 mm, 0,5% de contração equivalia a uma discrepância linear de 0,25 mm. Os autores concluíram que a expansão linear associada com a sorção de água não compensava completamente a contração ocorrida nos processamentos das bases da prótese total.

Em 1999, NOGUEIRA *et al.* compararam a precisão dimensional das próteses totais confeccionadas pela técnica de prensagem convencional e por injeção. Após desinclusão as próteses foram remontadas no articulador e a quantidade de abertura do pino guia incisal foi medida com micrômetro, com precisão de 0,01 mm. As medidas foram feitas nos estágios: 1- antes do processamento, 2- sobre o modelo depois de processada, 3- após remoção do modelo e 4- após armazenagem em água após 30 dias, em duas distâncias

transversais e duas ântero-posteriores. Os autores concluíram que o método de prensagem por injeção promoveu menor abertura do pino incisal que a técnica convencional.

No ano de 2000, CONSANI verificou o efeito das técnicas de prensagem convencional e com o dispositivo RS de contensão, sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica Clássico, polimerizada em água aquecida a 74°C por 9 horas. As muflas dos grupos A (polimerização imediata) e B (polimerização após 6 horas da prensagem final) foram colocadas em grampos tradicionais. As muflas do grupo C (imediata) e D (após 6 horas) foram fixadas no dispositivo RS de contensão. Após construção de 10 bases para cada grupo, o conjunto base de resina-modelo de gesso foi seccionado transversalmente nas regiões correspondentes à distal de caninos, mesial de primeiros molares e zona palatina posterior. A discrepância entre base e modelo foi medida nos pontos correspondentes à crista do rebordo alveolar direito e esquerdo, linha mediana e borda marginal direita e esquerda, usando um microscópio comparador linear Leitz, com precisão de 0,001 mm. Os autores concluíram que o dispositivo RS de contensão diminuiu a magnitude da alteração dimensional ocorrida na base de prótese total, quando polimerizada pela técnica do ciclo longo.

CONSANI *et al.*, em 2000, verificaram a influência de operadores na adaptação das bases de prótese total superior. As bases com 2 mm de espessura foram construídas com resina acrílica termopolimerizável Clássico, no ciclo de água aquecida a 74°C por 9 horas, por três diferentes operadores. As bases das próteses foram fixadas ao modelo de gesso com adesivo

instantâneo e o conjunto seccionado transversalmente nas regiões de distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e região posterior. As alterações dimensionais foram avaliadas com microscópio comparador linear Leitz, com precisão de 0,001 mm. Os autores concluíram que a adaptação das bases de prótese total foi influenciada pela habilidade dos operadores.

Em 2000, BARNABÉ avaliou a relação movimentação dos dentes com os procedimentos de inclusão, prensagem e polimerização das bases de prótese total, de acordo com os grupos: 1- inclusão em muflas reforçadas com fibra de vidro, com muralha de silicone, prensagem por 1 hora e polimerização em forno de microondas. 2- inclusão em muflas metálicas, com muralha de silicone, prensagem por 12 horas e polimerização em água com ciclo curto. 3- inclusão em muflas reforçadas com fibra de vidro, adaptadas para injetora de acrílico, com muralha de gesso pedra e polimerização por microondas, 1 hora após injeção do molde. 4- inclusão em muflas metálicas, com muralha de silicone, prensagem por 1 hora e polimerização em água com ciclo curto. As mensurações das distâncias transversais entre primeiros molares, entre caninos e ântero-posteriores entre incisivo central e molar de ambos os lados e de canino a molar de ambos os lados foram feitas com paquímetro digital antes da inclusão em mufla e depois da desinclusão. Os autores concluíram que todas as dimensões apresentaram contração. A menor movimentação dos dentes foi observada na técnica 1. O tempo de prensagem, após a inclusão e antes da polimerização, promoveu menor movimentação dos dentes na técnica de prensagem por 1 hora. A maior alteração ocorreu na distância lateral entre molares.

O efeito do tempo pós-prensagem na adaptação das bases de prótese total superior foi verificado por CONSANI *et al.*, em 2001. As bases com 2 mm de espessura foram construídas com resina acrílica termopolimerizável Clássico, no ciclo de água aquecida a 74°C por 9 horas, de acordo com os tempos pós-prensagem imediato, 6, 12 e 24 horas. As bases das próteses foram fixadas nos modelos de gesso com adesivo instantâneo e o conjunto seccionado transversalmente nas regiões distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e palatina posterior. Os desajustes entre bases e modelos foram avaliados com microscópio comparador linear Leitz, com precisão de 0,001 mm, em cinco posições para cada tipo de corte. Os autores concluíram que não houve diferença estatística significativa entre os tempos pós-prensagem imediato e 6 horas, assim como entre 12 e 24 horas. Entretanto, houve diferença estatística significativa entre os grupos com prensagem imediata/6 horas e prensagem 12/24 horas, este com menores médias de desajuste.

COMPAGNONI *et al.*, em 2001, avaliaram a influência da fixação dos modelos com diferentes materiais durante a remontagem de próteses totais, bem como o efeito e a reposição da placa de montagem do articulador semi-ajustável sobre a dimensão vertical de oclusão. A prótese total superior encerada foi montada no articulador com gesso pedra tipo III articulada com a prótese inferior polimerizada, que permaneceu sempre fixa no articulador. Foram feitas 3 mensurações verticais: após montagem no articulador (controle), após separação do modelo da matriz de gesso da placa de montagem e remontagem com godiva em bastão e com adesivo instantâneo. O afastamento do pino incisal da mesa após as remontagens indicou alteração da dimensão vertical de oclusão nas próteses totais. Os autores concluíram

que a alteração da dimensão vertical de oclusão nas próteses totais não foi influenciada pelo método de fixação do modelo durante a remontagem.

Em 2002, três marcas comerciais de resina acrílica foram estudadas por CONSANI *et al.*, com o propósito de verificar a influência sobre a adaptação das bases de prótese total. As bases com 2 mm de espessura foram construídas com as resinas acrílicas termopolimerizáveis Clássico, Meliodent Multicryl e Vipcril, polimerizadas em água aquecida de acordo com as recomendações dos fabricantes. As bases foram fixadas nos modelos de gesso com adesivo instantâneo e o conjunto seccionado transversalmente nas regiões distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e palatina posterior. Os desajustes entre bases e modelos foram avaliados com microscópio comparador linear Leitz, com precisão de 0,001 mm, em cinco posições para cada tipo de corte. Os autores concluíram que o padrão de distorção da base foi confirmado no corte C (região palatina posterior), com valores maiores e estatisticamente diferentes quando comparados com os cortes A (região anterior) e B (região mediana), em todas as marcas de resina acrílica. Não houve diferença estatística significativa nos cortes A e B, dentro do fator tipo de resina. No corte C o menor valor de desajuste foi obtido com a resina acrílica Clássico.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi verificar o deslocamento linear dos dentes artificiais em prótese total superior, antes e após a polimerização da resina acrílica ativada termicamente Clássico[®], em ciclo de água aquecida a 74°C por 9 horas, após 12 horas da prensagem final, sob a influência dos fatores:

1. Prensagem da resina acrílica
 - 1.1. Convencional
 - 1.2. Com o dispositivo RS de contenção
2. Desinclusão
 - 2.1. Após esfriamento em água
 - 2.2. Após esfriamento em água e bancada por 3 horas

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

O tipo da resina acrílica, do dente artificial, fabricantes e marcas comerciais são apresentadas no Quadro 1. O material utilizado para confecção da prótese total, fabricado e comercializado pela Clássico[®] (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP), é uma resina acrílica convencional, apresentada na forma de polímero e monômero (Figura 1-a), com formulação baseada no copolímero do poli-metilmacrilato e ativação térmica. O dente artificial de plástico (Figura 1-b) utilizado foi o Trubyte Biotone[®], modelo 3 P e 32 L (33°), cor 62, fabricado e comercializado pela Dentsply (Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ).

Quadro 1 – Material, componente principal e fabricante da resina acrílica ativada termicamente e do dente artificial.

MATERIAL	COMPONENTE	FABRICANTE
Resina acrílica Clássico [®]	Copolímero de poli-metil metacrilato	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP.
Dente Trubyte Biotone [®]	Resina acrílica	Dentsply, Petrópolis, RJ.



Figura 1- Resina acrílica Clássico (a) e dente artificial Trubyte Biotone (b).

4.2 Método

4.2.1 Preparo da prótese total superior.

4.2.1.1 Confeção dos modelos de gesso.

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

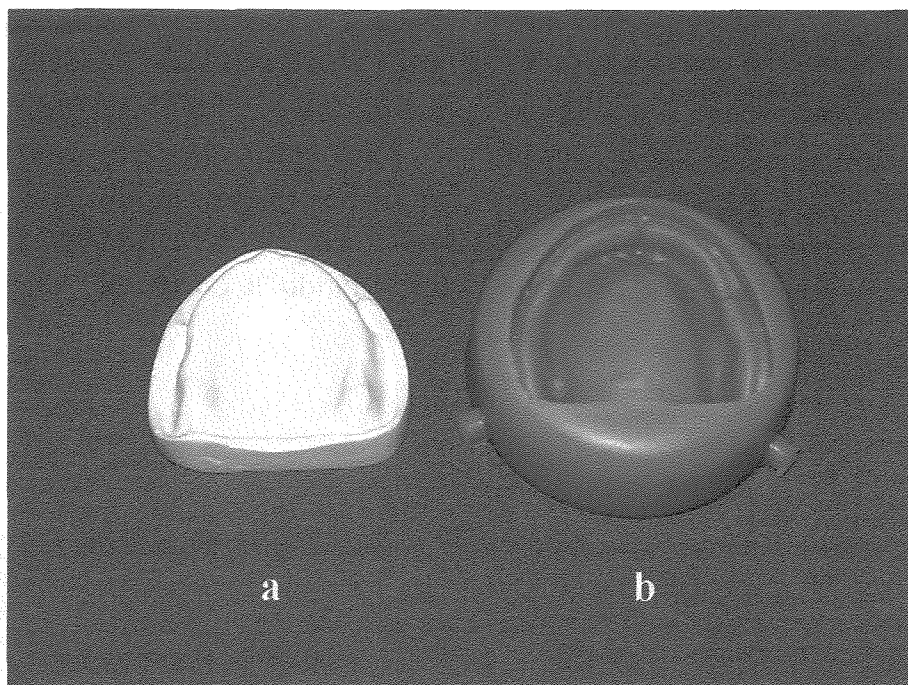


Figura 2- Modelo em gesso (a) e molde de silicone da arcada maxilar desdentada (b).

4.2.1.2 Confeção das bases de prova.

A base das bases de prova foi confeccionada com duas placas de cera rosa nº 7 (Figura 3-a) da marca Epoxiglass (Comércio e Indústria de Produtos Químicos Ltda., Diadema, SP) que, de acordo com o estudo de CORRÊA (1994-Parte I), proporcionaria base de acrílico com melhor adaptação do que aquela confeccionada com uma placa.

Depois de plastificada sobre chama de lamparina a álcool, a primeira placa de cera foi adaptada sobre o modelo de gesso, com leve pressão digital, recortando, em seguida, os excessos com instrumento cortante Le Cron Duflex (SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ). Da mesma maneira, a segunda placa foi adaptada sobre a primeira e recortada. A espessura final da base de prova foi de aproximadamente 2 mm, verificada

com espessímetro Golgran (Indústria e Comércio de Instrumentos Odontológicos, São Paulo, SP).

Em seguida, sobre as bases de cera foram confeccionados os planos de cera pela técnica laboratorial de rotina, padronizados com 2 cm de altura anterior e 1 cm de altura posterior, completando a confecção das bases de prova (Figura 3-b).

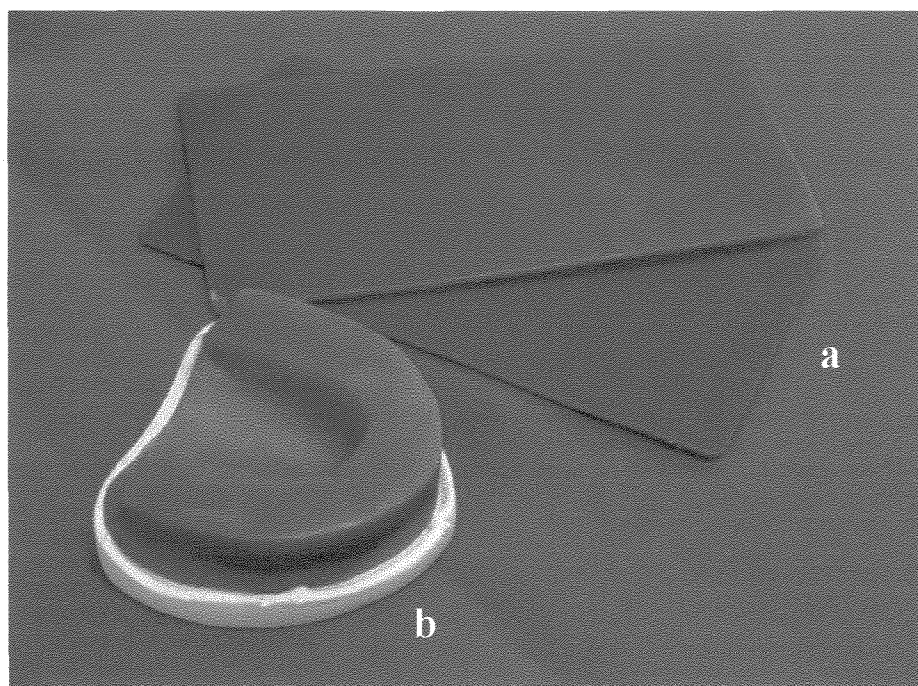


Figura 3 – Placas de cera (a) e modelo com base de prova (b).

