



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



Noéli Boscato
Cirurgiã-Dentista

MOVIMENTAÇÃO DENTAL LINEAR EM PRÓTESE TOTAL SUPERIOR EM FUNÇÃO DOS MATERIAIS DE INCLUSÃO E MÉTODOS DE POLIMERIZAÇÃO

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do
Título de Mestre em Clínica Odontológica –
Área de Concentração: Prótese Dental

Piracicaba
2002

Noéli Boscato
Cirurgiã-Dentista

**MOVIMENTAÇÃO DENTAL LINEAR EM
PRÓTESE TOTAL SUPERIOR EM FUNÇÃO
DOS MATERIAIS DE INCLUSÃO E
MÉTODOS DE POLIMERIZAÇÃO**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do
Título de Mestre em Clínica Odontológica –
Área de Concentração: Prótese Dental

Orientador: Prof. Dr. Saide Sarekis Domitti
Co-orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

Piracicaba
2002

Ficha Catalográfica

Folha de Aprovação

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Nelcidor e Nelsi, pelo carinho, estímulo e exemplos marcantes em minha vida.

Aos meus irmãos Neuri e Roger, à minha cunhada Soraia e ao meu sobrinho Nicholas pelo sorriso nos momentos em que mais precisei, pelo carinho, compreensão e zelo pelo meu bem estar.

Ao meu marido Marco Antônio, vários sentimentos são capazes de iluminar uma vida, somente atitudes são capazes de propagá-los, suas atitudes tornam desnecessárias palavras. Obrigado pelo seu carinho e amor.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Grande Mestre Deus, pelo milagre da vida. Agradeço pela minha existência e pela proteção de todas as coisas, as quais minha alma ainda despreparada não consegue enxergar.

Ao Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, ilustre mestre, de quem a orientação científica, o apoio e amizade tornaram possível a realização deste trabalho. Jamais me esquecerei quem primeiro as mãos me estendeu.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, sempre demonstrando paciência e humanidade e do qual a experiência científica e as sugestões foram indispensáveis na elaboração deste estudo.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, representada pela Direção, Coordenadoria de Pós-Graduação e Sub-Coordenadoria de Clínica Odontológica, pela oportunidade de expandir meus conhecimentos cursando Pós-Graduação em nível de Mestrado.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita professor da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pelos ensinamentos sempre oportunos indispensáveis à minha formação acadêmica.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP pelos conhecimentos transmitidos, fundamentais à minha formação.

Ao Prof. Dr. Álvaro Della Bona e a Prof. Dra. Solange Junqueira Dietrich, professores da Faculdade de Odontologia de Passo Fundo pela amizade, incentivo à minha formação profissional e por me iniciarem na pesquisa odontológica.

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

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

À Bibliotecária da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, Heloisa Maria Ceccotti, pelo auxílio na formatação desta tese..

À Cleide Fernandes e Otávio Roberto Viana Pereira, Técnicos do Laboratório de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela disponibilidade e presteza em todos os momentos.

Ao colega de mestrado Ricardo Teixeira Abreu pela disponibilidade em me transmitir seus conhecimentos em informática.

Ao Engenheiro Marcos Blanco Cangiani, Técnico da Área Materiais Dentários Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP sempre solícito em resolver questões técnicas.

Aos meus amigos Denise, Suzana e Grace pela amizade e carinho que recebi, pude transformar esta etapa em inúmeros e inesquecíveis momentos. Algumas palavras ditas por vocês nos momentos mais difíceis pareciam ser as únicas a me consolar.

Aos colegas Alessandra, Daniela, Laís, Alexandre, Rodrigo, Cláudio, Guilherme, Margarete, Emilena, Silvia, Samira, Andréia, Rosena, Joane, Edwin e Marco Antônio pela harmoniosa e gratificante convivência em todos os momentos. Em especial aos colegas Ricardo, Giuliana, Luiz Augusto,

Juliana, Maurício e Rafael de quem estive mais próxima dando início a uma valiosa amizade.

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	2
1 INTRODUÇÃO	3
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	7
3 PROPOSIÇÃO	51
4 MATERIAIS E MÉTODO	53
4.1 Materiais	53
4.2 Método	53
4.2.1 Confecção da prótese total superior	53
4.2.1.1 Preparo dos modelos de gesso	53
4.2.1.2 Confecção das bases de prova	54
4.2.1.3 Montagem dos dentes	55
4.2.1.4 Confecção dos pontos referenciais para medição dos deslocamentos dentais	58
4.2.1.5 Mensuração das distâncias entre os pontos referenciais antes da polimerização da resina	59
4.2.1.6 Inclusão do conjunto modelo-base de cera com dentes	59
4.2.1.6.1 Confecção das muralhas de silicone e gesso pedra sobre os dentes	60

4.2.1.7 Polimerização	61
4.2.1.7.1 Polimerização convencional	61
4.2.1.7.2 Polimerização através da energia de microondas	62
4.2.1.8 Abertura da mufla e remoção do modelo	66
4.2.1.9 Mensuração das distâncias entre os pontos referenciais após a polimerização da resina.	66
4.3 Tratamento Estatístico	66
5 RESULTADOS	67
6 DISCUSSÃO	73
7 CONCLUSÃO	81
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83
APÊNDICE	91

RESUMO

Este estudo avaliou a movimentação dental linear em prótese total superior em função dos procedimentos de inclusão e polimerização. Quarenta conjuntos modelo-base de prova de cera, com dentes artificiais, foram separados aleatoriamente em quatro grupos de dez elementos, recebendo os seguintes tratamentos experimentais: **Grupo 1-** Inclusão em muflas metálicas, com muralha de silicone e polimerização convencional em água (74°C durante 9 horas) usando resina acrílica termicamente ativada Clássico. **Grupo 2-** Inclusão em muflas metálicas, com muralha de gesso-pedra e polimerização convencional em água (74°C durante 9 horas) usando resina acrílica termicamente ativada Clássico. **Grupo 3-** Inclusão em muflas de fibra de vidro, com muralha de silicone e polimerização através da energia de microondas usando a resina termicamente ativada especial para microondas Vipi Wave em ciclo de 20 minutos a 10% mais 5 minutos a 30% da potência do forno de microondas de 1400 W. **Grupo 4-** Inclusão em muflas de fibra de vidro, com muralha de gesso pedra e polimerização através da energia de microondas usando a resina termicamente ativada especial para microondas Vipi Wave em ciclo de 20 minutos a 10% mais 5 minutos a 30% da potência do forno de microondas de 1400 W. 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 foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância. Não houve diferença estatística significativa nas distâncias lineares entre dentes nos quatro grupos experimentais, tanto para o fator inclusão quanto para o fator polimerização.

ABSTRACT

This study evaluated the relationship between artificial tooth movement with the procedures of inclusion and polymerization of complete dentures bases. Forty stone cast-wax plate base sets with teeth were randomly assigned in 4 groups of 10 elements receiving the following experimental treatments: Group 1- Inclusion with silicone in metallic flasks and polymerization conventional in water at 74°C for 9 hours, using Clássico heat-cured acrylic resin. Group 2- Inclusion with gypsum in metallic flasks and polymerization conventional in water at 74° C for 9 hours, using Clássico heat-cured acrylic resin. Group 3- Inclusion with silicone in glass fiber flasks and polymerization by microwave energy using Vipi Wave heat-cured acrylic resin for 20 minutes at 10 W and 5 minutes at 30 W. Group 4- Inclusion with gypsum in glass fiber flasks and polymerization by microwave energy using Vipi Wave heat-cured acrylic resin for 20 minutes at 10 W and 5 minutes at 30 W. The I-I, PM-PM, M-M, ID-MD and IE-ME distances were determined before and after denture base polymerization with a linear comparator microscope (Olympus), with tolerance of 0.0005 mm. The data were submitted to ANOVA and Tukey's test at 5% of significance level. No statistically significant difference among the teeth linnea distances was observed in the four experimental groups, in both inclusion and polymerization factors.

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação por meio da prótese total busca restabelecer a harmonia entre oclusão dentária e o sistema estomatognático pela substituição dos arcos dentários perdidos e está intimamente ligada ao restabelecimento da saúde geral e do bem estar do paciente. Esta prótese é constituída de dentes artificiais montados em uma base, confeccionada em resina acrílica onde o correto posicionamento dos dentes artificiais é de fundamental importância para estabelecer harmonia do aparelho protético com o sistema estomatognático do paciente desdentado e, conseqüentemente, devolver função, estética, fonética e eficiência mastigatória.

Os tecidos moles que recobrem os maxilares podem se adaptar as alterações dimensionais decorrentes de pequenas alterações de oclusão, o que possibilitaria ao paciente o uso da prótese. Porém, esses desajustes oclusais são nocivos ao sistema estomatognático e devem ser corrigidos adequadamente. No entanto, em muitos casos o ajuste causa alteração da anatomia oclusal dos dentes, além de exigir maior tempo clínico do profissional (JAMANI & ABUZAR, 1998). O ideal seria não haver necessidade de tal procedimento para não modificar a estrutura dos dentes. O ajuste oclusal implica no desgaste de camadas superficiais dos dentes artificiais da prótese total, tornando-os menos resistentes à abrasão.

A remontagem das próteses no articulador evidencia o desajuste que ocorre freqüentemente após a polimerização. Ajustes oclusais e desgastes seletivos normalmente

resolvem o desequilíbrio em cêntrica dos dentes posteriores, mas dificilmente devolvem o relacionamento cêntrico e protusivo dos incisivos (SOUZA, 1987).

A precisão dimensional da base da prótese total, responsável pela estabilidade, retenção e distribuição de forças para os rebordos maxilar e mandibular, é de primordial importância para se obter boa adaptação sem ocorrer alteração no posicionamento dos dentes. Contudo, na confecção de uma prótese total existem fases clínicas e laboratoriais. O sucesso na realização destas fases está relacionada ao esmero com que os profissionais as executam. Porém na fase laboratorial, devido ao uso de uma série de materiais, ocorre um somatório de alterações dimensionais e distorções, resultando algumas vezes em modificações nas posições relativas dos dentes da prótese total e alteração da dimensão vertical, que terão conseqüências na oclusão e nos movimentos mandibulares do paciente. (MUENCH & UETI, 1974).

Falhas técnicas referentes as fases clínicas podem ser evitadas. Entretanto, alterações dimensionais inerentes aos materiais usados na confecção de uma prótese total ainda não foram totalmente solucionadas. Essas alterações ocorridas durante e após a polimerização da resina acrílica ocasionam contatos oclusais modificados, quando comparados com aqueles estabelecidos na fase de montagem dos dentes. Assim sendo, 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).

No intuito de se obter próteses totais com menores alterações dimensionais torna-se necessário estudar a influência de fatores, como polimerização e inclusão, na movimentação dental.

O ciclo de polimerização comumente usado para processamento das bases de próteses totais é o ciclo em água a 74°C durante 9 horas. Esse método necessita de maior tempo, razão pela qual técnicas alternativas de polimerização têm sido estudadas. KIMURA *et al.* (1983) compararam o método de polimerização convencional com o método de polimerização através da energia de microondas e concluíram que as próteses obtidas por esse método de processamento eram adequadas tanto quanto as obtidas pelo método convencional e também economizava tempo.