4.2.1.3 Montagem dos dentes.

Um modelo de gesso com guias para remontagem foi fixado com gesso comum tipo II (Passom Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP) na haste superior do articulador semi-ajustável Mondial 4000 Profissional (Bio-

Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP), demarcado com os seguintes referenciais: distância intercondilar nas posições representadas pelas letras M, ângulo de Bennett em 15° e da guia condilar em 30°. Em seguida, para servir de guia de montagem dos dentes artificiais, um modelo de arcada mandibular dentada, reproduzido em gesso especial tipo IV Herostone (Vigodent S/A) do manequim para Dentística MOM (Manequins Odontológicos Marília Ltda., Marília, SP), foi posicionado sobre o plano de cera da base de prova do modelo superior e fixado com gesso comum tipo II (Passom) na haste inferior do articulador, com o pino guia e a mesa incisal em referencial zero.

A montagem dos dentes foi feita com base nas técnicas preconizadas por DOMITTI (1990) e TURANO & TURANO (1993), iniciando pelos incisivos central e lateral e canino esquerdos. A mesma sequência de montagem foi feita no lado direito, completando o posicionamento dos dentes anteriores, articulados em trespasse normal com os antagonistas do modelo inferior. Os dentes posteriores esquerdos foram montados do primeiro pré-molar ao segundo molar e a mesma sequência de montagem foi feita no lado direito, completando o posicionamento dos dentes posteriores (Figura 4).

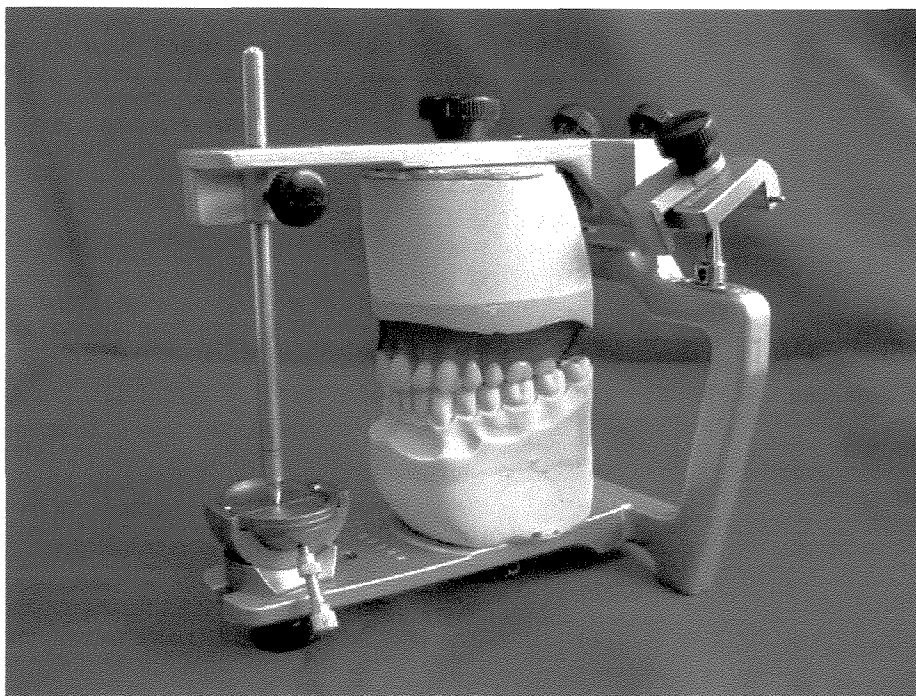


Figura 4 – Posicionamento dos dentes montados no articulador .

Em seguida, o conjunto modelo de gesso-base de prova com dentes foi retirado do gesso que o mantinha fixo na haste superior do articulador, para permitir a colocação dos demais modelos e conseqüentes montagens dos dentes. As guias de remontagem confeccionadas em todos os modelos serviram para padronizar a posição do modelo no gesso de fixação, estabelecida por ocasião da primeira fixação no articulador. O selamento do conjunto foi feito com cera pegajosa em bastão Horus (Herpo Produtos Dentários, Petrópolis, RJ), plastificada sobre chama de lamparina a álcool e colocada nas laterais do modelo e do gesso de fixação. O mesmo procedimento foi efetuado para os demais modelos, até completar 40 montagens de dentes para prótese superior. O sistema adotado para reposição de todos os modelos, na mesma base de gesso no articulador, foi considerado como técnica para remontagem, onde a alteração dimensional de oclusão das

próteses não seria influenciada pelo método de fixação do modelo no articulador (COMPAGNONI *et al.*, 2001). A ceroplastia e a escultura foram feitas pela técnica convencional de laboratório.

4.2.1.4 Confeção dos pontos referenciais para medição dos deslocamentos dentais.

Para mensuração dos possíveis deslocamentos dos dentes por ocasião do processamento da prótese foram confeccionados pontos referenciais, obtidos de segmentos de alfinetes metálicos nº 29 (Iara Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP) contendo haste e cabeça, fixados com adesivo instantâneo à base de cianoacrilato Super Bonder (Henkel Loctite Adesivos Ltda., Itapevi, SP), em orifícios feitos com broca esférica nº 1/2 de aço (Maillefer, Petrópolis, RJ) e micromotor elétrico (Beltec Indústria e Comércio Equipamentos Odontológicos Ltda., Araraquara, SP) em velocidade de baixa rotação, na região mediana da borda incisal dos incisivos centrais, cúspide vestibular dos primeiros pré-molares e cúspide mésio-vestibular dos segundos molares (Figura 5).

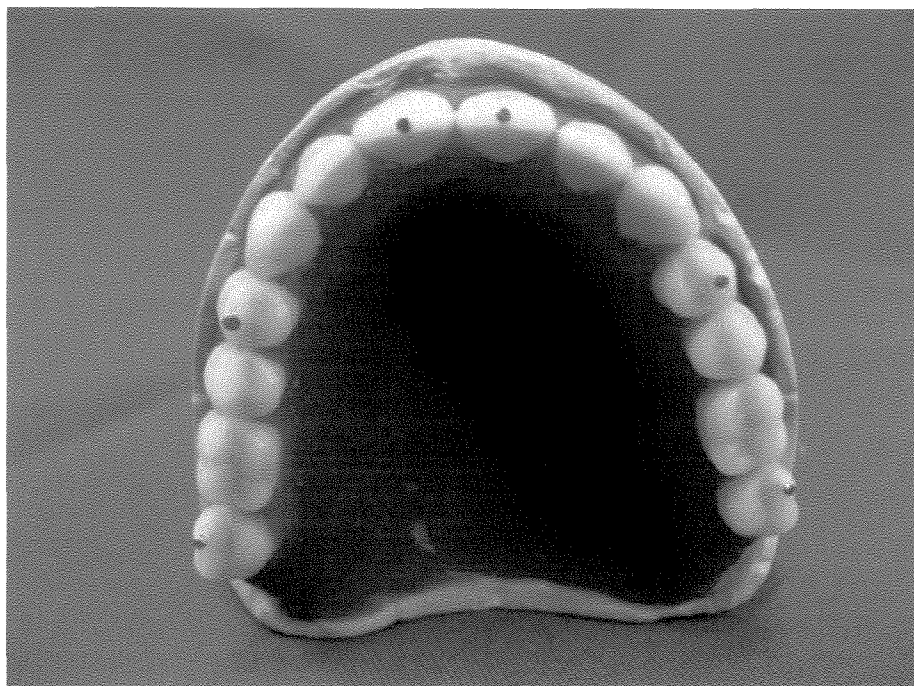


Figura 5 – Pontos referenciais para a mensuração dos deslocamentos dentais.

A seguir, os conjuntos modelo de gesso-base de prova com dentes foram separados aleatoriamente em quatro grupos de 10 conjuntos, de acordo com os seguintes tratamentos experimentais:

Grupo 1- prensagem convencional, polimerização em água aquecida a 74° C por 9 horas, iniciada após 12 horas da prensagem final e desinclusão após esfriamento em água.

Grupo 2- prensagem convencional, polimerização em água aquecida a 74° C por 9 horas, iniciada após 12 horas da prensagem final e desinclusão após esfriamento em água e em bancada por mais 3 horas.

Grupo 3- prensagem com o dispositivo RS de contenção, polimerização em água aquecida a 74°C por 9 horas, iniciada após 12 horas da prensagem final e desinclusão após esfriamento em água.

Grupo 4- prensagem com o dispositivo RS de contensão, polimerização em água aquecida a 74° C por 9 horas, iniciada após 12 horas da prensagem final e desinclusão após esfriamento em água e em bancada por mais 3 horas.

4.2.1.5 Mensuração das distâncias entre os pontos referenciais antes da polimerização da resina acrílica.

As mensurações no plano horizontal das distâncias transversais compreendidas entre os incisivos centrais (I-I), primeiros pré-molares (PM-PM) e segundos molares (M-M) e ântero-posteriores entre o incisivo central e segundo molar direitos (ID-MD) e incisivo central e segundo molar esquerdos (IE-ME) antes do processamento da prótese (Figura 6) foram efetuadas com microscópio comparador linear, modelo STM (Olympus Optical Co., Tóquio, Japão), com precisão de 0,0005 mm.

Para as medições das distâncias entre dentes, o retículo óptico mensurador da lente ocular foi posicionado tangencialmente à borda interna da imagem dos pontos referenciais circulares, com o modelo posicionado paralelo ao plano horizontal da plataforma móvel do microscópio.

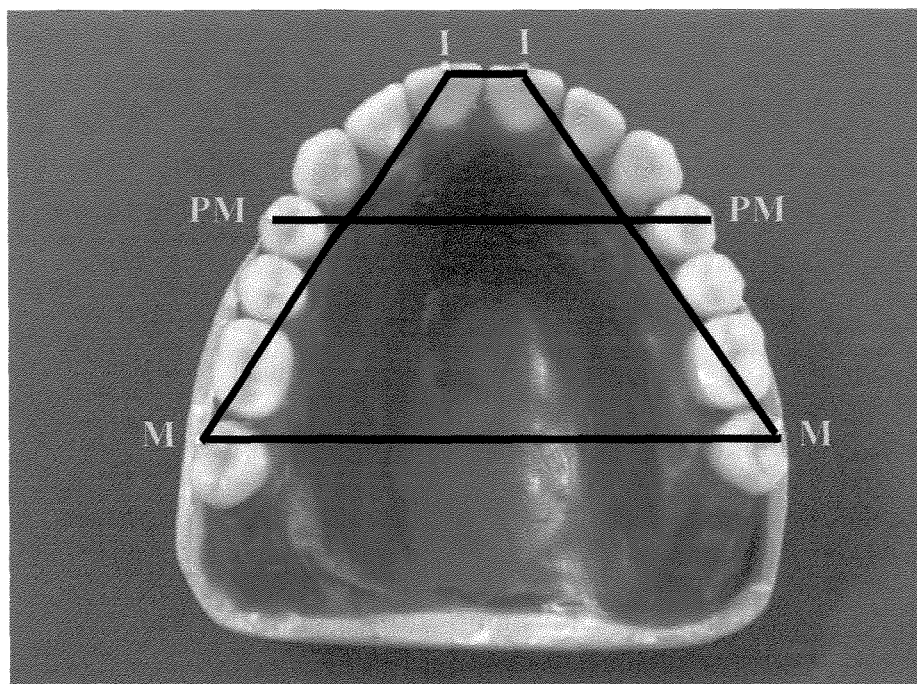


Figura 6 – Distâncias transversais e ântero-posteriores mensuradas.

4.2.1.6 Inclusão do conjunto modelo-base de cera com dentes.

Os modelos de gesso, contendo as respectivas bases de cera-dentes, foram isolados com vaselina em pasta (Labsynth, Diadema, SP) aplicada com pincel de pelo de camelo nº 8 (Tigre, Osasco, SP) e fixados na parte inferior (Figura 7) de muflas metálicas nº 5,5 (Metalúrgica J. Safrany, São Paulo, SP) com gesso comum tipo II (Passom), proporcionado na relação 100 g de pó/50 mL de água e espatulado manualmente em gral de plástico por um minuto, de acordo com as especificações do fabricante.

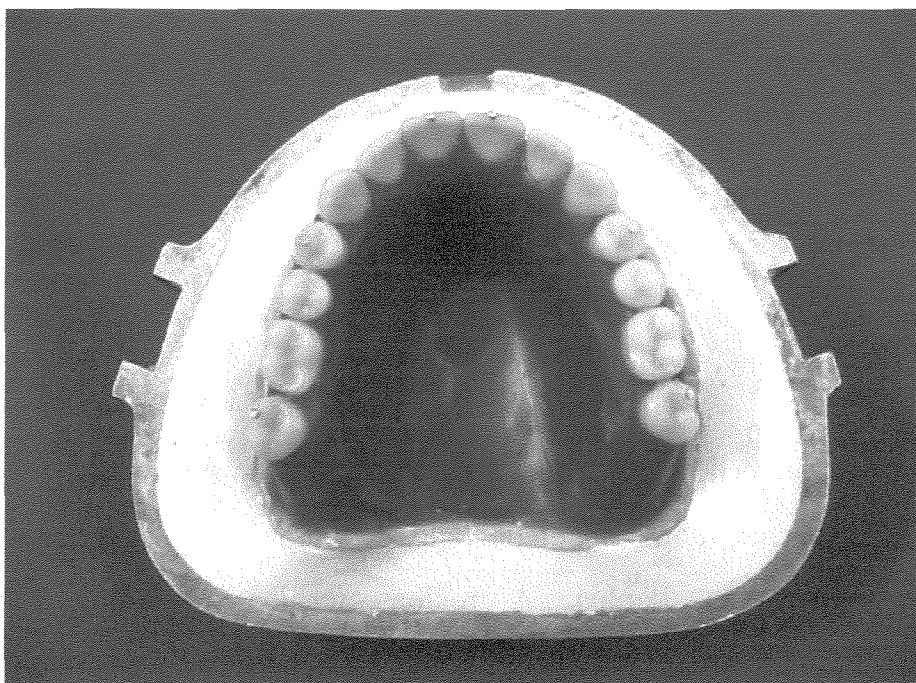


Figura 7 - Modelo com base de cera-dentes fixado na parte inferior da mufla.

Após 30 minutos, a superfície do gesso de fixação também foi isolada com fina camada de vaselina em pasta (Labsynth). A inclusão final do conjunto modelo-base com dentes foi efetuada preenchendo a parte superior da mufla com gesso pedra tipo III Herodent (Vigodent S/A) proporcionado na relação 200 g de pó/70 mL de água e espatulado manualmente por um minuto, segundo recomendação do fabricante. Após colocação da tampa, as muflas foram prensadas em prensa manual de bancada (J. Safrany).