Por outro lado, o uso de muralha de gesso pedra na inclusão também tem conseqüências relacionados ao tempo e acabamento das próteses no momento da desinclusão. A introdução da muralha de silicone em substituição à de gesso pedra na inclusão tem como vantagem, facilidade de execução e demuflagem. Além disso proporciona fácil acabamento da prótese, uma vez que a mesma pode ser desincluída sem que o gesso fique aderido à resina acrílica, fato muito comum na técnica tradicional de inclusão com muralha de gesso (ZANI & VIEIRA, 1979). Comparando as técnicas de inclusão com gesso e silicone, TUCKER & FREEMAN (1971) afirmaram haver similaridade na movimentação dental em prótese total em ambas as técnicas.

Portanto, este estudo visa avaliar a movimentação dental linear em próteses totais superiores, associando-se inclusão com muralha de gesso pedra e de silicone com polimerização através da energia de microondas e do método convencional.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

SKINNER, em 1949, comentava que os possíveis excessos entre as duas partes da mufla poderiam produzir alterações na dimensão vertical das próteses totais. Em uma revisão das características físico-químicas das resinas afirmou que estas sofrem contração durante o processo de polimerização, não apenas por causa da polimerização do monômero, mas devido ao aumento da temperatura ocorrido durante o processo de polimerização. Descreveu também, que a contração linear era distinta em diferentes regiões da mesma prótese total não apresentando características uniformes e após a liberação da prótese do modelo de gesso, ocorreria uma liberação de tensões resultando em alterações dimensionais. A contração das resinas era de 0,3% a 0,5% na dimensão linear após o processamento. Explicou que o fenômeno de sorção de água não compensava totalmente as alterações dimensionais oriundas do processamento da resina acrílica. O autor relatou ainda que as resinas sofrem sinérese e embebição e que a expansão provocada pela absorção de água poderia compensar a contração de polimerização.

SWEENEY & TAYLOR, em 1950, apresentaram um método para determinar as alterações dimensionais nos produtos à base de gesso usados na odontologia. Os autores relatam que muitos estudos são realizados sobre a expansão térmica, expansão de presa, resistência e outras propriedades do gesso, mas pouco se sabe sobre alterações dimensionais que ocorrem no gesso durante o processamento,

sendo que este é um importante aspecto, tendo em vista que a precisão final da restauração é dependente em grande parte das alterações dimensionais que ocorrem nos materiais de revestimento.

Em 1951, MAHLER conduzindo um estudo entre dentistas e técnicos de laboratório, revelou que um aumento da dimensão vertical de 0,5 a 1,0 mm poderia ser esperado após a prótese ser polimerizada. Um aumento menor da dimensão vertical poderia ocorrer em poucos casos após o processamento. Aumentos maiores, em torno de 2,0 a 3,0 mm, também poderiam acontecer. Um aumento de dimensão vertical em torno de 1 mm no articulador representaria uma alteração no posicionamento de dentes. 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. 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. Um aumento de dimensão vertical em torno de 1 mm, representaria apenas 0,25 mm de alteração no posicionamento dos dentes. Este autor também estudou o movimento vertical dos dentes causado pela pressão aplicada à resina acrílica durante os processos de inclusão e de cura.. Revelou que o aumento da dimensão vertical em torno de 0,5 a 1,0 mm, indicado pelo pino guia incisal do articulador foi motivado pelo fato da resina acrílica, no fechamento final da mufla, apresentar-se viscosa provocando diferentes vetores de forças sobre a base ainda não polimerizada. A manifestação prática dessa condição desigual de forças é que alguns dentes se movimentam

mais que outros, ocasionando contatos prematuros. Segundo o autor, o aumento de dimensão vertical de um mínimo de 0,6 mm depende da pressão exercida sobre a resina acrílica, durante a prensagem da mufla, e variou dependendo do tipo de gesso utilizado na inclusão. Menores alterações foram observadas quando se usou gesso tipo III ou IV, ao invés de gesso tipo II. 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.

GRUNEWALD *et al.*, em 1952, ressaltaram que as causas do aumento de dimensão vertical ocorridas durante o processamento das próteses totais, eram provocadas principalmente pela utilização incorreta dos gessos durante a inclusão, procedimentos rápidos de prensagem não permitindo o escoamento lento da resina acrílica, excessos de material entre as partes da mufla após o fechamento final, erros na manutenção da pressão sobre as muflas durante a polimerização e o resfriamento. Além disso compararam amostras de resina acrílica feitas pela técnica de injeção e compressão do molde. Segundo os autores, o material utilizado para a confecção de próteses totais deve propiciar uma base que reproduza fielmente o modelo de gesso, ser estável dimensionalmente e possuir propriedades físicas e químicas satisfatórias. Os resultados obtidos demonstram diminuição no tamanho das bases de resina acrílica após a polimerização e remoção do modelo de

gesso, não havendo diferença estatística entre as técnicas. As causas mais comuns no aumento da dimensão vertical de oclusão foram: 1) liberação de tensões produzidas durante o processamento da resina acrílica após a remoção das próteses dos modelos de gesso; 2) excesso de resina acrílica no molde por ocasião da prensagem final; 3) ganho e perda de água da resina acrílica durante o ciclo de polimerização; 4) uma possível polimerização incompleta que possibilitaria uma cura tardia do material ou perda do monômero; 5) a não utilização de prensa com molas durante a polimerização da resina, o que possibilitaria a expansão do gesso.

PERLOWSKI, em 1953, analisou o afastamento do pino incisal produzido pelas alterações oclusais decorrentes dos tipos de materiais utilizados na inclusão das próteses totais em muflas metálicas. 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. 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. O autor acreditava que a expansão e o calor produzido durante a presa do gesso eram suficientes para mover os dentes artificiais e consequentemente cooperar com os desajustes oclusais finais. Os resultados demonstraram que ocorreram deslocamentos dos dentes da prótese durante o procedimento de inclusão, mas o fator mais importante foi adaptação das partes da mufla durante a prensagem da resina acrílica. O autor explicou que as diferenças entre os

afastamentos do pino incisal antes e após a remoção das próteses totais dos modelos de gessos foram causadas pela liberação das tensões produzidas na base de resina acrílica durante a prensagem e polimerização.

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

De acordo com WOELFEL & PAFFENBARGER, em 1959, as alterações dimensionais que ocorrem durante a fabricação das dentaduras de resinas acrílicas são devidas às propriedades físicas e aos procedimentos de inclusão. A quantidade linear do processo de contração que ocorre na extensão de molar a molar é usualmente de 0,3mm. Segundo os autores, contração de 0,5 mm na região posterior não causa desconforto ou falta de adaptação, mas se for aumentada para 0,9 mm a prótese não se adapta adequadamente aos tecidos de suporte. As mudanças dimensionais que ocorrem na clínica deve-se principalmente à absorção de água pela resina. A expansão pela absorção de água embora

pequena, é usualmente menor que 0,2 mm, compensando em parte a contração na cura. Neste estudo 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.

Em 1960, WOELFEL *et al.*, investigaram a alteração dimensional de 12 materiais utilizados para base de dentadura e 4 tipos de próteses totais: superiores espessas e finas e inferiores espessas e finas. Os autores concluíram que todas as dentaduras apresentam distorção sendo que as dentaduras finas contraem 2 vezes mais que as espessas, assim como dentaduras inferiores distorcem mais que as superiores. Relataram que há distorção da base pela liberação de tensões induzidas pelos diferentes coeficientes de expansão térmica entre o modelo de gesso e a resina acrílica. A maior distorção ocorre na região posterior e quando a prótese é removida do modelo de gesso. Segundo os autores, a

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

Utilizando uma muralha de borracha, de silicone de moldagem na inclusão de prótese totais MARCROFT *et al.*, em 1961, avaliaram o desempenho dessa muralha. Esse processo permitiu a obtenção de superfícies de acrílico mais limpas e com melhor reprodutibilidade de detalhes, minimizando o tempo gasto no acabamento e polimento, quando comparado ao método tradicional de inclusão em gesso. Além de produzir próteses livres de gesso, a técnica de inclusão com muralha de silicone demonstrou melhores resultados com relação ao relacionamento oclusal dos dentes. Os resultados das alterações oclusais foram comparados com a técnica de inclusão em gesso tipo II (comum) e com a de inclusão em molde total de borracha de silicone.

SHIPPEE, em 1961, estudou as possíveis modificações nos métodos de inclusão em muflas metálicas objetivando diminuir as alterações na dimensão vertical que aconteciam após o processamento da resina acrílica. Os resultados mostraram que um aumento da dimensão vertical das próteses totais poderiam ser reduzidos se os excessos de resina acrílica fossem removidos antes do fechamento final da mufla. Segundo o autor, as maiores alterações dimensionais da base de resina acrílica ocorrem após a remoção da prótese total do modelo de gesso.

MARTINS & GALVÃO, em 1962, avaliaram adaptação de próteses totais à mucosa oral e aumento da dimensão vertical previamente estabelecidos em função de alterações dimensionais de próteses totais confeccionadas com resina acrílica. Essas mudanças ocorrem na base da prótese devido alterações na resina acrílica e ou no posicionamento dos dentes em função dos inúmeros materiais e procedimentos necessários para sua confecção. A reação exotérmica e a alteração dimensional do gesso utilizado na inclusão e também a pressão aplicada sobre a mufla durante o procedimento de prensagem, poderiam alterar o posicionamento dos dentes fixados. A fricção da resina acrílica às paredes do molde de gesso durante prensagem e polimerização e a espessura das bases, poderiam ter influências na quantidade de tensões induzidas na massa do material e a forma de sua liberação. Os autores concluíram que o material de inclusão, o meio isolante, a espessura das bases, a manipulação da resina acrílica, a pressão de prensagem e o ciclo de polimerização foram os fatores responsáveis pelas alterações dimensionais nas próteses totais.

ATKINSON & GRANT, em 1962, demonstraram que a movimentação dental e o aumento da dimensão vertical são influenciados pela expansão do gesso comum utilizado durante os procedimentos de inclusão da mufla. 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. Na Segunda fase (preenchimento da contra-mufla), ocorreu movimentação dental de 0,02 a 0,05 mm dos dentes oriunda da expansão de presa do gesso e não pela expansão térmica da cera produzida pela reação exotérmica da presa do gesso. Verificaram também, que o movimento de dentes isolados está ligado a bolhas no molde, e proximidade dos dentes das paredes metálicas da mufla, e que a movimentação em determinadas regiões da dentadura está diretamente relacionado a pressão de prensagem nestas áreas, que segundo os autores é muito comum na região de molares onde normalmente é posto um grande volume de resina e conseqüentemente recebe uma maior pressão de prensagem.

WOELFEL *et al.*, em 1965, realizaram uma avaliação clínica, num período de 3 a 6 anos, de 63 próteses totais confeccionadas com 11 tipos de materiais. Os autores observaram que a contração de molar à molar durante o processamento foi maior em próteses inferiores do que em superiores. Próteses finas contraem duas vezes mais quando removidas do modelo, pois não são rígidas suficientes para resistir à liberação de tensões acumuladas durante o processamento. A liberação de tensão causava contração e se manifestava primeiramente na secção posterior da prótese por causa da sua forma geométrica. As diferenças no processo de contração entre próteses do mesmo material são conseqüência da variação de forma e tamanho das próteses. A espessura determina a rigidez, limitando o grau de contração da prótese.

A movimentação dental dos dentes artificiais em próteses totais considerando o ângulo de inserção do conjunto modelo-prótese na mufla 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. Através de seus resultados o autor comprovou que as próteses totais e seus respectivos modelos deveriam permanecer paralelos à base da mufla durante a inclusão.

NISHII, em 1968, foi o primeiro autor a relatar a polimerização da resina acrílica por irradiação através de energia de microondas. O autor utilizou a energia de microondas para o processamento de resinas acrílicas termopolimerizáveis convencionais em muflas de metal perfuradas e investigou as seguintes propriedades: sorção de água, dureza, resistência à tração, resistência transversal, deflexão transversal, retentividade dos dentes artificiais e adaptabilidade. O método de aplicação de irradiação de microondas é chamado método de aquecimento dielétrico, onde o calor é rápido e uniformemente transferido tanto para a superfície como para as partes internas da resina acrílica. A energia de microondas é absorvida e imediatamente transformada em calor. O autor utilizou resina termopolimerizável convencional e muflas metálicas perfuradas. As microondas foram geradas em um oscilador magnético e foram transferidas para uma câmara, irradiando as

muflas durante 9, 10, 11, 12 minutos. O autor concluiu que as propriedades físicas das resinas curadas com irradiação de microondas foram tão satisfatórias quanto às daquelas das resinas polimerizadas pela técnica convencional.

Em 1970, PICKETT & APPLEBY relataram que a principal desvantagem da resina acrílica, que estão disponíveis na Odontologia para confecção de próteses dentais desde 1937, é a alteração dimensional que se observa pela desadaptação entre os modelos de gesso e as bases. Estes desajustes seriam resultantes da contração de polimerização e de diferenças no coeficiente de expansão térmica do modelo e da resina. A 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.

Dois métodos de inclusão foram utilizados por TUCKER & FREEMAN, em 1971, para avaliar alterações na dimensão vertical de próteses totais. No grupo I as próteses foram incluídas em muflas tendo gesso tipo I e III, na proporção de 1:1 como material de revestimento e no grupo II foi colocada uma muralha de silicone previamente ao preenchimento da mufla com gesso tipo I e III. A dimensão vertical de cada prótese foi registrada em articulador antes da polimerização ainda com dentes em cera e após as próteses terem sido processadas, eram mantidas nos modelos e remontadas no articulador para avaliação da dimensão vertical após a polimerização. As duas dimensões antes e após

polimerização foram comparadas e os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa quanto ao aumento de dimensão vertical em relação ao métodos de inclusão para o grupo I e II. No entanto o método de inclusão com silicone apresenta vantagens em relação a inclusão com gesso, já que diminuía o tempo de acabamento das próteses.

WINKLER *et al.*, em 1971, verificaram alterações de adaptação de bases de próteses totais e verificaram a contração linear entre dois pontos referenciais localizados na região de segundos molares superiores e dentes anteriores. Os dentes anteriores promoveram alteração mínima (-0,11 mm) e os molares, o maior movimento (-0,41 mm), após processamento da prótese. Os autores concluíram que a média de contração de molar a molar em base de próteses mais finas era de aproximadamente o dobro daquelas mais espessas, isto acontece porque quando as próteses totais são removidas de seus respectivos modelos de gesso após terem sido polimerizadas, aquelas com secção mais espessa são rígidas o suficiente para resistir à liberação de tensões acumuladas durante a polimerização.

REISBICK, em 1972, avaliou a influência do material de inclusão na adaptação de bases de próteses totais confeccionadas pelo método de polimerização em banho de água, com resina acrílica termopolimerizável convencional e avaliou como a presença dos dentes poderiam influenciar na adaptação da resina acrílica. Foram confeccionados 20 bases de prova, metade incluída em muflas preenchidas completamente por gesso e a outra

metade por uma camada de silicone recoberta por gesso. A adaptação foi verificada após a secção das bases juntamente com seus respectivos modelos de gesso, em pontos previamente determinados, e os valores aferidos em microscópio. Com os resultados o autor concluiu que bases de próteses totais incluídas com camadas de silicone recobertas por gesso apresentavam adaptação significativamente maior do que as polimerizadas em revestimento de gesso.

CARVALHO, em 1972, estudou as alterações dimensionais da resina acrílica da base de prótese total, entre elas contração térmica e de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. O autor concluiu: a) a melhor maneira para se minimizar alterações dimensionais é colocando a resina na mufla na fase plástica, o mais homogênea possível para evitar a presença de poros por contração localizada, b) a resina, após condensada na mufla sem parafusos, deveria ser mantida sob pressão constante numa prensa dotada de molas, é preciso manter essa pressão por pelo menos 2 horas antes do início do processo de polimerização, c) a polimerização deve ser feita em 2 estágios: 70°C durante 9 horas e 100°C durante 30 minutos, d) a mufla deve ser esfriada lentamente em temperatura ambiente. 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, e) a prótese deveria ser mantida em água, após ter sido retirada da mufla.

Os autores MUENCH & UETI, em 1974, avaliaram a alteração dimensional de espécimes confeccionadas em resina acrílica usando dois métodos de inclusão: muralha de gesso, e muralha de silicone mais preenchimento com gesso. Os espécimes foram confeccionados com 53 mm de diâmetro externo e 3 mm de espessura com forma de disco perfurado, onde a perfuração interna apresentava diâmetros variados. A resina acrílica utilizada foi a termopolimerizável. Os autores concluíram que os dois métodos de inclusão são semelhantes quanto às alterações dimensionais das resinas acrílicas. O sucesso na realização das fases clínicas e laboratoriais está relacionada ao esmero com que os profissionais as executam. Porém na fase laboratorial devido ao uso de uma série de materiais, ocorre um somatório de alterações dimensionais e distorções, resultando algumas vezes em modificações nas posições relativas dos dentes da prótese total e alteração da dimensão vertical, que terão conseqüências na oclusão e nos movimentos mandibulares do paciente.

PEYTON, em 1975, relatou que a borracha dura vulcanizada (Vulcanite) foi descoberta e introduzida como material de base de prótese total. A principal desvantagem do vulcanite era a pobre qualidade estética da prótese terminada. A cor, o gosto e odor eram dependentes de algumas variações de processamento, mas sempre longe do ideal. De 1860 até 1935, muitos materiais foram testados como base de prótese total, entre eles o nitrato de celulose (Celulóide), a resina fenol formaldeído (Bakelite), o vinil acetato, o vinil cloro e finalmente as resinas. Em 1937, surgiu a resina à base de metilmetacrilato de metila

(Vernonite). A partir daí, um grande número de outros materiais acrílicos odontológicos foram descobertos.

A influência de materiais de inclusão e alterações de dimensão vertical e movimentação de dentes artificiais durante o processamento da prótese total, foi avaliado 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 com uma 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. As próteses foram processadas de maneira usual e termopolimerizadas pelo ciclo curto. A medida do desajuste foi feita no pino guia incisal antes e após o processamento das próteses. Os resultados mostraram que o aumento da dimensão vertical em todos os grupos foi menor que 1 mm, embora os melhores resultados tenham sido apresentados pelas próteses incluídas com gesso tipo II, com as superfícies oclusais dos dentes artificiais cobertas por gesso tipo IV. Diferenças na expansão térmica da resina acrílica e do gesso quando aquecidos no ciclo de polimerização podia 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.

BECKER *et al.*, em 1977, avaliaram as alterações dimensionais que ocorrem em próteses totais devido ao processo de inclusão e também avaliaram a quantidade e direção de contração dos bordos e distorção palatal e a quantidade e direção do deslocamento dos dentes. Em seu experimento vinte e sete modelos foram confeccionados, e processados, nove para cada método: inclusão silicone-gesso, sistema resina fluida e inclusão em gesso. Sete orifícios foram 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. Todos os resultados demonstraram mudanças na posição dos dentes e na superfície interna da dentadura. 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.

WOELFEL, em 1977, em seu trabalho sobre processamento de próteses totais, relatou que a borracha dura vulcanizada foi demonstrada e patenteada por GOODYEAR, em 1851, sendo o material mais usado durante 80 anos na confecção de próteses totais antes da introdução da resina acrílica em 1936. As primeiras resinas contraíam excessivamente, apresentando alto índice de monômero residual, distorção, porosidade, alterações no

posicionamento dental e deficiência na adaptação da base aos tecidos moles. Observou que as resinas termopolimerizáveis apresentavam contração de polimerização de 1 a 2 mm na distância molar à molar e subsequente expansão quando imersas em saliva, compensando em parte a contração de processamento. Após a polimerização, a prótese deve permanecer sobre o modelo de gesso e ser resfriada gradualmente até a temperatura ambiente. Segundo o autor o coeficiente de expansão térmica linear do gesso é de 1/8 da resina, por isso tensões internas são formadas na base da prótese, sendo liberadas quando esta for removida do modelo e polida. de resina e são liberadas quando a prótese é removida do modelo de gesso.

ZANI &VIEIRA, em 1979, estudaram a influência do uso de silicone na movimentação dos dentes de próteses totais durante o processamento. As amostras utilizadas foram próteses totais superiores com pontos de referências localizados nos dentes artificiais, no interior dos segundos molares e incisivo central esquerdo por meio de um fio metálico. Os resultados mostraram que houve uma tendência para redução das distâncias entre os molares e entre os molares e os incisivos. Os resultados também mostraram que o uso de silicone tornou a demuflagem mais rápida, a superfície do acrílico mais lisa, uniforme e com menor quantidade de resíduos de gesso resultantes da inclusão.

BARCO *et al.*, em 1979, estudaram o efeito do reembasamento na adaptação e estabilidade de próteses totais superiores. Utilizaram resina termopolimerizável

convencional para confecção de bases de próteses com e sem dentes, polimerizadas em banho de água por 1 hora e 30 minutos a 65°C seguida da elevação da temperatura para 74°C por 7 horas e, finalmente 100°C por, 30 minutos. Após a polimerização, as muflas foram resfriadas sobre bancada, as bases removidas dos modelos e armazenadas em água por 28 dias. 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 antes do reembasamento e após o reembasamento a adaptação melhorou significativamente. Um resultado importante desse estudo foi o aumento da distorção das bases de prótese com dentes quando comparadas 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.

O deslocamento dental e as mudanças dimensionais das bases de prótese totais em função dos métodos de inclusão foram 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. Dez modelos foram obtidos a partir da reprodução do modelo padrão, metade dos modelos foi incluída em gesso e a restante com uma camada de silicone recobrimdo os dentes. Após prensagem com 700 kgf, as muflas permaneceram em bancada por 30 a 60 minutos antes da polimerização em calor úmido. Os resultados não mostraram diferença estatística significativa nos valores de abertura do pino em ambos tipos de inclusão. Em todas as amostras os dentes artificiais deslocaram-se para lingual após polimerização e resfriamento não apresentando também diferença estatística entre o segmento anterior e posterior, porém 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.