Decorrida uma hora após a inclusão, as muflas foram liberadas da prensa e colocadas em água em ebulição, por cinco minutos, para plastificar a cera. Depois de removidas da água fervente, as muflas foram abertas e as bases de cera retiradas. Em seguida, os dentes e as superfícies de gesso foram lavados com solução de água aquecida e detergente líquido lava-louças Ypê (Química Amparo Ltda., Amparo, SP), para remoção dos vestígios de cera e vaselina.

Com o propósito de aumentar a retenção entre dentes e base de resina acrílica foram feitas perfurações na superfície exposta dos dentes com broca esférica nº 6 de aço (Maillefer) e micromotor em velocidade de baixa rotação (Beltec Ltda.).

4.2.1.7 Prensagem e polimerização.

As superfícies de gesso foram isoladas com alginato de sódio Isolak (Clássico) aplicado com pincel de pelo de camelo nº 3 (Tigre Indústrias de Pincéis Ltda., São Paulo). A resina acrílica termopolimerizável rosa (Clássico) foi proporcionada em frascos de plástico, na relação volumétrica polímero/monômero de 3/1 e colocada em pote de vidro com tampa (Jon Comércio de Produtos Odontológicos, São Paulo, SP), de acordo com as instruções do fabricante. Na fase plástica, a resina foi homogeneizada manualmente, adaptada sobre os dentes e gesso de inclusão e a prensagem inicial foi efetuada em prensa hidráulica de bancada (Delta Máquinas Especiais, Vinhedo, SP), com carga lenta e gradual até 800 kgf de pressão, para extravar o excesso de material. Durante a prensagem inicial, uma folha de celofane umedecida com água permaneceu interposta entre a resina acrílica e o molde de gesso de inclusão.

Após abertura da mufla, remoção da folha de celofane e recorte dos excessos de resina acrílica com instrumento cortante Le Cron Duflex (SS White), a prensagem final foi efetuada pela técnica de rotina, com pressão de 1.250 kgf (GOMES *et al.*, 1998). As muflas dos grupos 1 e 2 foram retiradas da prensa hidráulica e transferidas para grampos de metal onde permaneceram em bancada por 12 horas antes de serem colocadas na termopolimerizadora de controle automático modelo P-100 (Termotron Equipamentos, Piracicaba, SP)

com água à temperatura ambiente e regulada para o ciclo de polimerização de 9 horas a 74° C. A espera de 12 horas para início da polimerização da resina acrílica se baseou no fato que as menores médias de desajuste das bases eram obtidas nos tempos pós-prensagem de 12 e 24 horas (CONSANI *et al.*, 2001).

A prensagem inicial da resina acrílica dos grupos 3 e 4 foi conduzida nas mesmas condições dos grupos 1 e 2. A prensagem final foi efetuada com a mufla colocada no dispositivo RS de contensão, idealizado no princípio de ação da prensa Getom de polimerização (CORRÊA *et al.*, 1996), onde também permaneceu em bancada por 12 horas, antes de ser colocada na termopolimerizadora (Termotron), regulada para o mesmo ciclo de polimerização empregado nos grupos 1 e 2.

O dispositivo RS de contensão (CONSANI, 2000) é constituído por duas placas de ferro pintadas eletrostaticamente na cor branca, medindo 150 x 40 x 8 mm, com altura livre máxima entre as placas de 60 mm. A placa inferior (Figura 8-a) contém dois parafusos de 9 mm de diâmetro, soldados um em cada extremidade. A barra superior (Figura 8-b) possui dois orifícios circulares, medindo 10 mm de diâmetro, por onde os parafusos da placa inferior são traspassados, antes da prensagem final da resina acrílica.

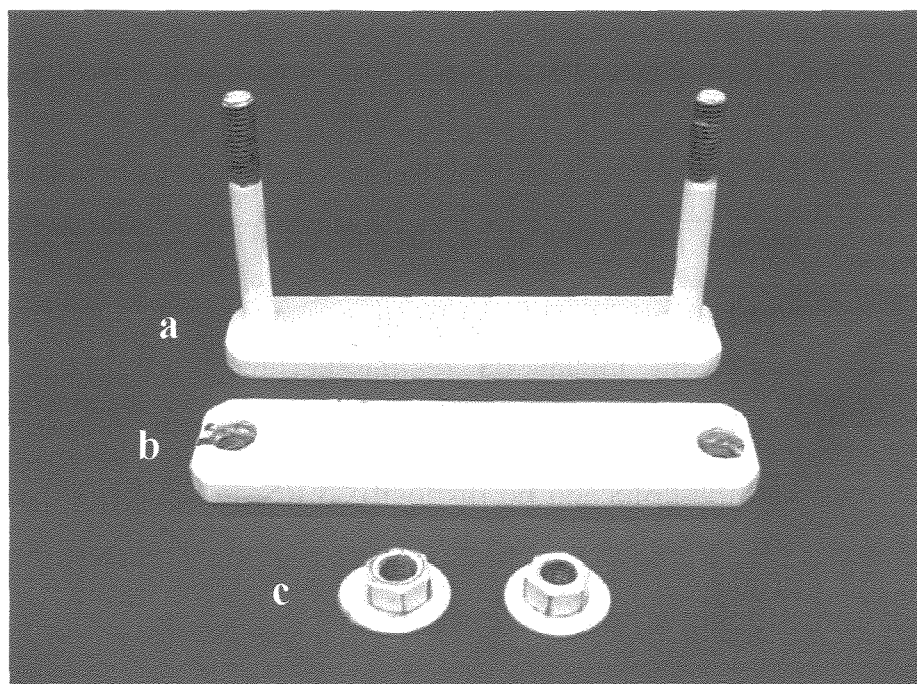


Figura 8 – Dispositivo RS de contenção utilizado na prensagem da resina nos Grupos 3 e 4: a) placa inferior, b) placa superior, c) arruelas e porcas.

Após a prensagem final, as porcas (Figura 8-c) foram apertadas nos parafusos, com o propósito de manter a mufla (Figura 9) sob condição similar de pressão estabelecida pela prensa hidráulica (Delta).

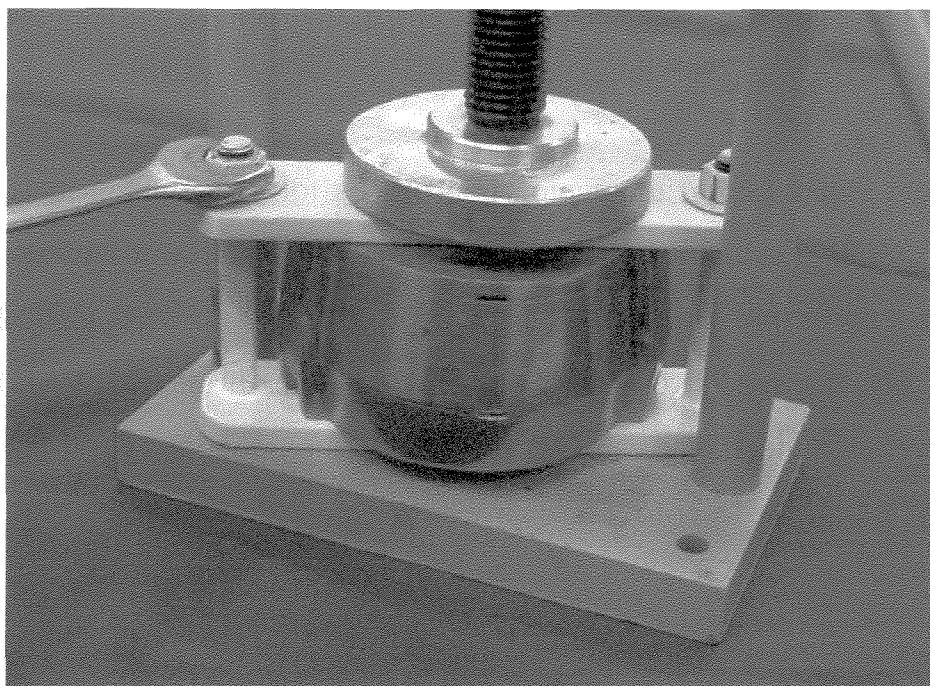


Figura 9 – Fixação das porcas nos parafusos do dispositivo RS de contensão.

4.2.1.8 Abertura das muflas, remoção e acabamento das próteses.

Após completo esfriamento da água utilizada no ciclo de polimerização, as muflas dos grupos 1 e 3 foram retiradas da termopolimerizadora e abertas. As muflas dos grupos 2 e 4 foram abertas após esfriamento da água de polimerização e permanência em bancada por mais 3 horas. Em seguida, as próteses foram retiradas dos modelos, os possíveis excessos de resina acrílica removidos e o acabamento efetuado rotineiramente.

4.2.1.9 Mensuração das distâncias entre os pontos referenciais após a polimerização da resina.

Depois do acabamento, as próteses foram recolocadas nos modelos de gesso e as distâncias transversais compreendidas entre os incisivos centrais (I-I), primeiros pré-molares (PM-PM) e segundos molares (M-M) e ântero-posteriores entre incisivo central e segundo molar direitos (ID-MD) e incisivo central e segundo molar esquerdos (IE-ME) novamente avaliadas, da mesma maneira como descrito no procedimento de mensuração antes da polimerização.

4.2.2 Tratamento estatístico.

Os dados obtidos nas mensurações das distâncias transversais e ântero-posteriores entre os dentes foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, em nível de 5% de significância.

5 RESULTADOS

Os resultados originais (Apêndice) dos deslocamentos dentais lineares transversais (I-I, PM-PM e M-M) e ântero-posteriores (ID-MD e IE-ME) das próteses totais superiores, confeccionadas com resina acrílica termicamente ativada, antes e após a polimerização, sob a influência dos tipos de prensagem e dos tempos para desinclusão, submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância, exibem os seguintes comportamentos:

a) Fator polimerização:

As médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M (Tabelas 1, 2, 3 e 4 e Figuras 10, 11, 12 e 13) foram sem diferença estatística significativa antes e após polimerização em todas interações ($p>0,05$). O mesmo aconteceu nas distâncias ântero-posteriores ID-MD e IE-ME na prensagem convencional com desinclusão após esfriamento em água (Tabela 1 e Figura 10) e na prensagem RS com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas (Tabela 4 e Figura 13). Houve diferença estatística significativa ($p<0,05$) nos valores das distâncias ID-MD e IE-ME na prensagem convencional com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas (Tabela 2 e Figura 11) e na prensagem RS com esfriamento em água (Tabela 3 e Figura 12).

Tabela 1 – Médias das distâncias entre dentes na prensagem convencional, em relação ao fator polimerização, com desinclusão após esfriamento em água.

Polimerização	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Antes	7,00 ± 0,31 a	39,90 ± 0,44 a	53,05 ± 0,79 a	37,64 ± 1,62 a	34,93 ± 2,00 a
Após	7,23 ± 0,32 a	39,76 ± 0,30 a	52,84 ± 0,72 a	37,32 ± 1,24 a	35,20 ± 1,19 a

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

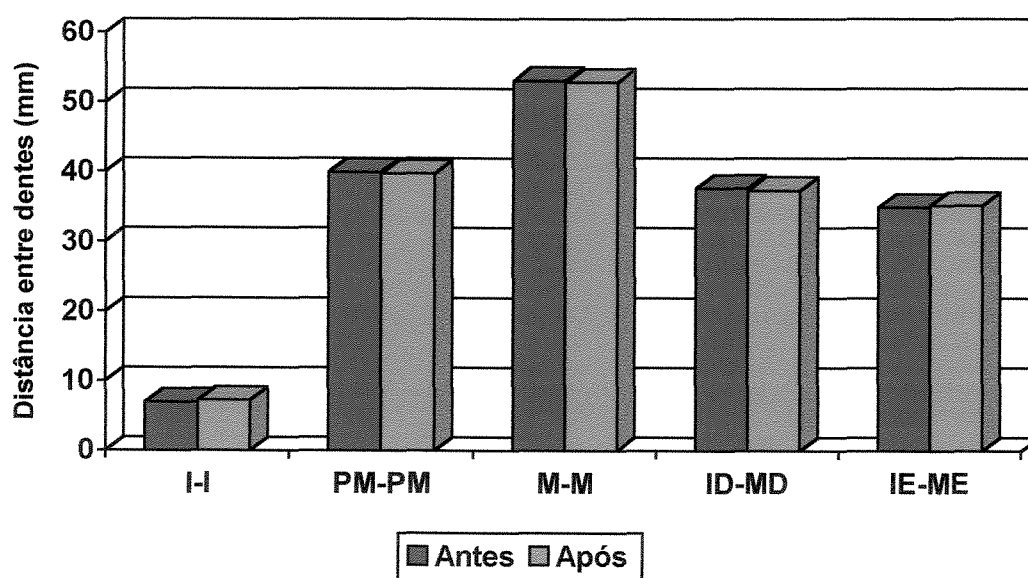


Figura 10 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes na prensagem convencional, em relação ao fator polimerização, com desinclusão após esfriamento em água.

Tabela 2 – Médias das distâncias entre dentes na prensagem convencional, em relação ao fator polimerização, com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

Polimerização	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Antes	7,21± 0,32 a	39,89 ± 0,33 a	53,02 ± 0,87 a	38,05 ± 1,70 a	34,46 ± 0,56 a
Após	7,06 ± 0,32 a	39,79 ± 0,45 a	52,92 ± 0,83 a	36,82 ± 0,96 b	35,56 ± 1,46 b

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

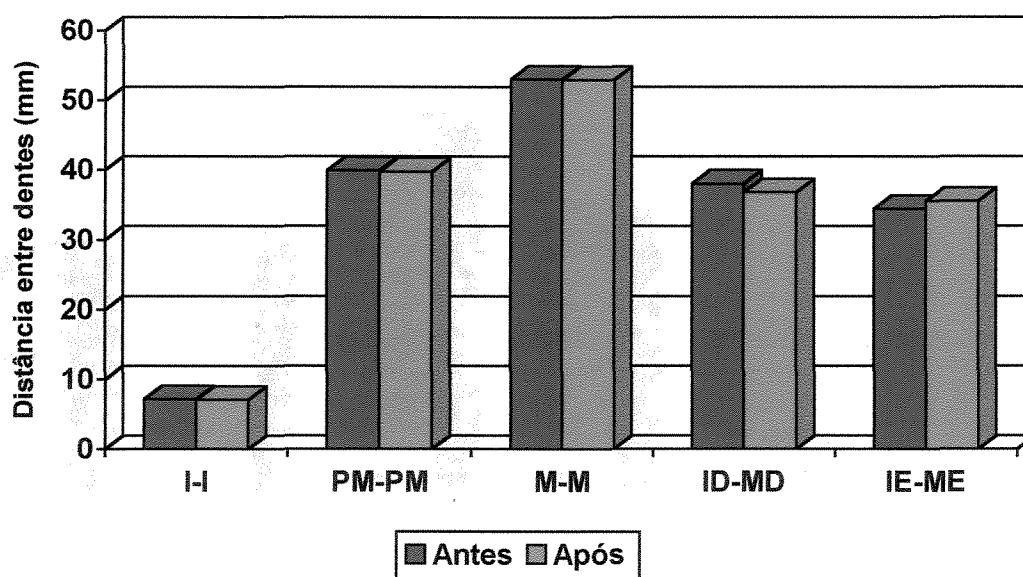


Figura 11 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes na prensagem convencional, em relação ao fator polimerização, com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

Tabela 3 – Médias das distâncias entre dentes na prensagem RS, em relação ao fator polimerização, com desinclusão após esfriamento em água.

Polimerização	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Antes	7,15 ± 0,30 a	39,91± 0,40 a	53,31± 0,48 a	37,04 ± 1,07 a	35,00 ± 1,05 a
Após	7,17 ± 0,26 a	39,80± 0,43 a	53,10± 0,57 a	38,04 ± 0,57 b	34,17 ± 0,86 b

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

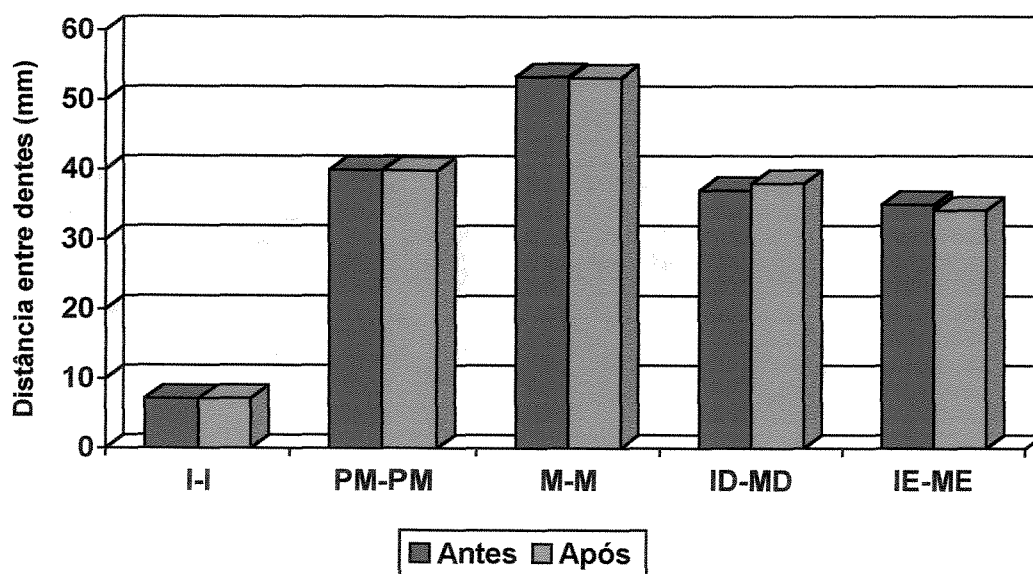


Figura 12 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes na prensagem RS, em relação ao fator polimerização, com desinclusão após esfriamento em água.

Tabela 4 – Médias das distâncias entre dentes na prensagem RS, em relação ao fator polimerização, com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

Polimerização	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Antes	7,21± 0,23 a	40,13 ± 0,64 a	53,53 ± 0,65 a	37,47 ± 0,76 a	34,42 ± 0,87 a
Após	7,27± 0,20 a	39,96 ± 0,60 a	53,17 ± 0,62 a	37,70 ± 0,75 a	34,09 ± 0,70 a

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

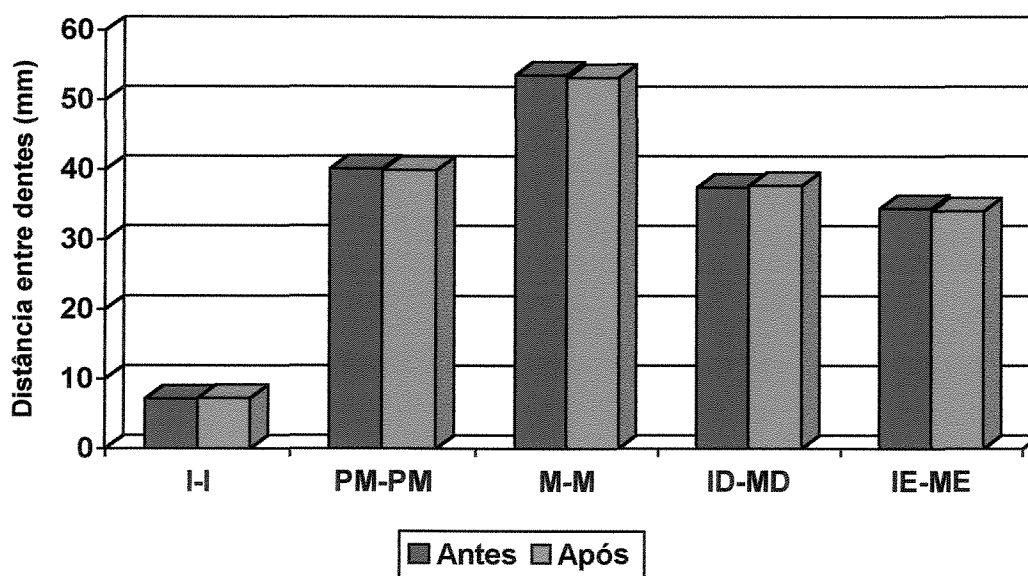


Figura 13 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes na prensagem RS, em relação ao fator polimerização, com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

b) Fator prensagem:

As médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M foram sem diferença estatística significativa ($p>0,05$) em todas as interações (Tabelas 5, 6, 7 e 8 e Figuras 14, 15, 16 e 17). O mesmo aconteceu nas distâncias ântero-posteriores ID-MD e IE-ME antes da polimerização com desinclusão após esfriamento em água (Tabela 5 e Figura 6); após polimerização com desinclusão após esfriamento em água (Tabela 6 e Figura 15) e antes da polimerização com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas (Tabela 7 e Figura 16). Houve diferença estatística significativa ($p<0,05$) nos valores das distâncias ID-MD e IE-ME após polimerização com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas (Tabela 8 e Figura 17).

Tabela 5 – Médias das distâncias entre dentes antes da polimerização, em relação ao fator prensagem, com esfriamento em água.

Prensagem	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Convencional	7,00 ± 0,31 a	39,90 ± 0,44 a	53,05 ± 0,79 a	37,64 ± 1,62 a	34,93 ± 2,00 a
RS	7,15 ± 0,30 a	39,91 ± 0,40 a	53,31 ± 0,48 a	37,04 ± 1,07 a	35,00 ± 1,05 a

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

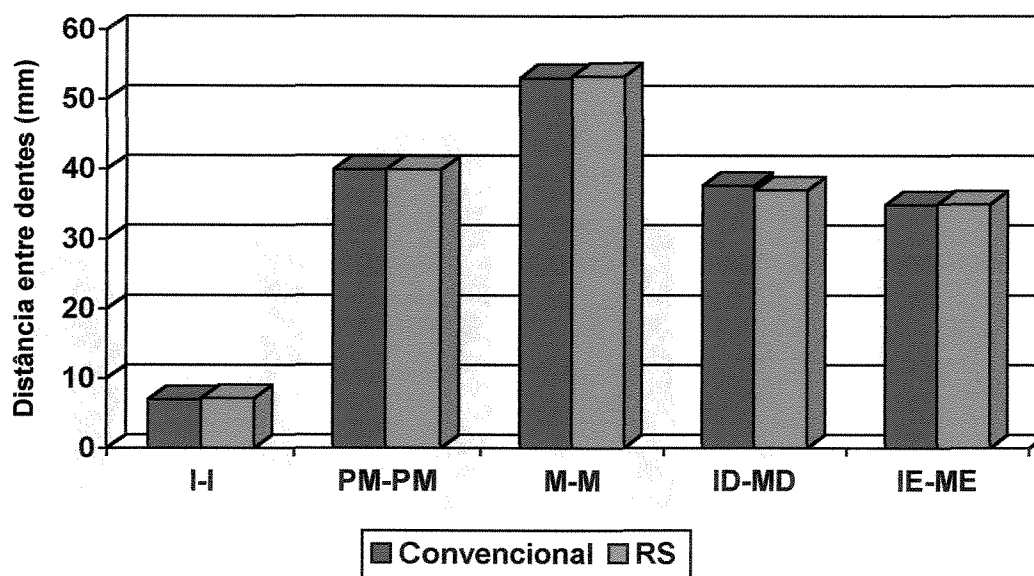


Figura 14 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes antes da polimerização, em relação ao fator prensagem, com esfriamento em água.

Tabela 6 – Médias das distâncias entre dentes após polimerização, em relação ao fator prensagem, com esfriamento em água.

Prensagem	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Convencional	7,23 ± 0,32 a	39,76 ± 0,30 a	52,84 ± 0,72 a	37,32 ± 1,24 a	35,20 ± 1,19 a
RS	7,17 ± 0,26 a	39,80 ± 0,43 a	53,10 ± 0,57 a	38,04 ± 0,57 a	34,17 ± 0,86 a

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

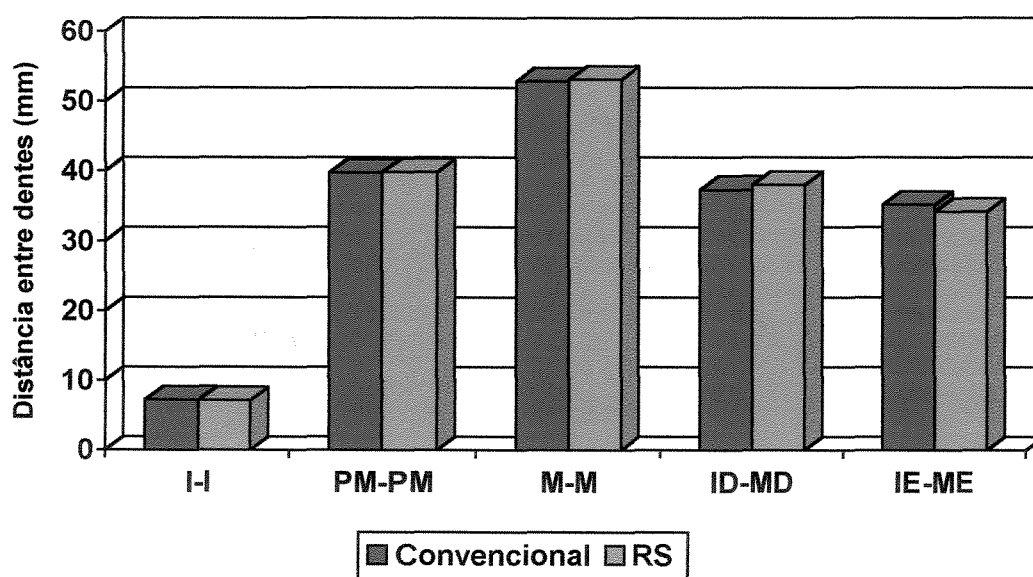


Figura 15 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes após polimerização, em relação ao fator prensagem, com esfriamento em água.

Tabela 7 – Médias das distâncias entre dentes antes da polimerização, em relação ao fator prensagem, com esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

Prensagem	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Convencional	7,21 ± 0,32 a	39,89 ± 0,33 a	53,02 ± 0,87 a	38,05 ± 0,70 a	34,46 ± 0,56 a
RS	7,21 ± 0,23 a	40,13 ± 0,64 a	53,53 ± 0,65 a	37,47 ± 0,76 a	34,42 ± 0,87 a

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

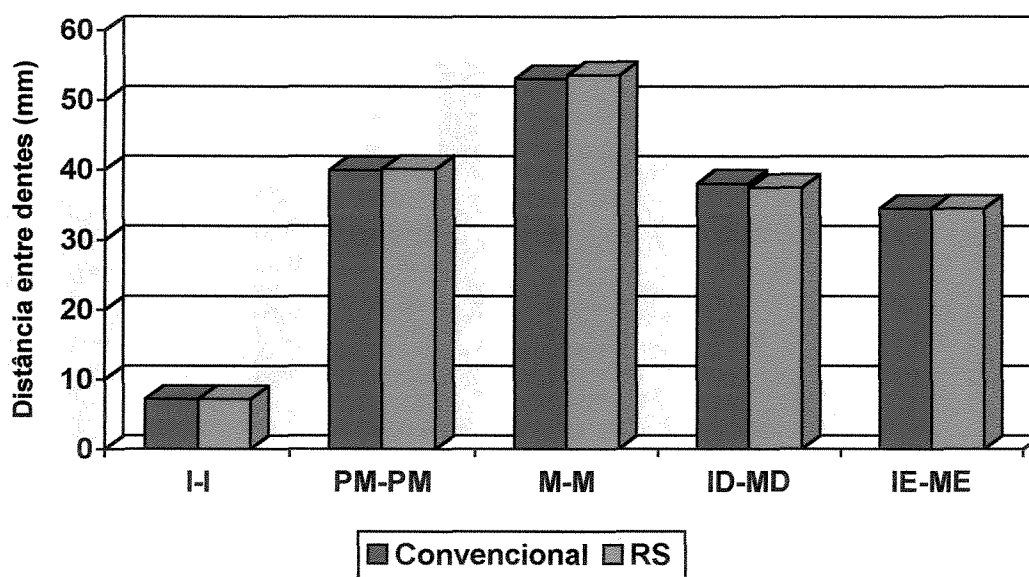


Figura 16 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes antes da polimerização, em relação ao fator prensagem, com esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