O relacionamento da altura do rebordo alveolar e a influência dos dentes artificiais de resina e porcelana nas alterações do selamento posterior das bases em próteses totais foi estudado por GLAZIER *et al.*, em 1980. Baseados na análise computadorizada dos desajustes entre as bases de resina acrílica e os modelos de gesso os autores concluíram

que não houve diferença estatística entre o material dos dentes artificiais e os desajustes das bases de resina acrílica. Porém foi observado que altura do rebordo alveolar é inversamente proporcional ao selamento posterior das próteses totais.

Em 1983, GARFUNKEL comparou mudanças no posicionamento dental de 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. Contudo o método de injeção-pressão mostrou maiores alterações no sentido vertical. O autor relatou que as alterações dimensionais eram resultantes das alterações dimensionais dos inúmeros materiais utilizados para se obter a prótese total propriamente dita.

KIMURA *et al.*, em 1983, retomou os estudos relacionados a polimerização de resina acrílica por energia de microondas. Estudou a aplicação da energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas termopolimerizáveis convencionais. Verificaram a adaptação de bases de próteses polimerizadas em banho de água aquecida elevando a temperatura para 100°C em 60 minutos e permanecendo em ebulição por mais 30 minutos comparadas às próteses polimerizadas por energia de microondas por 3 minutos. Os resultados indicaram que embora a mistura monômero-polímero geralmente atinja a fase plástica em 15-20 minutos à temperatura ambiente, este tempo pode ser diminuído irradiando-se previamente a mistura em microondas e tornando a massa mais homogênea. As potências usadas para polimerização foram de 200W e 500W. Em casos de prótese parciais removíveis, os autores observaram que os grampos de Cr-Co não influenciaram a polimerização da resina por microondas, e não foi observado porosidade ao redor dos mesmos. A adaptação das bases das próteses curadas por energia de microondas foi melhor que aquelas polimerizadas em banho de água, levando os autores a concluir que isso se deve ao fato de as microondas aquecerem o gesso e a resina de forma homogênea. Os dentes de resina acrílica e porcelana não sofreram fratura, assim como a cor da resina não se alterou quando as amostras foram submetidas à energia de microondas.

KIMURA *et al.*, em 1984, verificaram a adaptação de próteses totais confeccionadas com resina acrílica convencional polimerizada por energia de microondas e por banho de água, através da medida do espaço entre o modelo original e a base de resina. A mensuração foi realizada por meio de um microscópio, em cinco pontos localizados na

parte posterior da base da prótese. Neste estudo os autores desenvolveram uma mufla especial para irradiação em microondas, confeccionada com plástico reforçado com fibra de vidro e que foi denominada FRP (Fiberglass Reinforced Plastics), pois as microondas são refletidas na superfície do metal das muflas convencionais. Bases de prótese com espessura de 3 a 4,5 mm polimerizadas através de energia de microondas por 2 minutos e 30 segundos a 500 e 200 W do lado superior e inferior e através do banho de água por 40 minutos a 65°C e mais 30 minutos em água em ebulição. Para medir alterações de temperatura, um par termoeletrico foi ajustado na base de resina e no revestimento de gesso. A adaptação das bases foi medido em diferentes condições: imediatamente após remoção da mufla, após 20 dias de armazenagem a 20°C seguidos de 2 dias de armazenagem em solução salina a 20°C. Os resultados indicaram que bases de resina polimerizadas por microondas mostraram melhor adaptação, e esta não foi afetada pelos diferentes meios de armazenagem, enquanto bases polimerizadas através do banho de água demonstraram desadaptação quando mantidas por longo período de tempo em ambiente a 20°C. Além disso, a contração de polimerização da resina foi maior nas porções mais espessas e diferentes espessuras entre a região do palato e a porção da crista do rebordo aumentaram a desadaptação. Os autores explicam o fato devido aos diferentes gradientes de temperatura atingidos pelos dois métodos de polimerização, onde durante a irradiação por microondas a temperatura da resina e do centro do revestimento de gesso atinge 65°C em apenas 1 minuto e 30 segundos, ao passo que durante o banho de água para atingir esta mesma temperatura são necessários 30 minutos. Segundo os autores, este pequeno gradiente de temperatura resulta em melhor adaptação das bases de resina polimerizadas por energia de microondas.

WOLFAARDT *et al.*, 1986, analisaram a influência de vários fatores nas mudanças dimensionais da resina acrílica de polimetilmetacrilato. Concluíram que as mudanças dimensionais variam de acordo com a localização, espessura da base e ciclo de polimerização. Secções espessas que foram expostas a um ciclo longo de polimerização mostraram contração com tendência a diminuir completamente na periferia. É possível que a expansão térmica inicial da resina acrílica seja inadequada para compensar a subsequente contração térmica e de polimerização, resultando em contração geral. Quando expostos a um ciclo rápido de polimerização mostraram expansão na periferia e subsequente contração com tendência a aumentar na zona central. Este resultado pode ser resultado da rápida transferência de calor para a periferia, produzindo excessiva expansão térmica da resina acrílica. Secções finas processadas pelo ciclo longo mostraram contração central com tendência a reduzir na periferia. Segundo os autores, as mudanças dimensionais são muito complexas e requerem maiores investigações.

POLYZOIS *et al.*, em 1987, com o objetivo de examinar e comparar a mudança da estabilidade linear examinou três resinas: termopolimerizáveis de polimerização rápida, polimerização convencional e uma de alto impacto. 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.

SOUZA, em 1987, pensando em minimizar alterações oclusais e diminuir o número de sessões clínicas testou a mufla HH. Esta mufla permite polimerizar as próteses totais duplas ocluídas entre si, com o objetivo de facilitar a obtenção de múltiplos contatos simultâneos e bilaterais no fechamento mandibular, em relação central de oclusão, sem provocar deslizamentos das bases sobre as fibromucosas que revestem os rebordos. Em seu trabalho foram confeccionadas 25 próteses totais duplas.

CHEN *et al.*, em 1988, estudaram a estabilidade dimensional das bases de resina acrílica em próteses totais superiores comparando a influência da espessura da resina de duas marcas comerciais (Lucitone e Hircoe) polimerizadas em diferentes ciclos. 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 todas as dentaduras apresentavam contração como resultado do processamento e que a espessura da base é um fator significativo na magnitude da contração que ocorre durante a polimerização. 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. As bases de próteses mais espessas exibiam maior alteração dimensional na região palatina posterior. As próteses mais finas, apresentavam contração maior na dimensão molar a molar.

LEVIN *et al.*, em 1989, avaliaram as propriedades físicas de 5 diferentes resinas processadas com banho de água convencional e com energia de microondas usando forno doméstico. Foram realizados testes de dureza, porosidade e resistência transversal. Os resultados não mostraram diferença significativa entre as amostras curadas por quaisquer dos métodos estudados. Em outro estudo, próteses totais maxilares foram enceradas sobre um modelo de gesso confeccionado a partir de um modelo de alumínio e foram processadas com as mesmas 5 resinas, metade usando energia de microondas e as restantes usando banho de água. A adaptação das próteses processadas ao modelo de alumínio, foi medida

com calibradores e os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre as próteses curadas por qualquer um dos métodos. Estes estudos demonstraram que características físicas importantes da resina curada por microondas são aproximadamente as mesmas das resinas curadas pelo método de banho de água convencional. Segundo os autores, dentaduras curadas por microondas tem a vantagem de envolver um tempo de trabalho mais curto, ser um processo mais limpo e fácil, utilizar uma mufla plástica mais leve, substituindo a mufla metálica mais pesada, e substituir o tanque para o banho de água por um forno de microondas. As desvantagens do processo são que as muflas plásticas são relativamente caras e tendem a quebrar após seguidos processamentos. Os pinos de policarbonato também podem se quebrar ou trincar se apertados muito firmemente. A pressão da prensagem não pode exceder 1200 psi sem risco de quebrar a mufla plástica. Os autores consideram que o essencial é utilizar uma resina adequada a um método apropriado de processamento e que a correta relação entre a potência e o tempo de polimerização são importantes. A energia de microondas provou ser uma fonte de calor aceitável para o processamento da resina acrílica, mas que ainda exige mais testes para avaliar suas propriedades físicas e outras aplicações.

Em 1990, LATTA *et al.*, verificaram a estabilidade tridimensional das bases de prótese total, confeccionadas a partir de 4 tipos de resina. 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. Utilizaram um sistema tridimensional de avaliação baseado em radiografias. Um pedaço de chumbo foi

incorporado no modelo de gesso e na base da prótese, em locais pré-estabelecidos. 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. Foram realizadas radiografias oclusal, frontal e lateral com a mesma angulação em quatro intervalos de tempo. 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. A média das alterações posicionais foi de 0,2 a 0,5% na dimensão oclusal, onde ocorreu contração; 0,2% a 8,1% na dimensão frontal, onde houve expansão e 0,2% a 9% na dimensão lateral, com expansão e contração simultâneas.

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.

BAEMMERT *et al.*, em 1990, investigou a influência dos dentes artificiais na estabilidade dimensional das bases de resina acrílica. 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. Após o processamento, ao se examinar o deslocamento dos pontos, o sistema de Medidas Coordenadas por Computador Gráfico Michigan 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. Na análise dos resultados os autores perceberam que próteses processadas com dentes produziram melhores resultados, ou seja, maior precisão nos pontos, do que aquelas processadas sem dentes e a técnica de compressão produziu pontos mais precisos que o processo por injeção.

Comparando o método convencional e por energia de microondas no processamento de bases de próteses totais, NELSON *et al.*, em 1991, verificaram as alterações na dimensão vertical de oclusão de próteses totais. Foram confeccionadas 30 bases de prótese superior e 30 bases de prótese inferior. 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 (2 ½ minutos de cada lado). Antes da desinclusão, as

muflas foram esfriadas em temperatura ambiente. As alterações de dimensão vertical foram medidas com o auxílio de um articulador Arcon H-2, ao qual foi adaptado um dispositivo capaz de registrar alterações de até 0,01 mm. O aumento da dimensão vertical foi medido na mesma posição em relação ao pino incisal. Os resultados demonstraram aumento de até 1 mm na dimensão vertical de oclusão em ambos os métodos. A polimerização das bases de prótese por energia de microondas, apresentou maior aumento de dimensão vertical de oclusão em relação a polimerização convencional, porém sem diferença estatística significativa.

SANDERS *et al.*, em 1991, analisaram a adaptação das bases de resina acrílica em próteses totais superiores polimerizadas pela técnica convencional e por microondas. Foi analisado o grau de adaptação de bases sobre um modelo simulando maxila, com o objetivo de determinar se houve diferença estatisticamente sinificativa a favor da polimerização por banho de água, pois segundo os autores o maior efeito de contração linear é geralmente no palato, que resulta em um espaço entre a porção palatina do modelo e a prótese processada. Clinicamente não houve diferença apreciável na adaptação das bases com qualquer método de polimerização ou resina utilizada Os resultados obtidos foram similares para as técnicas. As variações de adaptação da base ao modelo de gesso foram de 0,04 a 0,15 mm sendo, segundo os autores, insignificantes clinicamente. Este estudo mostrou que bases de resina processadas por energia de microondas ficaram tão bem adaptadas ao modelo padrão quanto as processadas por banho de água. Mostrou também que a utilização de resinas especiais para microondas não apresentaram superioridade na

adaptação ao modelo padrão. Os autores concluíram que próteses totais polimerizadas por energia de microondas podem ficar tão aceitáveis quanto aquelas processadas pelo método convencional de banho de água.