Tabela 8 – Médias das distâncias entre dentes após polimerização, em relação ao fator prensagem, com esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

Prensagem	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Convencional	7,06 ± 0,32 a	39,79 ± 0,45 a	52,92 ± 0,83 a	36,82 ± 0,96 a	35,56 ± 1,46 a
RS	7,27 ± 0,20 a	39,96 ± 0,60 a	53,17 ± 0,62 a	37,70 ± 0,75 b	34,09 ± 0,70 b

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

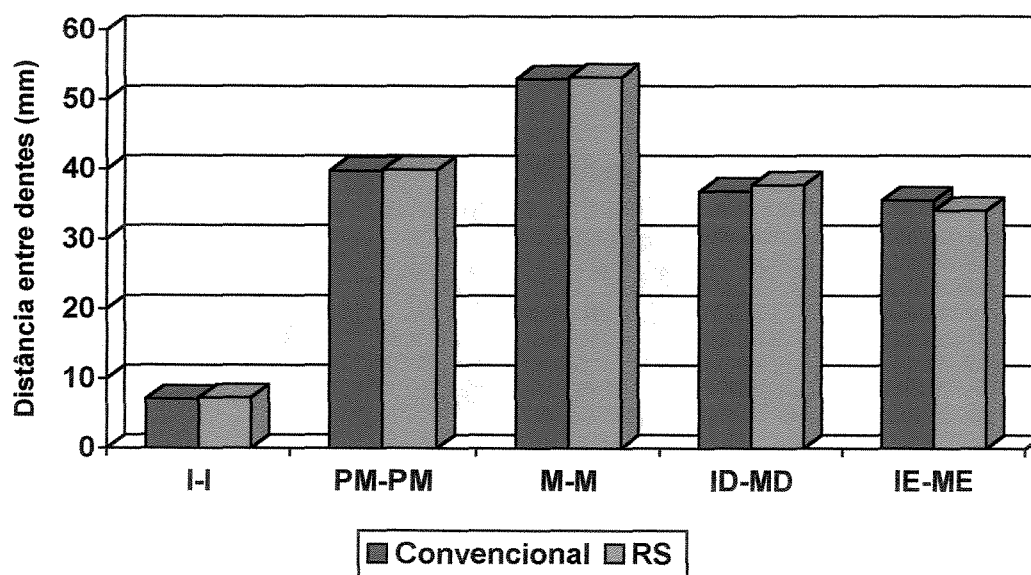


Figura 17 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes após polimerização, em relação ao fator prensagem, com esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

c) Fator desinclusão:

As médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M foram sem diferença estatística significativa ($p>0,05$) em todas as interações (Tabelas 9, 10, 11 e 12 e Figuras 18, 19, 20 e 21). O mesmo aconteceu nas distâncias ântero-posteriores ID-MD e IE-ME na prensagem convencional antes da polimerização (Tabela 9 e Figura 18) e após polimerização (Tabela 10 e Figura 19), assim como na prensagem RS antes da polimerização (Tabela 11 e Figura 20) e na prensagem RS após polimerização (Tabela 12 e Figura 21).

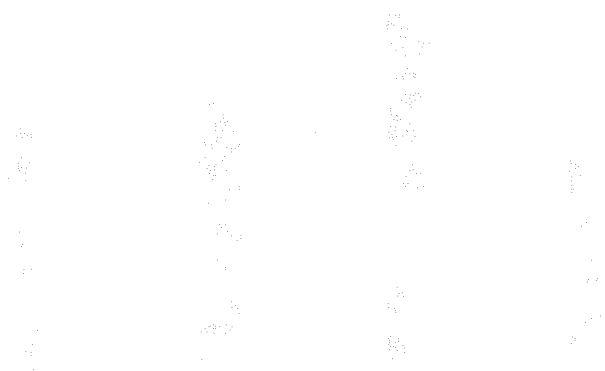


Tabela 9 – Médias das distâncias entre dentes em relação ao fator desinclusão, antes da polimerização, com prensagem convencional.

Desinclusão	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Água	7,00 ± 0,31 a	39,90 ± 0,44 a	53,05 ± 0,79 a	37,64 ± 1,62 a	34,93 ± 2,00 a
Água + 3 horas	7,21 ± 0,32 a	39,89 ± 0,33 a	53,02 ± 0,87 a	38,05 ± 0,70 a	34,46 ± 0,56 a

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

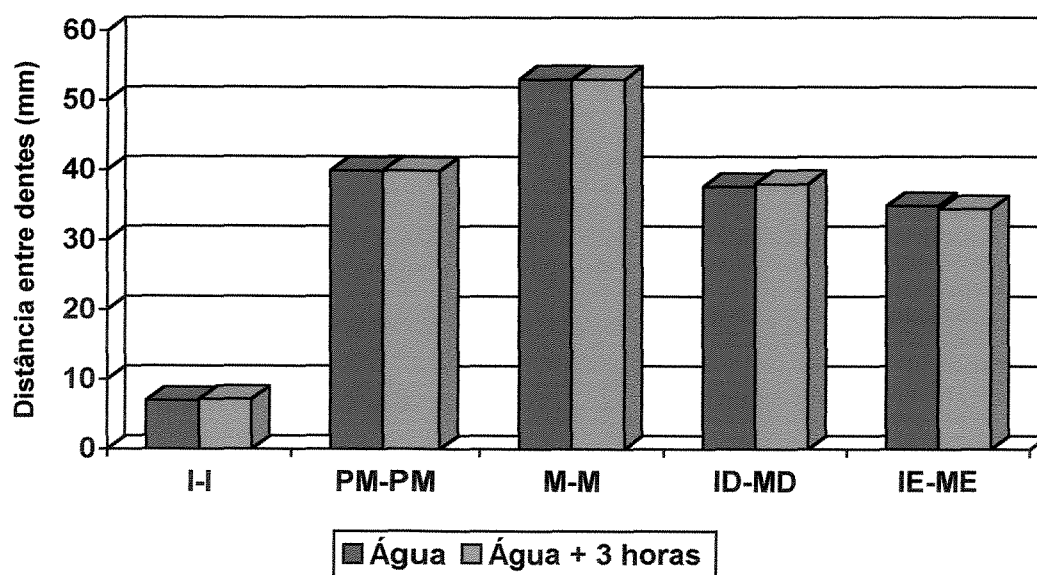


Figura 18 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes em relação ao fator desinclusão, antes da polimerização, com prensagem convencional.

Tabela 10 – Médias das distâncias entre dentes em relação ao fator desinclusão, após polimerização, com prensagem convencional.

Desinclusão	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Água	7,23 ± 0,32 a	39,76 ± 0,30 a	52,84 ± 0,72 a	37,32 ± 1,24 a	35,20 ± 1,19 a
Água + 3 horas	7,06 ± 0,32 a	39,79 ± 0,45 a	52,92 ± 0,83 a	36,82 ± 0,96 a	35,56 ± 1,46 a

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

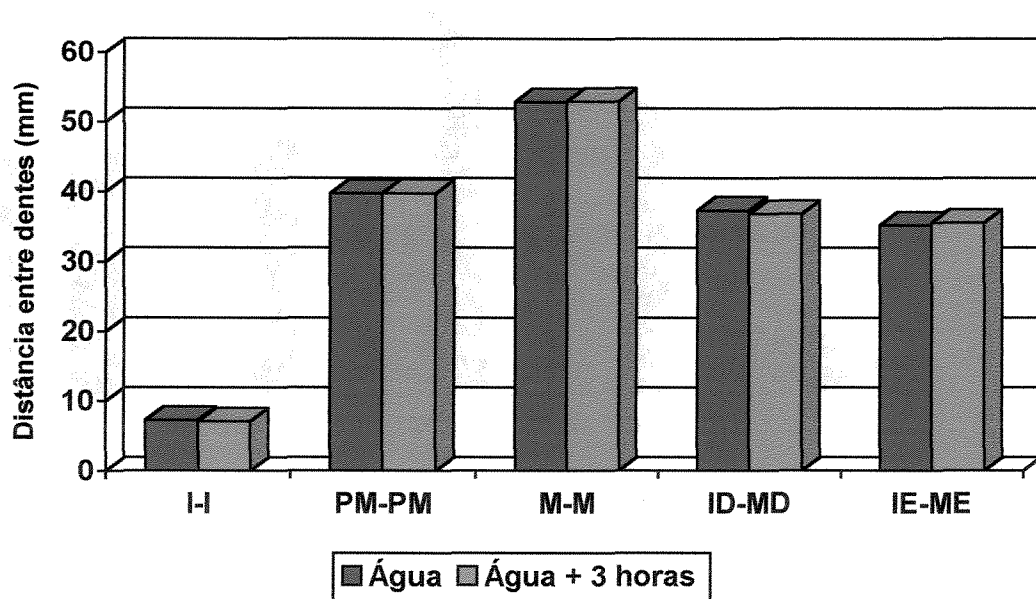


Figura 19 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes dentro do fator desinclusão, após polimerização, com prensagem convencional.

Tabela 11 – Médias das distâncias entre dentes dentro do fator desinclusão, antes da polimerização, com prensagem RS.

Desinclusão	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Água	7,15 ± 0,30 a	39,91 ± 0,40 a	53,31 ± 0,48 a	37,04 ± 1,07 a	35,00 ± 1,05 a
Água + 3 horas	7,21 ± 0,23 a	40,13 ± 0,64 a	53,53 ± 0,65 a	37,47 ± 0,76 a	34,42 ± 0,87 a

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

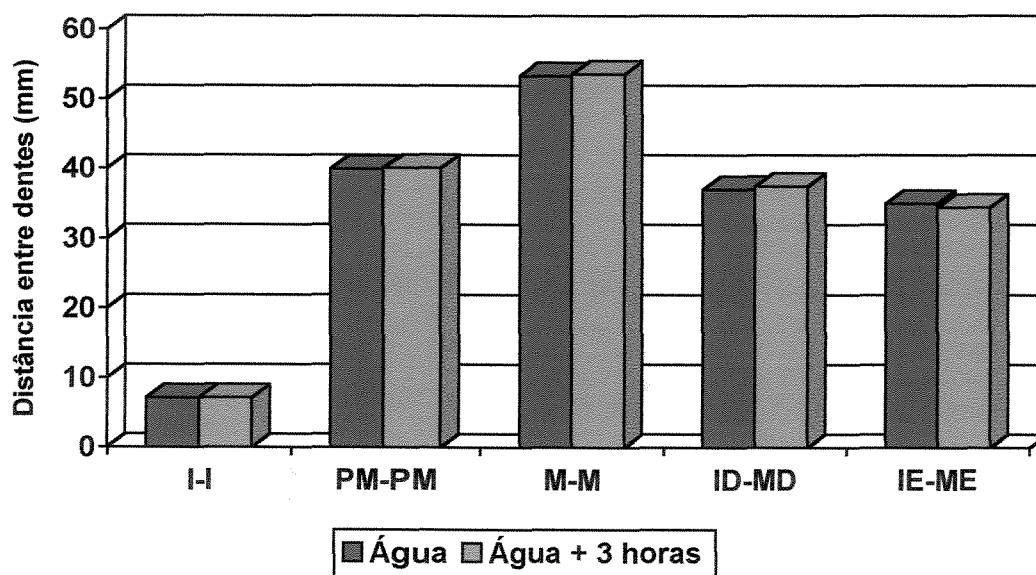


Figura 20 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes dentro do fator desinclusão, antes da polimerização, com prensagem RS,.

Tabela 12 – Médias das distâncias entre dentes dentro do fator desinclusão, após polimerização, com prensagem RS.

Desinclusão	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Água	7,17 ± 0,26 a	39,80 ± 0,43 a	53,10 ± 0,57 a	38,04 ± 0,57 a	34,17 ± 0,86 a
Água + 3 horas	7,27 ± 0,20 a	39,96 ± 0,60 a	53,17 ± 0,62 a	37,70 ± 0,75 a	34,09 ± 0,70 a

Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

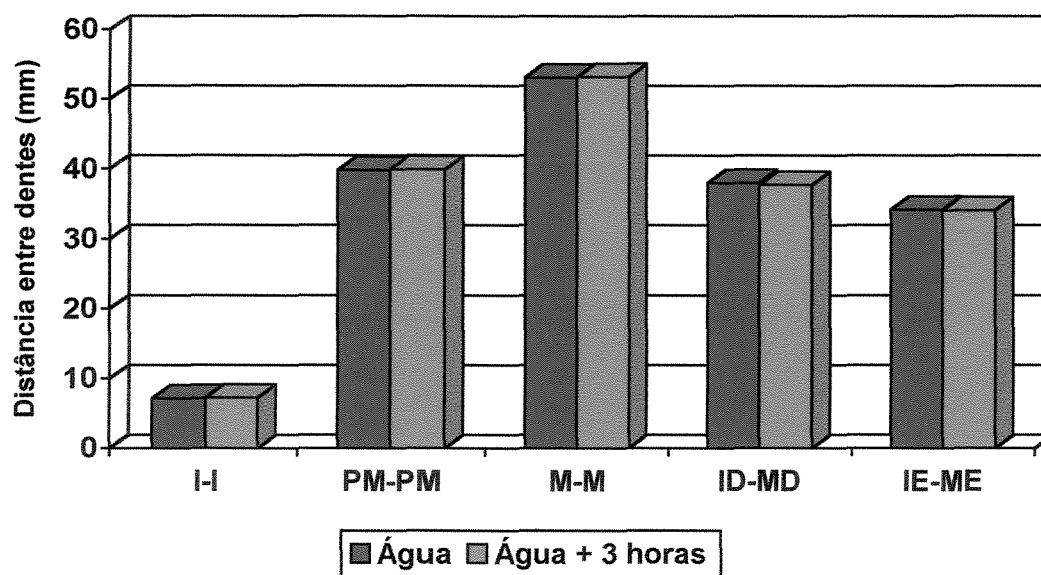


Figura 21 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes dentro do fator desinclusão, após polimerização, com prensagem RS,.