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.

CORRÊA, em 1994 (Parte I), verificou a alteração dimensional ocorrida na região posterior da prótese total superior. As próteses foram construídas em modelos de gesso 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 3- água fervente por 30 minutos. Após a desinclusão, a adaptação da prótese total superior foi avaliada visualmente. O autor concluiu que a melhor adaptação na região do palato foi obtida com as próteses confeccionadas com duas lâminas de cera.

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 mantiveram inalterada essa dimensão em virtude do contato méso-distal dos dentes.

Os autores ABUZAR *et al.*, em 1995, pesquisaram a movimentação dos dentes artificiais durante os procedimentos de confecção de uma prótese total superior, em diferentes formas de rebordo, que variavam de raso a profundo. Onze modelos de gesso, cada um contendo sete pontos de mensuração ao longo do arco, foram radiografados em quatro estágios do processamento. As radiografias foram digitalizadas e as imagens obtidas foram processadas e analisadas para mensuração precisa da movimentação dental. Foi encontrada uma relação entre a forma do palato e a movimentação dos dentes artificiais antes e após o processamento das bases. O estudo indica ainda que um palato de dimensões médias apresenta uma mínima movimentação dentária quando comparados com palatos profundos ou rasos.

RIZATTI-BARBOSA & DALLARI, em 1996, investigaram a influência do processo de polimerização convencional da resina acrílica em próteses totais superiores, na inclinação das cúspides mesiais dos primeiros molares superiores artificiais. A partir de um modelo mestre foram obtidos os moldes com silicone de condensação e preenchidos

com gesso pedra tipo III. Para cada prótese encerada, foram confeccionados dois padrões plásticos para mensuração do ângulo das cúspides. O padrão passava sobre as cúspides mesiais dos primeiros molares superiores do lado direito e esquerdo. Antes da polimerização. 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 observaram através dos resultados, que entre os estágios de pré e pós polimerização ocorreram alterações nos ângulos estudados, concluíram que a contração ocorrida na base da prótese após a polimerização, alteraram a inclinação das cúspides e pode ser causa das alterações oclusais posteriores.

KIMPARA & MUENCH, em 1996, estudaram 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. 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 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.

PITTA, em 1997, estudou alterações oclusais em próteses totais superiores polimerizadas em banho de água aquecida e por energia de microondas, antes e após o polimento. As alterações oclusais foram avaliadas a partir da inclinação das cúspides mesiopalatinas dos primeiros molares superiores. Foram confeccionadas 30 próteses totais superiores com as mesmas características quanto a espessura, forma e montagem dos dentes. Três grupos de estudo foram formados. As amostras do grupo I foram incluídas em muflas metálicas convencionais e polimerizadas em banho de água aquecida a 73°C por 9 horas. As amostras do grupo II foram incluídas em muflas plásticas especiais reforçadas com fibras de vidro e polimerizadas em forno de microondas doméstico, equipado com prato giratório, a 440 W por 4 minutos enquanto as amostras do grupo III foram polimerizadas por energia de microondas a 80 W durante 15 minutos. Os ângulos formados pela intersecção das retas que representavam o prolongamento das vertentes triturantes das cúspides mesio palatinas dos primeiros molares superiores foram medidos antes da polimerização, após a polimerização e após o polimento. Os resultados indicaram que os três métodos de polimerização estudados apresentaram alterações nas inclinações das cúspides, sendo que a menor contração de polimerização foi encontrada nas próteses polimerizadas em microondas a 400W por 4 minutos. O método de polimento convencional alterou significativamente a inclinação das cúspides das amostras estudadas.

DEL BEL CURY, em 1998, avaliou a influência de dois materiais Gesso pedra tipo III (G) e silicone para inclusão (S) sobre a dureza Knoop (MD), resistência transversa (RT) e monômero liberado (ML) de duas resinas (Acron MC (A) e OndaCryl (O) polimerizadas com microondas. Foram confeccionadas 144 espécimes, divididas em quatro grupos (AG, AS, OG E OS), cada um contendo 12 espécimes para cada análise. A RT foi avaliada segundo a especificação número 12 da A.D.A. A MD foi mensurada nos tempos 24, 48, 72 horas e 30 dias e o ML em períodos de 24 ou 48 horas, num total de 288 horas. As resinas foram polimerizadas segundo as instruções dos fabricantes. Analisando os resultados o autor concluiu que: 1- os métodos de inclusão silicone/gesso e gesso não afetaram a resistência transversa das resinas estudadas; 2- os métodos de inclusão silicone/gesso e gesso influenciaram a dureza superficial das resinas apenas nos períodos iniciais de 24 e 48 horas; 3- a liberação de monômero em água foi maior em todos os períodos analisados quando o método de inclusão silicone/gesso foi utilizado.

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.

JAMANI & ABUZAR, em 1998, estudaram o efeito da espessura das próteses na movimentação dos dentes artificiais durante o processamento de bases de próteses totais. Em cinco modelos o enceramento do palato foi feito com 2,5 mm de diâmetro e em outros cinco modelos o enceramento foi feito com 1,25 mm. Sobre cada dente montado sobre a crista do rebordo foi instalado um pino vertical que serviria para verificar a movimentação dos dentes. Foi realizada uma radiografia através de um aparelho digital em cada dentadura antes do processamento, após a demuflagem e após o acabamento e polimento. As próteses foram processadas durante 9 horas, a uma temperatura de 74°C. Os resultados desse estudo mostraram um aumento da distância molar-molar nas próteses com base de 2,5 mm de espessura, enquanto nas próteses com espessura de 1,25 mm foi observado uma pequena diminuição da distância molar-molar. Pode ocorrer uma abertura significativa no pino incisal após o processamento de próteses totais quando é utilizada a técnica de compressão, o que leva em muitos casos a destruir a anatomia oclusal dos dentes durante o ajuste das próteses, além de tomar muito tempo clínico do profissional.

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 termoeletricos 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

imediatamente, 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. 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.

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 diferentes métodos de polimerização mostraram comportamentos distintos na movimentações dos dentes. As resinas QC-20 e Lucitone 550 polimerizadas em água mostraram expansão estatisticamente semelhantes entre si, enquanto a resina Acron-MC polimerizada em microondas apresentou contração e maior movimentação dental. A maior alteração dimensional (contração), ocorreu nos dentes artificiais após três dias de armazenagem em água. As distâncias molar/molar e pré-molar/pré-molar (sentido látero-lateral) apresentaram o maior e menor índice de contração, respectivamente. O maior índice de expansão foi observado na distância pré-molar/molar no lado direito e esquerdo (sentido ântero-posterior) e o menor índice de expansão foi observado entre incisivos/incisivos (sentido látero-lateral).

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: a) todas as amostras apresentaram contração após a polimerização; b) a menor movimentação dos dentes foi observada na técnica 1; c) o tempo de prensagem, após a inclusão e antes da polimerização, promoveu menor movimentação dos dentes na técnica de prensagem por 1 hora; d) quando comparados os arcos superiores e inferiores, independente das técnicas e das medidas avaliadas, não se percebeu diferença estatisticamente significativa; e) a maior alteração ocorreu na distância lateral entre molares.

RIZZATI-BARBOSA & NADIN, em 2001, estudaram a movimentação de dentes de próteses totais. O objetivo da pesquisa foi analisar alterações no posicionamento das cúspides palatinas dos primeiros molares superiores de próteses de resina, polimerizadas em banho de água (9 horas a 76°C) e por energia de microondas (3 minutos a 500W), em função da sorção de água sob diferentes condições de tempo, pressão e temperatura da água de armazenamento. Sessenta próteses foram encerade sobre um

modelo metálico simulando uma maxila desdentada, e divididas em quatro grupos (GI, GII, GIII, GIV), que receberam os seguintes tratamentos: processamento em banho de água e armazenamento em água durante 30 dias, à pressão ambiente e a mais ou menos 37°C (controle GI); processamento em banho de água e armazenamento em água durante 1 hora, a 40 Lb/pol de pressão e a mais ou menos 60°C (GII); processamento por energia de microondas e armazenamento em água durante 30 dias à pressão ambiente e a mais ou menos 37°C (GIII); e processamento por energia de microondas e armazenamento em água durante 1 hora a 40 Lb/pol de pressão e mais ou menos 60°C (GIV). Os resultados obtidos entre os períodos pré (To) e pós (T1) armazenamento dentro de cada grupo (GI= 0,65° ; GII= 0,55° ; GIII= 0,83° e GIV= 0,57°) foram analisadas pelo Teste t ($p < 0,05$) e mostraram que não houve alteração significativa nestes valores, tanto para o grupo controle como para o grupo tratados.

COSTA *et al.*, em 2001, avaliaram três diferentes tipos de técnica de prensagem em prótese total que poderiam influenciar nas alterações das posições dentárias durante as fases de prensagem e polimerização. Foram utilizadas 15 próteses totais superiores sendo divididas em três grupos de cinco. Um grupo foi prensado através da técnica convencional, outro por meio da técnica de prensagem com polimerização em microondas e o terceiro através de um injetor de resina. As possíveis alterações foram observadas medindo-se as distâncias entre pontos pré-determinados analisando-se a movimentação dos dentes. Logo depois do resfriamento das muflas, elas foram desincluídas com o cuidado de não fraturar o modelo e a prótese e em seguida foi realizada a medição das distâncias entre os pontos pré-

determinados. As medidas foram realizadas antes e após a polimerização utilizando-se para isso um paquímetro digital. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as três técnicas utilizadas.

CONSANI, em 2002, verificou a movimentação dentária 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 elementos e incluídos em muflas metálicas pela técnica de rotina, a fim de receber os tratamentos experimentais: Grupo I- prensagem convencional e polimerização em água por 74° C durante 9 horas, começando 12 horas após a prensagem final e demuflagem após esfriamento em água; Grupo II- prensagem convencional, polimerização em água por 74°C durante 9 horas começando 12 horas após a prensagem definitiva e demuflagem após esfriamento em água e espera em bancada por 3 horas; Grupo III- prensagem com o dispositivo RS, polimerização em água por 74°C durante 9 horas começando 12 horas após a prensagem definitiva e demuflagem após esfriamento da água; Grupo IV- dispositivo RS, polimerização em água por 74°C durante 9 horas começando 12 horas após a prensagem definitiva e demuflagem após esfriamento da água e espera em bancada por 3 horas. As distâncias entre I-I, PM-PM, M-M, ID-MD, IE-ME foram determinadas antes e após a polimerização com microscópio comparador linear (Olympus), com tolerância de 0,0005

mm. Os dados foram submetidos ANOVA e ao teste de Tukey nível de 5% de significância. a) Fator polimerização: Não houve diferença estatística significativa nas distâncias I-I, PM-PM e M-M em todas interações. O mesmo aconteceu 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 foram sem diferença estatística significativa em todas as interações. O mesmo aconteceu nas distâncias ID-MD e IE-ME antes d 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 e M-M foram sem diferença estatística significativa em todas as interações. O mesmo aconteceu nas distâncias ID-MD e IE-ME na prensagem convencional antes e após polimerização, assim como na prensagem RS antes e após polimerização.