6 DISCUSSÃO

O desajuste ocorrido na construção da prótese total é uma desvantagem do processo e o deslocamento dental resultante tem sido considerado fator importante para a promoção do desarranjo da oclusão (MAHLER, 1951). Entretanto, alguns autores acreditam que, apesar da importância clínica dessas alterações no desempenho da prótese total, as pequenas modificações existentes no posicionamento dos dentes posteriores poderiam ser amenizadas no ajuste oclusal clínico (WINKLER *et al.*, 1971; CHEN *et al.*, 1988).

O presente trabalho foi uma contribuição ao estudo da movimentação linear dos dentes em prótese total superior, verificada antes e após a polimerização, sob o efeito de tipos de prensagem da resina acrílica e tempos de espera para desinclusão.

a) Fator polimerização:

Considerando o aspecto geral dos objetivos propostos, os dados obtidos (Tabelas 1, 2, 3 e 4 e Figuras 10, 11, 12 e 13) indicam que as médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M foram sem diferença estatística significativa antes e após polimerização, na prensagem convencional e com o dispositivo RS, com desinclusões após esfriamento em água e em água mais bancada por 3 horas.

Segundo trabalhos publicados previamente, a movimentação dos dentes resultaria de diversos e complexos fatores, como tipos de gesso para inclusão do modelo (STECK, 1950), pressão exercida durante a prensagem final da resina acrílica (MAHLER, 1951), excesso de resina acrílica na mufla

após prensagem final (SHIPPEE, 1961), expansão do gesso utilizado no preenchimento da mufla (GRANT, 1962), liberação das tensões internas após polimerização da resina acrílica e expansão do molde de gesso (ATKINSON & GRANT, 1962), inclinação do modelo na mufla (LAM, 1965) e recuperação elástica durante o esfriamento da tensão residual existente na resina acrílica, liberada após desinclusão da base (KOMIYAMA & KAWARA, 1998).

Quando o fator polimerização foi considerado, os deslocamentos dentais sem diferença estatística significativa nessas distâncias demonstraram que o posicionamento dos dentes não foi alterado pelo processamento da prótese, na interação com as variáveis prensagem e desinclusão.

Resultado publicado anteriormente mostra que uma das mais importantes causas para a ocorrência de maior contração na distância molar a molar seria a espessura da prótese, porque governa a rigidez da base, restringindo o grau de deformação da peça protética (WOELFEL *et al.*, 1965). Conseqüentemente, após remoção do modelo, uma base mais fina não teria rigidez suficiente para amenizar a liberação da tensão acumulada durante o procedimento, resultando no dobro de alteração dimensional daquela ocorrida na base mais espessa (WINKLER *et al.*, 1971).

Bases de resina acrílica confeccionadas a partir de duas placas de cera rosa nº 7 mostraram menor contração dimensional quando comparadas com àquelas de menor espessura (CORRÊA, 1994-Parte I). Em nosso estudo, as bases foram confeccionadas com aproximadamente 2 mm de espessura, constituindo-se num dos fatores favoráveis para estabilização dos dentes, quando as dimensões transversais foram analisadas.

Outro fato a ser considerado baseia-se no entendimento que a contração de polimerização poderia ser compensada pela expansão térmica da

resina acrílica ocorrida no processamento. Posteriormente, essa expansão seria restringida pelo molde de gesso, onde o padrão de comportamento da distorção ocorrida no centro e nos lados dependeria da forma do corpo-de-prova e a contração térmica seria obviamente restringida pelo molde de gesso ao se resfriar (KAWARA *et al.*, 1998), o que demonstra a grande complexidade do processo.

Esse entendimento facilita a compreensão da existência de resultados sem diferença estatística significativa em nosso estudo, onde a movimentação dos dentes não dependeria somente da interação prensagem da resina acrílica-esfriamento para desinclusão da prótese. Apesar da literatura mostrar a influência marcante dos fatores contração de polimerização, mudança do estado físico da resina acrílica causada pelo esfriamento que também acomete o gesso do molde, e do complexo sistema de concentração e liberação de tensões causando distorção da base, esses fatores conjugados não foram suficientes para causar deslocamento dos dentes na dimensão transversal, cujos valores mostrassem diferença estatística significativa.

Por outro lado, a alteração dimensional causada pela deformação elástica, ocorrida quando a prótese era removida da mufla, dependia mais da contração da resina acrílica do que da contração do molde de gesso ao se esfriar (WOELFEL *et al.*, 1960), o que parece confirmar os resultados das distâncias transversais, quando evidencia a não influência da interação prensagem-tempo de espera para desinclusão da prótese.

A restrição promovida pelo molde também seria um fator causador da inibição da movimentação dos dentes. O comportamento térmico da resina acrílica abaixo da temperatura de transição vítrea parece ser parcialmente responsável pelo deslocamento, quando os dentes estão retidos no gesso de inclusão e na base de resina acrílica polimerizada. Os dentes permanecem

firmes no gesso durante a contração térmica, induzindo tensões complexas na resina acrílica. Após desinclusão, a liberação das tensões induzidas promoveria maior distorção da base, pela inexistência de restrição à contração em direção oposta às paredes do molde de gesso, durante o esfriamento (BARCO *et al.*, 1979).

Embora a restrição do molde não tenha sido relacionada com a movimentação dos dentes em trabalhos mais recentes (BAEMMERT *et al.*, 1990; RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI, 1996), os resultados do presente estudo, a nosso ver, indicam que o molde de gesso manteria os dentes retidos na base de resina próximos da posição inicial estabelecida antes da polimerização, independente da alteração dimensional ocorrida no sentido transversal da base, durante a polimerização da resina acrílica. Livre do gesso após desinclusão, a movimentação dos dentes seria mínima, possivelmente influenciada pela distorção da base de resina acrílica, resultante da liberação de tensões residuais remanescentes da contração térmica, ocorrida durante o esfriamento do molde.

As alterações das distâncias ântero-posteriores ID-MD e IE-ME mostraram resultados antes e após polimerização sem diferença estatística significativa na prensagem convencional com desinclusão após esfriamento em água (Tabela 1 e Figura 10) e na prensagem RS com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas (Tabela 4 e Figura 13).

Seria aceitável supor que esses resultados sem diferença estatística verificados na prensagem convencional tivessem ocorrido pelo equilíbrio de fatores que normalmente poderiam alterar o comportamento das tensões induzidas no processamento e posteriormente liberadas na desinclusão da prótese. A hipótese estaria baseada no fato que parte das tensões induzidas na prensagem final da resina acrílica seria liberada quando a mufla fosse

removida da prensa hidráulica de bancada e colocada no grampo de pressão. Devido à menor quantidade residual de tensões induzidas, o montante liberado pelo esfriamento em água não seria suficiente para promover alterações dimensionais nas distâncias ântero-posteriores, mantendo similaridade estatística com as mesmas dimensões antes da polimerização.

Por outro lado, os resultados sem diferença estatística significativa na prensagem RS provavelmente ocorreram pelas seguintes razões conjugadas: 1- a polimerização da resina na própria prensa onde se deu a prensagem final pode evitar alterações adicionais (RUSSI *et al.*, 1996), fato confirmado no estudo das alterações dimensionais das bases de prótese total usando o dispositivo RS de contensão (CONSANI, 2000); e 2- o tempo de esfriamento em água mais bancada por 3 horas pode ter promovido maior nível de relaxamento das complexas tensões induzidas pelos dentes na resina acrílica polimerizada, durante a contração térmica (BARCO *et al.*, 1979), mantendo inalteradas essas dimensões.

Na ausência dessa combinação de variáveis, o comportamento das tensões induzidas no processo seria diferente e imprevisível, assim como o efeito sobre as alterações dimensionais da resina acrílica. Esta assertiva poderia confirmar a presença dos deslocamentos dentais com diferença estatística significativa, condição verificada na prensagem convencional e esfriamento em água mais bancada por 3 horas (Tabela 2 e Figura 11). A alteração dimensional foi contração na distância ID-MD (3,23%) e expansão na distância IE-ME (3,19%). Outra evidência que parece comprovar tal suposição são os resultados com diferença estatística significativa obtidos na interação prensagem RS e esfriamento em água (Tabela 3 e Figura 12), com expansão para ID-MD (2,69%) e contração para IE-ME (2,39%).

Essas distâncias ântero-posteriores foram influenciadas pela complexidade das tensões envolvidas, inclusive aquela promovida pelo relacionamento proximal dos dentes posteriores, atuando como fator restritivo à deslocação dental, qualquer que fosse o sentido na direção da distorção da base. Na prótese total mandibular, as alterações dimensionais entre distâncias transversais oclusais foram similares àquelas entre as bordas. Entretanto, resultados similares não puderam ser extrapolados para a dimensão ântero-posterior, onde os dentes artificiais mantinham inalterada essa dimensão em virtude do contato méso-distal (LECHNER & THOMAS, 1994), situação que pode também ter ocorrido em nosso estudo com a prótese superior.

Como visto, as alterações dimensionais lineares entre dentes nas distâncias ID-MD e IE-ME (Tabelas 2 e 3 e Figuras 11 e 12) foram contração ou expansão, ou seja, mesma direção, porém, sentido contrário. Esses deslocamentos não apresentaram comportamento padrão definido quando se analisa o mesmo sentido de direção envolvendo lados direito e esquerdo, o que parece confirmar que a alteração dimensional não é uniforme, varia com a espessura da base e depende da região em que a resina acrílica se encontra dentro da mufla (WOLFAARDT *et al.*, 1986).

Além disso, diferenças na expansão térmica da resina acrílica e do gesso quando aquecidos à temperatura de polimerização e a pressão exercida durante a prensagem da resina também são fatores considerados responsáveis pela alteração na altura do pino guia incisal, causada pela movimentação dos dentes molares (ZAKHARI, 1976). Como consequência desse deslocamento dental, todas as próteses mostraram aumento da dimensão vertical após polimerização de 0,30 a 0,50 mm (LERNER & PFEIFFER, 1964), embora a maioria dessas alterações na posição dos dentes promovesse aumento da dimensão vertical de oclusão considerada clinicamente aceitável, isto é, cujo

valor original podia ser restabelecido (WINKLER *et al.*, 1971) com menor desgaste seletivo dos dentes no momento do ajuste oclusal (NELSON *et al.*, 1991).

b) Fator prensagem:

As médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M e ântero-posteriores ID-MD e IE-ME (Tabelas 5 e 7 e Figuras 14 e 16) foram sem diferença estatística significativa, quando os tipos de prensagem foram considerados antes da polimerização, demonstrando que o método de montagem adotado na metodologia promoveu relacionamento uniforme no posicionamento dos dentes.

Após polimerização, as distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M (Tabelas 6 e 8 e Figuras 15 e 17) foram sem diferença estatística significativa em todas as interações. Nas alterações ântero-posteriores ID-MD e IE-ME não houve diferença estatística significativa somente com o fator esfriamento em água (Tabela 6 e Figura 15), mostrando comportamento similar ao das distâncias transversais.

Resultados com diferença estatística significativa nas distâncias ântero-posterior foram observados entre os métodos de prensagem somente na condição após polimerização e desinclusão com esfriamento em água mais bancada por 3 horas (Tabela 8 e Figura 17), com expansão na distância ID-MD (2,39%) e contração na IE-ME (4,13%). Este resultado evidencia, novamente, o complexo efeito dos diversos procedimentos nos deslocamentos dentais, o que permitiria concordar com os relatos da literatura quando informam que as técnicas de prensagem da resina acrílica também causam

diferentes efeitos no nível de movimentação dos dentes (GARFUNKEL, 1983; NOGUEIRA *et al.*, 1999).

Outras variáveis no processamento da prótese, como a diferença entre expansão térmica da resina acrílica e do gesso quando aquecidos à temperatura de polimerização, e a pressão exercida durante a prensagem da resina também são outros fatores considerados responsáveis pela alteração da distância entre os dentes molares (ZAKHARI, 1976).

A complexidade de variáveis envolvendo a movimentação dental ficou evidente em trabalho anterior quando mostrou que o deslocamento geral dos dentes era sempre em direção à linha média da prótese, enquanto as bordas da base se deslocavam em direção à linha média e crista do rebordo alveolar, a porção palatina se movia em direção à crista do rebordo. Esse comportamento também não era modificado pelos ciclos de processamento, inclusive polimerização em água aquecida a 74°C por 9 horas (BECKER *et al.*, 1977), embora, houvesse relato que esse ciclo induzia menores alterações e comportamento mais uniforme no posicionamento dos dentes (ARIOLI FILHO *et al.*, 1999).

Da mesma forma, com diferentes processamentos, as maiores alterações dimensionais verificadas na prótese ocorriam na distância molar a molar (WINKLER *et al.*, 1971; KIMPARA & MUENCH, 1996; BARNABÉ, 2000), provavelmente influenciadas pela maior distorção da base, ocorrida na região palatina posterior (BECKER *et al.*, 1977; BARCO *et al.*, 1979; FIRTELL *et al.*, 1981; POLYZOIS *et al.*, 1987; TAKAMATA *et al.*, 1989; CONSANI *et al.*, 2002).

Entretanto, os dados deste estudo não evidenciaram movimentação dos dentes de acordo com o descrito em publicações anteriores (WINKLER *et al.*, 1971; KIMPARA & MUENCH, 1996; BARNABÉ, 2000). Porém, ambas

distâncias estudadas estabeleceram condições reafirmando que o confinamento do molde pode dificultar o deslocamento dos dentes retidos pelo gesso e restringir as tensões impostas à resina acrílica da base polimerizada (BARCO *et al.*, 1979), mantendo-os próximos da posição inicial estabelecida antes da polimerização, independente da magnitude da alteração dimensional ocorrida nas diversas regiões da base.

Além disso, pesquisa estudando a alteração da prótese nos pontos referenciais canino, molar e zona palatina posterior, relacionando a distância vertical entre modelo de gesso e prótese, mostrou que o padrão de alteração pontual durante a polimerização era de contração na dimensão oclusal, expansão na frontal, e contração e expansão nas dimensões lateral e palatina (LATTA *et al.*, 1990). Este relato mostrou novamente a existência de fatores complexos envolvendo o processamento da prótese total e seus diversos efeitos isolados ou conjugados sobre a movimentação dos dentes e conseqüente alteração do posicionamento dental.

c) Fator desinclusão:

As médias das distâncias transversais e ântero-posteriores (Tabelas 9, 10, 11 e 12 e Figuras 18, 19, 20 e 21) foram sem diferença estatística significativa em todas as interações. Estes resultados também demonstraram o efeito da padronização na técnica de montagem dos dentes, quando a comparação foi feita entre os tempos para desinclusão, na condição antes da polimerização para ambos tipos de prensagem.

Existe a recomendação que o esfriamento da mufla deve ser o mais lento possível a partir da água aquecida usada no ciclo de polimerização, por uma noite toda, para evitar a distorção da resina acrílica (CARVALHO,

1972), assim como literatura mostrou que a prótese esfriada lentamente na água de polimerização exibia alteração dimensional linear de 0,45%, enquanto a esfriada rapidamente, a contração resultante era de 0,55% (YEUNG *et al.*, 1995).

Em nosso trabalho, na condição após polimerização, o fator tempo para desinclusão, independente dos demais fatores, promoveu similar alteração dimensional nas distâncias entre os dentes. Provavelmente, o tempo de esfriamento em água, cerca de 5 horas, foi suficiente para amenizar os efeitos da contração térmica entre resina acrílica e gesso de inclusão.

Nas condições deste estudo, o esfriamento adicional em bancada por 3 horas somente teria atuado sobre pequena quantidade de tensões residuais, remanescente do esfriamento em água. Quando liberadas pelo tempo de espera adicional, essas tensões, se existentes, não foram suficientes para estabelecer valores de alteração dimensional com diferença estatística significativa, quando comparados com os obtidos após esfriamento em água, o que demonstra novamente o complexo efeito das variáveis envolvidas no processo, principalmente, quando a polimerização é um dos fatores da interação.

Este estudo permite depreender, de modo geral, que a desinclusão após esfriamento em água seria suficiente para liberar as tensões concentradas na prensagem convencional, parte delas anteriormente liberadas no intervalo entre a prensagem final e a colocação da mufla no grampo de pressão. Por outro lado, a maior concentração de tensões promovida pela prensagem RS requer a combinação dos tempos de esfriamento em água mais bancada por 3 horas, para o completo equilíbrio na liberação das tensões. Assim sendo, o tempo de acréscimo em bancada promoveria alteração dimensional das distâncias ântero-posteriores na prensagem convencional, enquanto somente o

esfriamento em água não seria suficiente para compensar a concentração de tensões imposta na prensagem RS.

Com base nessas considerações, seria possível supor que a movimentação dos dentes mostrada neste estudo não teria significância clínica relevante, principalmente, na prensagem RS que promove menor distorção da base (CONSANI, 2000), conseqüentemente, melhor adaptação aos tecidos de suporte e estabilidade funcional. A remontagem no articulador para efetuar o ajuste oclusal em laboratório e o ajuste oclusal clínico seriam procedimentos indicados para a recuperação das condições de oclusão estabelecidas por ocasião da montagem dos dentes, isto é, antes da polimerização da resina acrílica.

7 CONCLUSÃO

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

a) Fator polimerização:

1- Os valores para as distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M antes e após polimerização foram sem diferença estatística significativa com ambas interações prensagem e desinclusão.

2- Não houve diferença estatística significativa nos valores das distâncias ântero-posteriores ID-MD e IE-ME na prensagem convencional com desinclusão após esfriamento em água e na prensagem RS com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

3- Houve diferença estatística significativa nos valores das distâncias ID-MD e IE-ME na prensagem convencional com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas e prensagem RS com desinclusão após esfriamento em água.

b) Fator prensagem:

1- Os valores para as distâncias I-I, PM-PM e M-M nas prensagens convencional e RS foram sem diferença estatística significativa com ambas interações polimerização e desinclusão.

2- Não houve diferença estatística significativa nas distâncias ID-MD e IE-ME antes da polimerização com desinclusão após esfriamento em água; após polimerização com desinclusão após esfriamento em água, e antes

da polimerização com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

3- Houve diferença estatística significativa nos valores das distâncias ID-MD e IE-ME após polimerização com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

c) Fator desinclusão:

1- Os valores para as distâncias I-I, PM-PM e M-M nas desinclusões com esfriamento em água e com água mais bancada por 3 horas foram sem diferença estatística significativa com ambas interações polimerização e prensagem.

2- Não houve diferença estatística significativa nos valores das distâncias ID-MD e IE-ME nas desinclusões com esfriamento em água e com água mais bancada por 3 horas com ambas interações polimerização e prensagem.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

ANUSAVICE, K.J. **Phillips Materiais Dentários**. 10. ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 11, p. 140-160.

ARIOLI FILHO, J.N. *et al.* Influência das resinas acrílicas, técnicas de polimerização e tempo de armazenamento na movimentação dental em prótese total superior. **Revta. PCL**, Curitiba, v. 1, n. 4, p. 303-308, out./dez. 1999.

ATKINSON, H.F.; GRANT, A.A. An investigation into tooth movement during the packing and polymerizing of acrylic resin denture base materials. **Austr. dent. J.**, Sydney, v. 7, n. 2, p. 101-108, Apr. 1962.

BAEMMERT, R. J. *et al.* The effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. **Int. J. Prosthodont.**, London, v. 3, n. 6, p. 528-536, Nov./Dec. 1990.

BARCO, M.T. *et al.* The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures- An in vitro and in vivo study. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 42, n. 1, p. 17-22, July. 1979.

* Baseado na NBR-6023, de agosto de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos periódicos de conformidade com o “World List of Scientific Periodicals”.

BARNABÉ, W. **Processamento de próteses totais. Influência de quatro técnicas na alteração da posição dos dentes artificiais.** Bauru, 2000. 104 p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

BECKER, C.M.; SMITH, D.E.; NICHOLLS, B.E. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 37, n. 4, p. 451-459, Apr. 1977.

CARVALHO, J.C.M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. **Revta. Fac. Odontol.**, 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.**, Washington, v. 4, n. 1, p. 20-24, Apr. 1988.

COMPAGNONI, M.A. *et al.* Influência da remontagem na alteração da dimensão vertical de oclusão em próteses totais. **Revta. Pós-Grad. Fac. Odontol.**, São José dos Campos, v. 4, n. 2, p. 65-70, maio/ago. 2001.

CONSANI, R.L.X. **Efeito do dispositivo RS de contenção, sobre a alteração dimensional das bases de prótese total superior.** Piracicaba, 2000. 111 p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas.

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

CONSANI, R.L.X. *et al.* Efeito do tempo pós-prensagem da resina acrílica na alteração dimensional da base de prótese total. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 15, n. 2, p. 112-118, abr./jun. 2001.

CONSANI, R.L.X. *et al.* Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 13, n. 1, p. 57-60, jan./abr. 2002.

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

CORRÊA, G.A. *et al.* **Prótese total híbrida**. São Paulo: Santos, 1996. cap. 7, p. 89-103.

DOMITTI, S.S. **Sistematização do ensino integrado da prótese total**. São Paulo: Santos, 1990. cap. 21, p. 147-161.

FIRTELL, D.N.; GREEN, A.J.; ELAHI, J.M. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 45, n. 6, p. 598-601, June. 1981.

GARFUNKEL, E. Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack-and-press technique. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 6, p. 757-761, Dec. 1983.

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

GOMES, T.; MORI, M.; CORRÊA, G.A. **Atlas de caracterização em prótese total e prótese parcial removível**. São Paulo: Santos, 1998. cap. 5, p. 31-36.

GRANT, A.A. Effect of the investment procedure on tooth movement. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 12, n. 6, p. 1053-1058, Nov./Dec. 1962.

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

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

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

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

LAM, R.V. Disorientation of the tooth to cast relationship as a result of flasking procedures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 15, n. 4, p. 651-661, Jul./Aug. 1965.

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

LECHNER, S.K.; THOMAS, G.A. Changes caused by processing complete mandibular dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 72, n. 6, p. 606-613, Dec. 1994.

LERNER, H.; PFEIFFER, K.R. Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 14, n. 2, p. 294-297, Mar./Apr. 1964.

MAHLER, D.B. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 1, n. 5, p. 551-559, Sept. 1951.

MAINIERI, E.T.; BOONE, M.E.; POTTER, R.H. Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 44, n. 4, p. 368-373, Oct. 1980.

NELSON, M.W.; KOTWAL, K.R.; SEVEDGE, S.R. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 65, n. 2, p. 306-308, Oct. 1991.

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

NOGUEIRA, S.S.; OGLE, R.E.; DAVIS, E.L. Comparison of accuracy between compression-and injection-molded complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 82, n. 3, p. 291-300, Sept. 1999.

PAFFENBARGER, G.C.; WOELFEL, J.B.; SWEENEY, W.T. Resins and techniques used in constructing dentures. **Dent. Clin. N. Am.**, St. Louis, v. 9, p. 251-262. 1965.

PERLOWSKI, S.A. Investment changes during flasking as a factor of complete denture malocclusion. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 3, n. 4, p. 497-499, July. 1953.

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

PEYTON, F.A.; ANTHONY, D.H. Evaluation of dentures processed by different techniques. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 13, n. 2, p. 269-282, Mar./Apr. 1963.

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

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

RIZZATI-BARBOSA, C.M.; DALLARI, A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. **Revta. Gaúcha Odontol.**, Porto Alegre, n. 44, n. 2, p. 83-86, mar./abr. 1996.

RUSSI, S. *et al.* Dimensão vertical de bases de dentaduras completas. **Revta. Gaúcha Odontol.**, Porto Alegre, n. 44, n. 2, p. 99-101, mar./abr. 1996.

SALIM, S.; SADAMORI, S.; HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 6, p. 879-881, Jun. 1992.

SHIPPEE, R.W. Control of increased vertical dimension of compression-molded dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 11, n. 6, p. 1080-1085, Nov./Dec. 1961.

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

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

STECK, N.S. Measurements of vertical dimension of processed dentures. **J. dent. Res.**, Washington, v. 29, n. 5, p. 616-621, Oct. 1950.

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

TURANO, J.C.; TURANO, L.M. **Fundamentos de prótese total**. 3. ed. Rio de Janeiro: Quintessence, 1993. cap. 18, p. 353-373.

WINKLER, S. *et al.* Processing changes in complete dentures constructed from pour resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 82, n. 1, p. 349-353, Jan. 1971.

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

WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 70, n. 5, p. 1170-1188, May 1965.

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

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

YEUNG, K.C.; CHOW, T.W.; CLARK, R.K.F. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. **J. Dent.**, Cambridge, v. 23, n. 4, p. 245-253, Oct./Dec. 1995.

ZAKHARI, K.N. Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 36, n. 5, p. 501-509, Nov. 1976.

1. Resultados originais das médias, em milímetros.

Quadro I - Prensagem convencional / antes da polimerização / esfriamento em água.

	I – I	PM - PM	M - M	ID – MD	IE - ME
1	7,23	39,95	52,25	37,25	39,87
2	6,58	39,77	53,96	37,31	34,09
3	6,81	40,06	51,68	38,41	33,98
4	7,53	39,72	53,53	37,44	33,41
5	6,60	40,50	52,85	38,02	32,87
6	6,93	39,68	53,54	37,38	34,44
7	7,04	39,89	53,40	38,40	35,07
8	7,41	40,65	53,20	38,00	33,76
9	6,96	39,05	52,15	37,29	35,75
10	6,96	39,79	54,00	37,80	36,10
MÉDIA	7,00	39,90	53,05	37,64	34,93

Quadro II - Prensagem convencional / após polimerização / esfriamento em água.

	I – I	PM - PM	M - M	ID – MD	IE - ME
1	7,55	39,85	52,62	36,68	35,85
2	7,11	39,97	53,27	35,76	36,09
3	7,51	39,69	51,55	36,90	35,75
4	7,29	39,14	53,31	36,70	36,43
5	6,95	39,62	52,91	37,58	34,55
6	6,52	39,69	53,86	39,60	33,03
7	7,44	40,30	52,01	38,04	34,54
8	7,56	40,00	53,11	39,08	33,90
9	7,24	39,61	52,25	36,16	36,79
10	7,17	39,82	53,55	36,70	35,07
MÉDIA	7,23	39,76	52,84	37,32	35,20

Quadro III - Prensagem convencional / antes da polimerização / esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

	I – I	PM – PM	M - M	ID – MD	IE - ME
1	7,53	39,80	52,94	37,80	34,26
2	6,99	40,04	53,26	36,94	34,74
3	7,46	39,81	51,52	37,43	35,26
4	7,22	39,35	53,67	37,54	35,52
5	6,91	39,73	53,09	37,82	34,20
6	6,52	40,12	54,41	38,91	34,10
7	7,45	40,43	52,27	37,98	34,62
8	7,54	40,27	53,63	38,94	34,08
9	7,35	39,47	52,00	39,04	34,15
10	7,17	39,91	53,45	38,13	33,70
MÉDIA	7,21	39,89	53,02	38,05	34,46

Quadro IV - Prensagem convencional / após polimerização / esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

	I – I	PM - PM	M - M	ID – MD	IE - ME
1	7,42	39,98	52,33	35,27	37,40
2	6,57	39,28	53,87	37,37	35,40
3	7,57	39,82	53,53	35,45	37,57
4	6,91	40,13	51,29	36,57	36,29
5	6,67	40,31	52,66	37,24	32,93
6	6,97	39,61	53,50	36,53	34,58
7	7,08	39,79	53,30	37,57	35,02
8	7,42	40,42	52,95	38,32	34,07
9	7,03	38,95	52,06	36,43	35,99
10	7,00	39,64	53,74	37,52	36,42
MÉDIA	7,06	39,79	52,92	36,82	35,56

Quadro V - Prensagem RS / antes da polimerização / esfriamento em água.