SCARANELO *et al.*, em 2002, verificou a adaptação de dentaduras confeccionadas com a resina Onda-Cryl, incluída em moldes de gesso, com e sem muralha de silicone, submetidas a cargas de 1000 e 2000 Kg, durante o fechamento da mufla, e

polimerizadas em forno de microondas, em ciclo de dez minutos de irradiação, constando de três minutos com potência 4, quatro minutos com potência zero, mais três minutos com potência 9. A adaptação foi verificada através da pesagem de uma camada de silicone fluida, interposta em palatino, entre a base da dentadura e o modelo mestre metálico. Por esse método, quanto menor a dresadaptação, menor o peso e o volume do silicone fluido. Os resultados foram submetidos à análise estatística e mostraram que: 1- a adaptação da prótese total foi melhor quando se empregou a muralha de gesso; 2- o emprego da pressão gerada com carga de 1000Kg proporcionou a melhor adaptação.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a movimentação dental linear em próteses totais superiores em função dos materiais de inclusão e métodos de polimerização, em quatro grupos experimentais:

1) Inclusão

1.1.com muralha de gesso pedra

1.2.com muralha de silicone

2) Polimerização

2.1.em água a 74°C durante 9 horas

2.2.atraves da energia de microondas (ciclo de 20 minutos a 10% mais 5 minutos a 30% da potência do forno de microondas de 1400 W)

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1. Materiais

Na confecção das próteses totais foi usada a resina acrílica Clássico[®] (Artigos Odontológicos Clássico Ltda. São Paulo, SP) para a polimerização convencional e a resina acrílica Vipi Wave[®] (Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. Impor. e Exp.de Artigos Odontológicos, São Paulo, SP) para a polimerização através da energia de microondas. Na construção da muralha sobre os dentes artificiais da prótese total foram utilizados gesso pedra tipo III Herodent Soli – Rock[®] (Vigodent, S/A Ind. e Com., Rio de Janeiro, RJ) e silicone Labor Mass[®] (RuthiBras, Rovigo, Itália) extra duro, de condensação, especial para laboratório. O dente artificial usado foi o Biolux[®](Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. Impor. e Exp. de Artigos Odontológicos, São Paulo, SP), de plástico, modelo P4 posterior e V15 anterior, cor 66 e cúspides com angulação de 33° .

4.2. Método

4.2.1. Confecção da prótese total superior.

4.2.1.1. Preparo dos modelos de gesso.

Foram confeccionados quarenta modelos (Figura 1) em gesso pedra tipo III Herodent Soli-Rock[®], proporcionado na relação 100g de pó/30mL 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).



Figura 1- Modelo em gesso



Figura 2- Molde de silicone

4.2.1.2. Confecção das bases de prova.

Sobre o modelo da arcada maxilar desdentada foram adaptadas duas placas de cera rosa nº 7 da marca Epoxiglass® (Comércio e Indústria de Produtos Químicos Ltda. Diadema, SP), de acordo com CORRÊA (1994-Parte I). 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 forma, 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 de ponta romba, Bio-Art (Equipamentos Odontológicos São Carlos, SP, Brasil). Em seguida, sobre as bases foram construídos os planos de cera pelo método laboratorial e rotina, padronizado com 2 cm de altura anterior e 1 cm de altura posterior.

4.2.1.3. Montagem dos dentes.

Um modelo de gesso, com base de prova foi fixado com gesso comum tipo II (Pasom, Ind. e Com., São Paulo, SP) na haste superior do articulador semi-ajustável Gnatus (Gnatus Equipamentos Médico-Odontológicos Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil), ajustado com os seguintes referências: distância intercondilar na posição representada pela letra M, ângulo de Bennett em 15° e 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 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 (Figura 3) e fixado com gesso comum tipo II (Pasom) na haste inferior do articulador, com o pino guia e mesa incisal em referencial zero, (CONSANI, 2002).



Figura 3- Modelo de gesso com base de prova relacionada com modelo de arcada mandibular dentada

A montagem dos dentes foi feita com base nas técnicas preconizadas por DOMITTI (1990) e TURANO & TURANO (1993), iniciando pelos incisivo central e lateral e canino esquerdo. A mesma sequência de montagem foi feita no lado direito, completando o posicionamento dos dentes anteriores, articulados com trespasse normal com os antagonistas. 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, articulados com os inferiores (Figura 4).



Figura 4- Posicionamento dos dentes

Em seguida, o 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 montagens dos dentes (Figura 5). Todos os modelos eram iguais em tamanho, coincidindo com o gesso que o fixava à haste superior do articulador, padronizando a posição estabelecida por ocasião da primeira fixação do modelo padrão. A fixação do conjunto, modelo e gesso de fixação, foi feita com cera pegajosa em bastão Horus (Herpo produtos Dentários, Petrópolis, RJ), plastificada sobre chama de lamparina a álcool (CONSANI, 2002). O mesmo procedimento foi realizado para os demais modelos, até completar a montagem de dentes em 40 próteses totais superiores. A ceroplastia e a escultura foram feitas pela técnica convencional de laboratório.

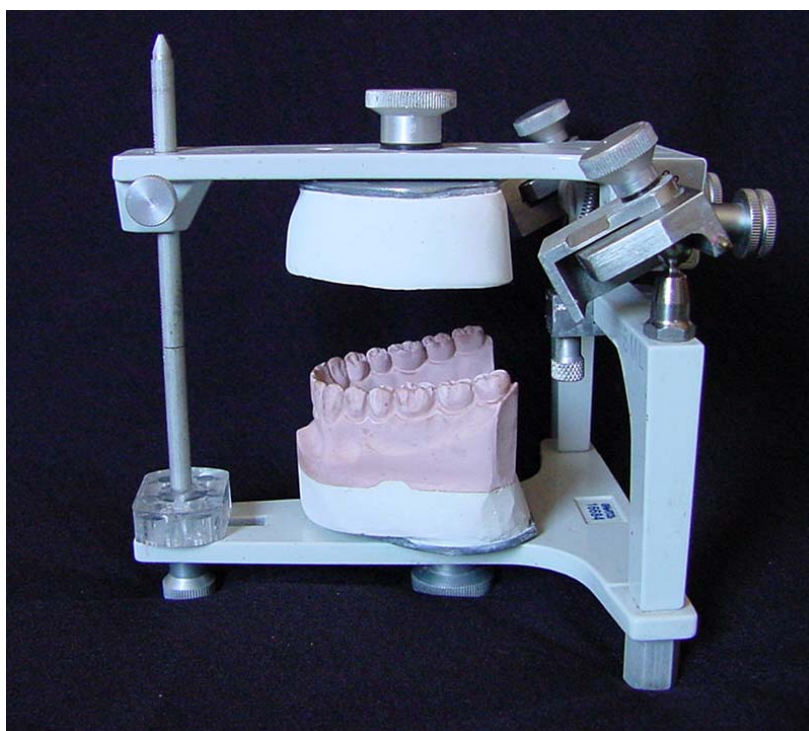


Figura 5- Articulador com gesso de fixação, para reposição dos conjuntos modelos de gesso-base de prova

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 número 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 número 1 de aço (Maillefer, Petrópolis, RJ), em baixa rotação (Dabi Atlante S/A Indústrias Médico-Odontológicas, Ribeirão Preto, SP), na região mediana da borda incisal dos incisivos centrais, cúspide vestibular dos primeiros pré-molares e cúspide mésio-vestibular dos segundos molares (Figura 6).

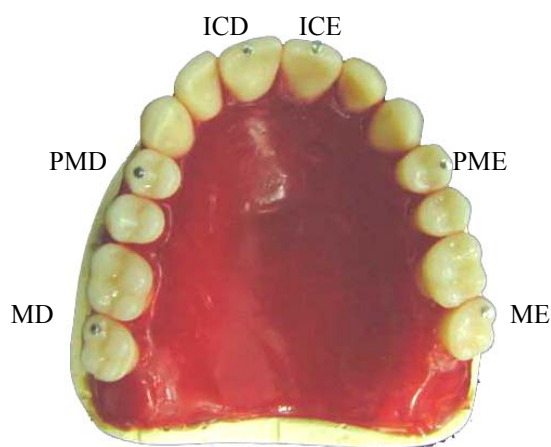


Figura 6- Pontos referenciais para mensuração dos deslocamentos dentais

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

As mensurações das distâncias lineares 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 direito (ID-MD) e incisivo central e segundo molar esquerdos (IE-ME) antes do processamento da prótese (Figura 7) foram avaliadas com microscópio comparador linear, modelo STM (Olympus Optical Co., Tóquio, Japão), com precisão de 0,0005 mm.

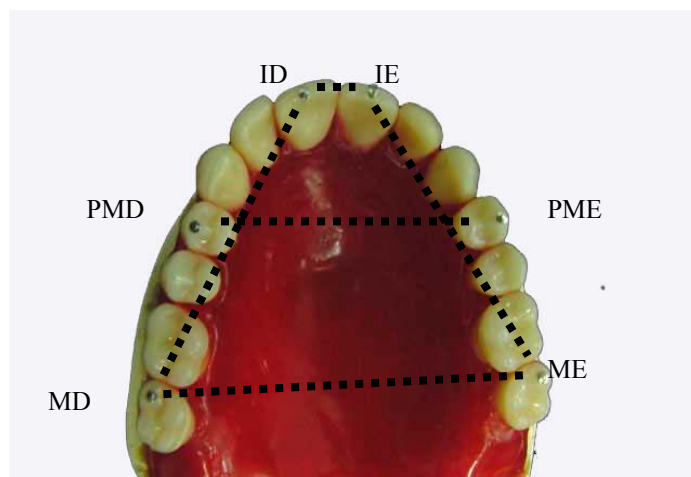


Figura 7- Distâncias transversais e ântero-posteriores mensuradas antes do processamento da prótese

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

Os modelos de gesso contendo as respectivas bases de cera e dentes foram isolados com vaselina em pasta (Labsynth, Diadema, SP) aplicada com pincel de pelo de camelo número 8 (Tigre, Osasco, SP) e fixados com gesso comum tipo II (Pasom) na

parte inferior de muflas metálicas Safrany nº 5,5 (Metalúrgica J. Safrany, São Paulo, SP) nos grupos onde a polimerização foi realizada pelo método convencional e em muflas de fibra de vidro reforçado, GC (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP) nos grupos onde a polimerização foi realizada através da energia de microondas. O gesso comum tipo II usado para preencher a parte inferior da mufla foi proporcionado na relação 100g de pó/50mL de água e espatulado manualmente em gral de borracha por um minuto, de acordo com as especificações do fabricante.

4.2.1.6.1. Confeção das muralhas de silicone e de gesso pedra sobre os dentes.

Nos grupos 1 e 3, sobre os dentes das bases de prova foi confeccionada muralha de silicone (Labor Mass). Este silicone é de uso laboratorial, especial para inclusão de modelos, cuja vantagem é tornar fácil a desinclusão e acabamento da prótese. O material foi proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante, misturando pastas base e catalisadora. O silicone ficou em íntimo contato com as superfícies externas dos dentes, permanecendo as bordas incisais e pontas de cúspides expostas. Depois de polimerizado o silicone, a inclusão final foi efetuada com gesso comum tipo II (Pasom).

Nos grupos 2 e 4, sobre os dentes das bases de prova foi confeccionada muralha de gesso pedra tipo III (Herodent). O gesso foi espatulado em gral de borracha na proporção de 100 gramas de pó/35mL de água. Para confecção da muralha, o gesso pedra foi colocado nos espaços das ameias, tanto por vestibular quanto por lingual, em

sucessivas camadas, até cobrir as faces laterais de todos os dentes. Algumas retenções foram feitas na muralha, para aumentar a retenção ao gesso da contramufla.

A inclusão final foi efetuada adaptando-se a contramufla na base da mufla e preenchendo com gesso comum tipo II (Pasom), proporcionado na relação 100g de pó/50mL de água e espatulado manualmente em gral de borracha por um minuto, de acordo com as especificações do fabricante. Após colocação da tampa, as muflas foram prensadas em prensa manual de bancada (J. Safrany) até a presa final do gesso.

Decorrido o tempo necessário para a completa presa do gesso, as muflas foram liberadas da prensa e imersas em água em ebulição, por cinco minutos, para plastificação da cera. Depois da remoção das muflas da água em ebulição com o auxílio de um porta mufla, as partes da mufla foram separadas com o auxílio de uma faca para gesso colocada na junção entre base e contramufla e, em seguida, as bases de cera foram retiradas. Os dentes e as superfícies de gesso foram lavados com solução de água aquecida e detergente líquido lava-louças Gel New (Prowax Química Ltda., Marília, SP) para completa remoção dos vestígios de cera e vaselina.

4.2.1.7. Polimerização.

4.2.1.7.1. Polimerização Convencional.

Nos grupos 1 e 2 foram usadas muflas metálicas e a resina acrílica termopolimerizável rosa (Clássico), preparada na proporção volumétrica polímero/monômero de 3/1 em frascos plásticos fornecidos pelo fabricante e colocados

em pote de vidro com tampa (Jon Comércio de Produtos Odontológicos, São Paulo, SP), de acordo com as instruções do fabricante. Antes da inserção da resina na mufla as superfícies de gesso foram isoladas com alginato de sódio Isolak (Clássico) aplicado com pincel de pelo de camelo número 3 (Tigre Indústria de Pincéis Ltda., São Paulo). 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, até extravasar 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 para 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 executada pela técnica de rotina, com pressão de 1.250 kgf (GOMES *et al.*, 1998). Após 10 minutos, as muflas foram transferidas para grampos e levadas à termopolimerizadora (Termotron Equipamentos, Piracicaba, SP) para polimerização da resina em água a 74°C durante 9 horas.

4.2.1.7.2. Polimerização através da energia de microondas.

Nos grupos 3 e 4 foram usadas muflas reforçadas com fibra de vidro e a resina acrílica rosa para microondas (Vipi Wave), preparada na proporção volumétrica polímero/monômero de 3/1 em frascos plásticos fornecidos pelo fabricante e colocados em pote de vidro com tampa (Jon Comércio de Produtos Odontológicos, São Paulo,

SP), de acordo com as instruções do fabricante. Antes da prensagem da resina na mufla, as superfícies de gesso foram isoladas com alginato de sódio Isolak (Clássico) aplicado com pincel de pelo de camelo número 3 (Tigre Indústria de Pincéis Ltda., São Paulo). 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), com carga lenta e gradual até pressão de 1000 kgf, conforme instruções do fabricante, para extravasar 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 executada com pressão de 1.000 kgf. Ainda na prensa, os parafusos foram instalados e apertados com chave apropriada, até que a arruela encostasse na superfície da mufla. Depois de 10 minutos, os procedimentos de polimerização foram efetuados em forno doméstico com potência de 1400 W (Continental) de acordo com o ciclo especificado pelo fabricante da resina acrílica, sendo 20 minutos a 10% mais 5 minutos a 30% da potência do aparelho.

Os tratamentos experimentais que os conjuntos modelo de gesso-base de prova com dentes receberam em relação a inclusão e polimerização de acordo com cada grupo, estão abaixo relacionados:

Grupo 1- Inclusão com muralha de silicone em mufla metálica (Figura 8) e polimerização convencional em água (74°C por 9 horas), iniciada imediatamente após a prensagem final e desinclusão após esfriamento das muflas na água da termopolimerizadora.



Figura 8- Muralha de silicone

Grupo 2- Inclusão com muralha de gesso pedra em mufla metálica (Figura 9) e polimerização convencional em água (74°C por 9 horas), iniciada imediatamente após a prensagem final e desinclusão após esfriamento das muflas na água da termopolimerizadora.



Figura 9- Muralha de gesso pedra

Grupo 3- Inclusão com muralha de silicone em mufla de fibra de vidro (Figura 10) e polimerização através da energia de microondas em ciclo de 20 minutos a 10% mais 5 minutos a 30% da potência do microondas, conforme instruções do fabricante e desinclusão após esfriamento das muflas em bancada à temperatura ambiente.



Figura 10- Muralha de silicone

Grupo 4- Inclusão com muralha de gesso pedra em mufla de fibra de vidro (Figura 11) e polimerização através da energia de microondas em ciclo de 20 minutos a 10% mais 5 minutos a 30% da potência do microondas, conforme instruções do fabricante e desinclusão após esfriamento das muflas em bancada à temperatura ambiente.



Figura 11- Muralha de gesso pedra

4.2.1.8. Abertura da mufla e remoção do modelo.

Após completo esfriamento da água utilizada no ciclo de polimerização para os grupos 1 e 2, as muflas foram retiradas da termopolimerizadora e abertas. As muflas dos grupos 3 e 4 foram retiradas do microondas e abertas após o esfriamento em bancada, à temperatura ambiente. Em seguida, os pequenos excessos de resina acrílica foram removidos, sem que as próteses fossem retiradas dos seus respectivos modelos, isto para que o posicionamento dos dentes não fosse influenciado pela liberação de tensões que ocorre na base da prótese total, quando a mesma é removida do modelo de gesso (BARCO, 1979).

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

As 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 direito (ID-MD) e incisivo central e segundo molar esquerdos (IE-ME) foram novamente avaliadas, da mesma maneira como descrito no procedimento de mensuração antes da polimerização.

4.3. Tratamento Estatístico.

Os dados obtidos na mensuração das distâncias transversais e ântero-posteriores foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível 5% de significância.

5 RESULTADO

A Tabela 1 e Figura 12 mostram que as médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M e ântero-posteriores ID-MD e IE-ME independentes do tipo de inclusão, não tiveram diferença estatística significativa ($p>0,05$) quando analisadas em relação ao fator polimerização (antes e após).

Tabela 1 – Médias das distâncias entre dentes (mm) em relação aos fatores polimerização e distância, independente do tipo de inclusão.

Polimerização	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Antes	$7,77 \pm 0,38$ a	$39,69 \pm 0,68$ a	$51,87 \pm 0,78$ a	$41,77 \pm 0,61$ a	$41,66 \pm 0,77$ a
Após	$7,75 \pm 0,36$ a	$39,69 \pm 0,76$ a	$51,87 \pm 0,77$ a	$41,88 \pm 1,04$ a	$41,63 \pm 0,70$ a

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

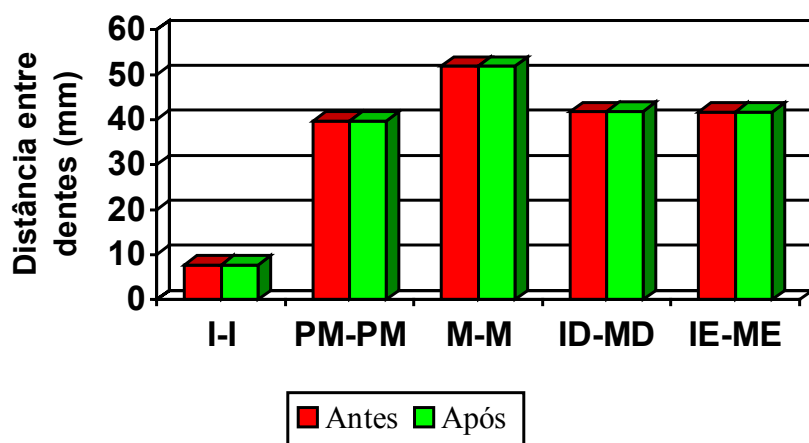


Figura 12 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes em relação ao fatores polimerização e distância, independente do tipo de inclusão.

A Tabela 2 e Figura 13 mostram o fator distância em cada grupo antes da polimerização onde as médias das distâncias entre dentes transversais I-I, PM-PM e M-M e ântero-posteriores ID-MD e IE-ME não tiveram diferença estatística significativa ($p>0,05$), independente do tipo de inclusão e polimerização.

Tabela 2 – Médias das distâncias entre dentes (mm) em cada grupo antes da polimerização, em relação ao fator distância.

Grupos	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Grupo I	7,86 \pm 0,23 a	39,95 \pm 0 86 a	51,91 \pm 0,68 a	41,73 \pm 0,90 a	41,64 \pm 0,91 a
Grupo II	8,02 \pm 0,46 a	39,38 \pm 0,73 a	51,71 \pm 0,79 a	41,78 \pm 0,38 a	41,55 \pm 0,80 a
Grupo III	7,62 \pm 0,27 a	39,57 \pm 0,55 a	52,17 \pm 0,98 a	42,01 \pm 0,49 a	41,73 \pm 0,94 a
Grupo IV	7,49 \pm 0,32 a	39,87 \pm 0,49 a	51,69 \pm 0,65 a	41,57 \pm 0,55 a	41,71 \pm 0,45 a

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

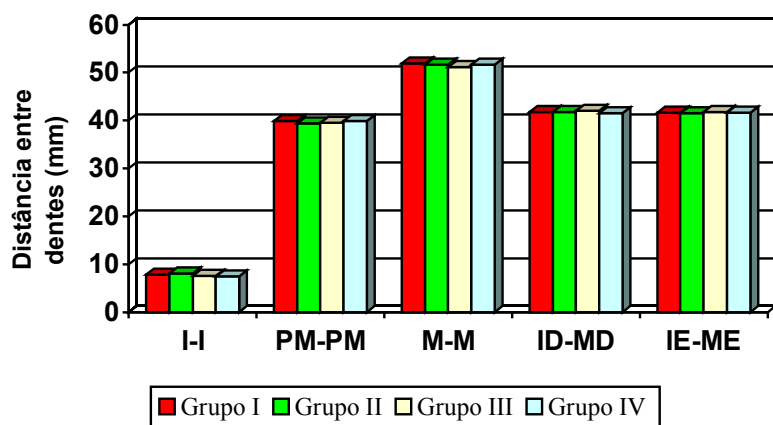


Figura 13 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes em cada grupo antes da polimerização, em relação ao fator distância.

A Tabela 3 e Figura 14 mostram que as médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M e ântero-posteriores ID-MD e IE-ME na inclusão com muralha de silicone e polimerização convencional, não apresentaram diferença estatística significativa ($p>0,05$) quando analisadas antes e após a polimerização.