	I – I	PM - PM	M - M	ID – MD	IE - ME
1	6,64	39,96	53,50	34,87	34,09
2	7,11	40,09	53,15	38,80	34,10
3	7,38	39,33	52,85	37,54	34,79
4	7,04	40,01	54,19	36,86	35,03
5	7,30	40,47	52,61	37,54	35,11
6	7,06	39,35	53,08	36,32	35,96
7	7,39	40,03	52,91	37,70	34,84
8	7,54	39,43	53,80	36,32	35,06
9	7,37	40,23	53,46	37,74	35,78
10	6,69	40,26	53,61	36,72	35,83
MÉDIA	7,15	39,91	53,31	37,04	35,00

Quadro VI - Prensagem RS / após polimerização / esfriamento em água.

	I – I	PM - PM	M - M	ID – MD	IE - ME
1	6,64	39,83	52,89	38,19	34,26
2	7,12	40,15	53,79	37,86	34,68
3	7,32	38,91	52,41	38,90	32,47
4	7,32	39,91	52,56	38,80	33,90
5	7,27	40,26	52,44	37,97	34,08
6	7,04	39,75	54,03	38,52	33,99
7	7,37	39,76	52,75	38,07	33,84
8	7,51	39,20	53,52	37,24	33,71
9	7,36	40,12	53,23	37,62	35,62
10	6,84	40,13	53,42	37,27	35,20
MÉDIA	7,17	39,80	53,10	38,04	34,17

Quadro VII - Prensagem RS / antes da polimerização / esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

	I – I	PM - PM	M - M	ID – MD	IE - ME
1	6,91	39,25	53,62	37,72	32,67
2	7,14	39,39	54,02	36,94	34,65
3	7,36	39,85	53,07	37,25	34,65
4	6,96	39,42	52,68	37,52	33,72
5	7,50	40,83	54,47	37,31	34,55
6	7,34	40,41	53,27	38,21	33,45
7	7,16	40,22	52,94	37,09	35,46
8	7,46	40,17	53,08	37,97	35,14
9	7,44	41,04	53,53	37,14	34,95
10	6,92	40,76	54,64	37,58	35,06
MÉDIA	7,21	40,13	53,53	37,47	34,42

Quadro VIII - Prensagem RS / após polimerização / esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

	I – I	PM - PM	M - M	ID – MD	IE - ME
1	6,94	39,02	53,21	37,35	32,80
2	7,20	39,22	53,85	36,88	34,19
3	7,39	39,72	52,80	37,64	35,12
4	7,03	39,27	52,36	37,82	34,49
5	7,59	40,58	54,08	38,15	34,66
6	7,33	40,21	52,88	38,24	33,92
7	7,20	40,10	52,75	37,84	34,38
8	7,47	40,44	52,62	37,96	34,56
9	7,46	40,66	53,06	37,55	33,32
10	7,16	40,39	54,11	37,79	33,55
MÉDIA	7,27	39,96	53,17	37,70	34,09

2- Análise estatística

CÓDIGO DO PROJETO: TESE
RESPONSÁVEL: RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI
DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: PONTOS I-I
OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS
NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	PRENSAG
B	TEMPO
C	TRATAM

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
PRENSAG	1	0.1200565	0.1200565	1.4207	0.23535
TEMPO	1	0.0335513	0.0335513	0.3970	0.53770
TRATAM	1	0.0519517	0.0519517	0.6148	0.55845
PRE x TEM	1	0.0001134	0.0001134	0.0013	0.96969
PRE x TRA	1	0.0199134	0.0199134	0.2357	0.63438
TEM x TRA	1	0.1514460	0.1514460	1.7922	0.18169
PRE x TEM x TRA	1	0.2100580	0.2100580	2.4858	0.11533
RESÍDUO	72	6.0841910	0.0845027		
TOTAL	79	6.6712813			

MÉDIA GERAL = 7.168000

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 4.055%

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%
1	2	APÓS	10	7.234000	7.234000	a	A
2	1	ANTES	10	7.005000	7.005000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTES	10	7.214000	7.214000	a	A
2	2	APÓS	10	7.064000	7.064000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	APÓS	10	7.178999	7.178999	a	A
2	1	ANTES	10	7.152000	7.152000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	APÓS	10	7.277000	7.277000	a	A
2	1	ANTES	10	7.218999	7.218999	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.25932 D.M.S. 1% = 0.34398

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ANTES DO FATOR TEMPO E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	7.152000	7.152000	a	A
2	1	CON	10	7.005000	7.005000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE APÓS DO FATOR TEMPO E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	CON	10	7.234000	7.234000	a	A
2	2	RS	10	7.178999	7.178999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ANTES DO FATOR TEMPO E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	7.218999	7.218999	a	A
2	1	CON	10	7.214000	7.214000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE APÓS DO FATOR TEMPO E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	7.277000	7.277000	a	A
2	1	CON	10	7.064000	7.064000	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.25932

D.M.S. 1% = 0.34398

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	7.214000	7.214000	a	A
2	1	ÁGUA	10	7.005000	7.005000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ÁGUA	10	7.234000	7.234000	a	A
2	2	ÁGUA + 3H	10	7.064000	7.064000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	7.218999	7.218999	a	A
2	1	ÁGUA	10	7.152000	7.152000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEN	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	7.277000	7.277000	a	A
2	1	ÁGUA	10	7.178999	7.178999	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.25932

D.M.S. 1% = 0.34398

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: PONTOS PM-PM

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	PRENSAG
B	TRATAM
C	TEMPO

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
PRENSAG	1	0.2599549	0.2599549	1.1910	0.27836
TRATAM	1	0.1927463	0.1927463	0.8831	0.64716
TEMPO	1	0.3477765	0.3477765	1.5933	0.20834
PRE x TRA	1	0.1628823	0.1628823	0.7462	0.60521
PRE x TEM	1	-0.0014416	0.0000000	0.0000	1.00000
TEM x TRA	1	-0.0039610	0.0000000	0.0000	1.00000
PRE x TEM x TRA	1	0.0160849	0.0160849	0.0737	0.78314
RESÍDUO	72	15.7153163	0.2182683		
TOTAL	79	16.6893587			

MÉDIA GERAL = 39.896751

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 1.173%

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	39.769000	39.769000	a	A
1	1	ANTES	10	39.906000	39.906000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	39.792999	39.792999	a	A
1	1	ANTES	10	39.892999	39.892999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	39.802002	39.802002	a	A
1	1	ANTES	10	39.916000	39.916000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	39.961005	39.961005	a	A
1	1	ANTES	10	40.134000	40.134000	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.41677

D.M.S. 1% = 0.55284

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA DO FATOR TRATAM E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	39.916000	39.916000	a	A
2	1	CON	10	39.906000	39.906000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA DO FATOR TRATAM E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	39.802002	39.802002	a	A
2	1	CON	10	39.769000	39.769000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	40.134000	40.134000	a	A
2	1	CON	10	39.892999	39.892999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	39.961005	39.961005	a	A
2	1	CON	10	39.792999	39.792999	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.41677 D.M.S. 1% = 0.55284

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ÁGUA	10	39.906000	39.906000	a	A
2	2	ÁGUA + 3H	10	39.892999	39.892999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	39.792999	39.792999	a	A
2	1	ÁGUA	10	39.769000	39.769000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	40.134000	40.134000	a	A
2	1	ÁGUA	10	39.916000	39.916000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	39.961005	39.961005	a	A
2	1	ÁGUA	10	39.802002	39.802002	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.41677 D.M.S. 1% = 0.55284

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: PONTOS M-M

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	PRENSAG
B	TRATAM
C	TEMPO

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
PRENSAG	1	2.0213566	2.0213566	4.0259	0.04580
TRATAM	1	0.1199241	0.1199241	0.2389	0.62215
TEMPO	1	0.9620039	0.9620039	1.9160	0.16713
PRE x TRA	1	0.0872329	0.0872329	0.1737	0.68129
PRE x TEM	1	0.1008710	0.1008710	0.2009	0.65977
TEM x TRA	1	0.0187331	0.0187331	0.0373	0.84162
PRE x TEM x TRA	1	0.0668271	0.0668271	0.1331	0.71719
RESÍDUO	72	36.1503892	0.5020887		
TOTAL	79	39.5273379			

MÉDIA GERAL = 53.121376

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 1.334%

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	52.844000	52.844000	a	A
1	1	ANTES	10	53.056000	53.056000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	52.922998	52.922998	a	A
1	1	ANTES	10	53.023999	53.023999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	53.103998	53.103998	a	A
1	1	ANTES	10	53.315997	53.315997	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	53.171997	53.171997	a	A
1	1	ANTES	10	53.531995	53.531995	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.63211 D.M.S. 1% = 0.83848

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA DO FATOR TRATAM E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	53.315997	53.315997	a	A
2	1	CON	10	53.056000	53.056000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA DO FATOR TRATAM E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	53.103998	53.103998	a	A
2	1	CON	10	52.844000	52.844000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	53.531995	53.531995	a	A
2	1	CON	10	53.023999	53.023999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	53.171997	53.171997	a	A
2	1	CON	10	52.922998	52.922998	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.63211 D.M.S. 1% = 0.83848

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ÁGUA	10	53.056000	53.056000	a	A
2	2	ÁGUA + 3H	10	53.023999	53.023999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	52.922998	52.922998	a	A
2	1	ÁGUA	10	52.844000	52.844000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	53.531995	53.531955	a	A
2	1	ÁGUA	10	53.315997	53.315997	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	53.171997	53.171997	a	A
2	1	ÁGUA	10	53.103998	53.103998	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.63211

D.M.S. 1% = 0.83848

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: PONTOS ID-MD

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	PRENSAG
B	TRATAM
C	TEMPO

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
PRENSAG	1	0.5943104	0.5943104	0.5744	0.54256
TRATAM	1	0.1023146	0.1023146	0.0989	0.75244
TEMPO	1	2.6323253	2.6323253	2.5440	0.11116
PRE x TRA	1	6.8660408	6.8660408	6.6356	0.01162
PRE x TEM	1	15.7718955	15.7718955	15.2425	0.00043
TEM x TRA	1	1.0160090	1.0160090	0.9819	0.67402
PRE x TEM x TRA	1	1.2652713	1.2622713	1.2228	0.27185
RESÍDUO	72	74.5006138	1.0347307		
TOTAL	79	102.7487808			

MÉDIA GERAL = 37.784374

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 2.692%

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	37.320004	37.320004	a	A
1	1	ANTES	10	37.645001	37.645001	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	36.826999	36.826999	a	A
1	1	ANTES	10	38.053003	38.053003	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	38.043997	38.043997	b	A
1	1	ANTES	10	37.041003	37.041003	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	APÓS	10	37.702000	37.702000	a	A
1	1	ANTES	10	37.473004	37.473004	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.63211

D.M.S. 1% = 0.83848

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA DO FATOR TRATAM E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	RS	10	37.041003	37.041003	a	A
1	1	CON	10	37.645001	37.645001	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA DO FATOR TRATAM E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	38.043997	38.043997	a	A
2	1	CON	10	37.320004	37.320004	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	37.473004	37.473004	a	A
2	1	CON	10	38.053003	38.053003	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	37.702000	37.702000	a	A
2	1	CON	10	36.826999	36.826999	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.63211 D.M.S. 1% = 0.83848

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ÁGUA	10	37.645001	37.645001	a	A
2	2	ÁGUA + 3H	10	38.053003	38.053003	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	38.222000	38.222000	a	A
2	1	ÁGUA	10	37.320004	37.320004	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	37.473004	37.473004	a	A
2	1	ÁGUA	10	37.041003	37.041003	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	ÁGUA + 3H	10	37.702000	37.702000	a	A
2	1	ÁGUA	10	38.043997	38.043997	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.63211

D.M.S. 1% = 0.83848

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: PONTOS IE-ME

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	PRENSAG
B	TRATAM
C	TEMPO

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
PRENSAG	1	3.8293175	3.8293175	2.7724	0.09636
TRATAM	1	2.6576730	2.6576730	1.9242	0.16622
TEMPO	1	0.3030871	0.3030871	0.2194	0.64596
PRE x TRA	1	1.9594042	1.9594042	1.4186	0.23571
PRE x TEM	1	13.0846502	13.0846502	9.4733	0.00328
TEM x TRA	1	5.2103068	5.2103068	3.7723	0.05297
PRE x TEM x TRA	1	0.1633398	0.1633398	0.1183	0.73177
RESÍDUO	72	99.4475629	1.3812162		
TOTAL	79	126.6553415			

MÉDIA GERAL = 34.822124

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 3.375%

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	APÓS	10	35.200000	35.200000	a	A
2	1	ANTES	10	34.934003	34.934003	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	APÓS	10	35.566998	35.566998	a	A
2	1	ANTES	10	34.462997	34.462997	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTES	10	35.008997	35.008997	a	A
2	2	APÓS	10	34.175000	34.175000	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTES	10	34.429999	34.429999	a	A
2	2	APÓS	10	34.099009	34.099009	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 0.04842 D.M.S. 1% = 1.39070

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA DO FATOR TRATAM E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	RS	10	35.008997	35.008997	a	A
2	1	CON	10	34.934003	34.934003	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA DO FATOR TRATAM E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	CON	10	35.200000	35.200000	a	A
2	2	RS	10	34.175000	34.175000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	CON	10	34.462997	34.462997	a	A
2	2	RS	10	34.429999	34.429999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE PRENSAG
DENTRO DE ÁGUA + 3H DO FATOR TRATAM E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	CON	10	35.566998	35.566998	a	A
2	2	RS	10	34.099002	34.099002	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 1.04842 D.M.S. 1% = 1.39070

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	2	ÁGUA + 3H	10	34.462997	34.462997	a	A
1	1	ÁGUA	10	34.934003	35.200000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE CONVENCIONAL DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
2	1	ÁGUA	10	35.200000	35.200000	a	A
1	2	ÁGUA + 3H	10	35.566998	35.566998	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E ANTES DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ÁGUA	10	35.008970	35.008970	a	A
2	2	ÁGUA + 3 H	10	34.429999	34.429999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAM
DENTRO DE RS DO FATOR PRENSAG E APÓS DO FATOR TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ÁGUA	10	34.175000	34.175000	a	A
2	2	ÁGUA + 3 H	10	34.099002	34.099002	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI EM NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO.

D.M.S. 5% = 1.04842

D.M.S. 1% = 1.39070