Tabela 3– Médias das distâncias entre dentes (mm) no grupo 1 na interação polimerização-distância-inclusão.

Polimerização	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Antes	7,86 \pm 0,23 a	39,95 \pm 0,86 a	51,91 \pm 0,68 a	41,73 \pm 0,90 a	41,64 \pm 0,91 a
Após	7,83 \pm 0,28 a	39,97 \pm 0,98 a	51,93 \pm 0,66 a	41,69 \pm 0,60 a	41,54 \pm 0,71 a

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

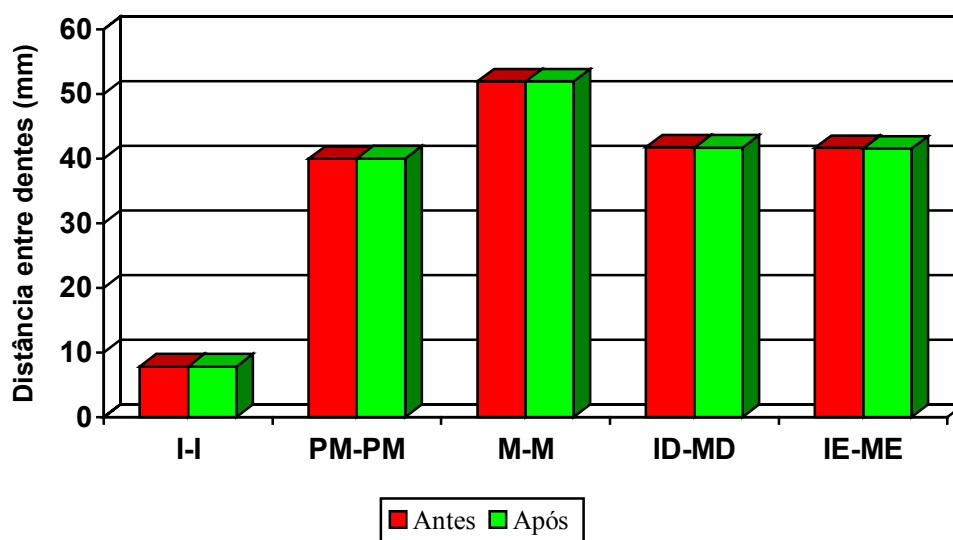


Figura 14 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes em relação ao fator polimerização, distância e inclusão no grupo 1.

A Tabela 4 e Figura 15 mostram que as médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M e ântero-posteriores ID-MD e IE-ME na inclusão com muralha de gesso pedra e polimerização convencional, não apresentaram diferença estatística significativa ($p>0,05$) quando analisadas antes e após a polimerização.

Tabela 4 – Médias das distâncias entre dentes no grupo 2 na interação polimerização-distância-inclusão.

Polimerização	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Antes	8,02 ± 0,46 a	39,38 ± 0,73 a	51,71 ± 0,79 a	41,78 ± 0,38 a	41,55 ± 0,80 a
Após	8,00 ± 0,44 a	39,39 ± 0,75 a	51,78 ± 0,83 a	41,88 ± 0,43 a	41,60 ± 0,77 a

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

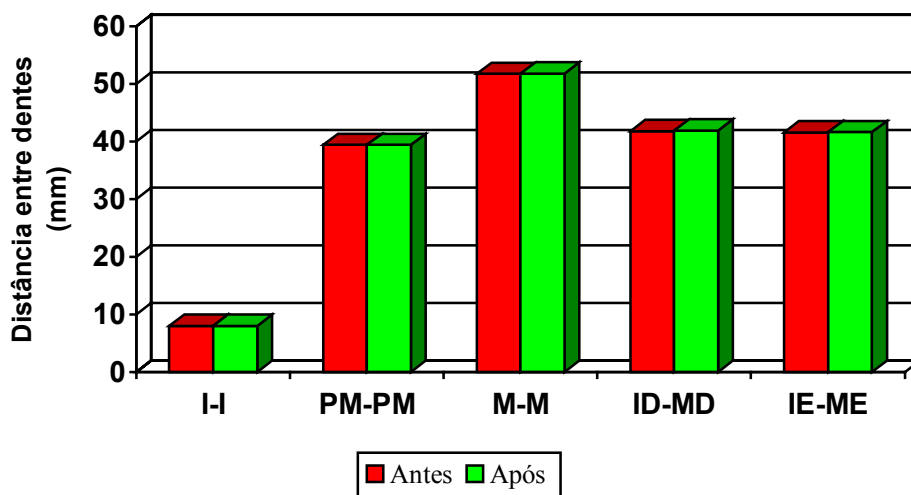


Figura 15 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes em relação ao fator polimerização, distância e inclusão no grupo 2.

A Tabela 5 e Figura 16 mostram que as médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M e ântero-posteriores ID-MD e IE-ME na inclusão com muralha de silicone e polimerização através da energia de microondas, não apresentaram diferença estatística significativa ($p>0,05$) quando analisadas antes e após a polimerização.

Tabela 5 – Médias das distâncias entre dentes no grupo 3 na interação polimerização-distância-inclusão.

Polimerização	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Antes	7,62 ± 0,27 a	39,57 ± 0,55 a	52,17 ± 0,98 a	42,01 ± 0,49 a	41,73 ± 0,94 a
Após	7,73 ± 0,30 a	39,41 ± 0,51 a	52,01 ± 0,96 a	41,77 ± 0,31 a	41,55 ± 0,84 a

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

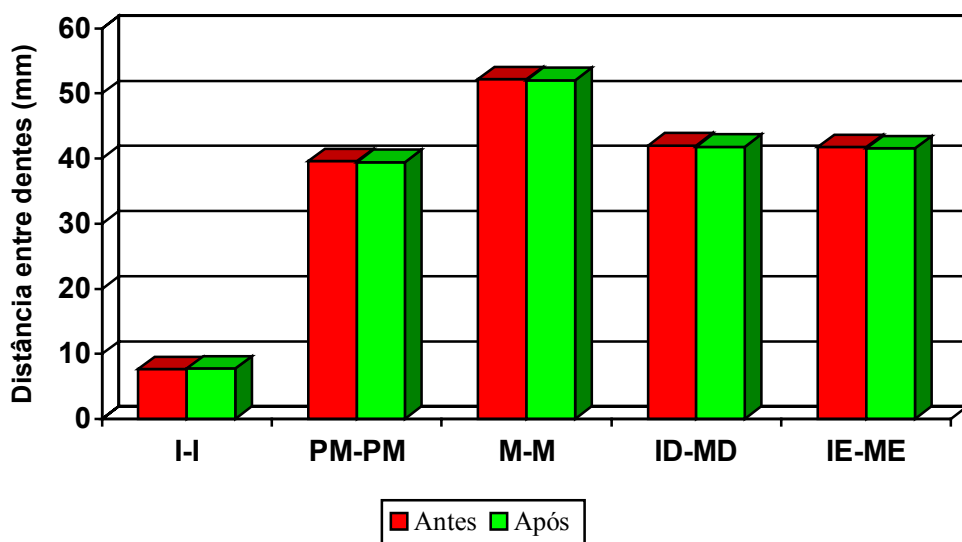


Figura 16 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes em relação ao fator polimerização, distância e inclusão no grupo 3.

A Tabela 6 e Figura 17 mostram que as médias das distâncias transversais I-I, PM-PM e M-M e ântero-posteriores ID-MD e IE-ME na inclusão com muralha de gesso pedra e polimerização através da energia de microondas não apresentaram diferença estatística significativa ($p>0,05$) quando analisadas antes e após a polimerização.

Tabela 6 – Médias das distâncias entre dentes no grupo 4 na interação polimerização-distância-inclusão.

Polimerização	Distância entre dentes (mm)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Antes	7,49 ± 0,32 a	39,87 ± 0,49 a	51,69 ± 0,65 a	41,57 ± 0,55 a	41,71 ± 0,45 a
Após	7,53 ± 0,28 a	40,01 ± 0,60 a	51,75 ± 0,70 a	42,19 ± 1,93 a	41,83 ± 0,50 a

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

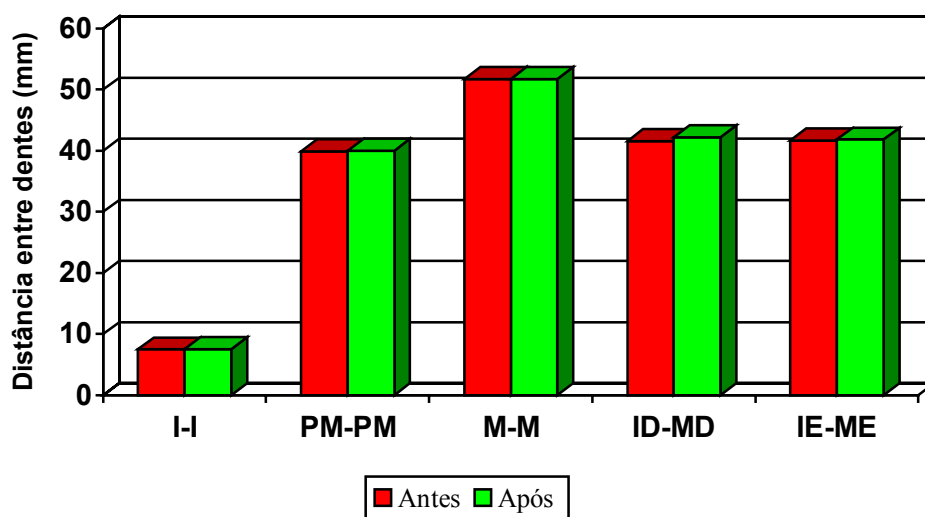


Figura 17 – Ilustração gráfica das médias das distâncias entre dentes em relação ao fator polimerização, distância e inclusão no grupo 4.

6 DISCUSSÃO

A principal desvantagem da resina acrílica, disponível para confecção de próteses totais desde 1937, é a alteração dimensional que se observa na desadaptação entre os modelos de gesso e as bases. Estes desajustes seriam resultantes da contração de polimerização e de diferenças no coeficiente de expansão térmica do modelo e da resina (PICKETT & APPLEBY, 1970; PEYTON, 1975).

Com o propósito de minimizar as alterações dimensionais que implicam na movimentação dental têm sido pesquisados os fatores responsáveis por estas alterações e métodos alternativos para confecção de uma prótese total. Na literatura existem estudos que avaliam alterações dimensionais em função de fatores, como falta de controle da temperatura do ciclo de polimerização (SKINNER, 1949), tipos de gesso para inclusão do modelo (SWEENEY & TAYLOR, 1950), uso incorreto dos gessos durante a inclusão (GRUNEWALD *et al.*, 1952), procedimentos insatisfatórios de acabamento e polimento (MATHEWS, 1954; GARFUNKEL, 1983), liberação das tensões internas após polimerização da resina acrílica e expansão do modelo de gesso (ATKINSON & GRANT, 1962), inclinação do modelo na mufla (LAM, 1965), diferenças no coeficiente de expansão térmica do molde, do modelo e da resina acrílica durante polimerização (PICKETT & APPLEBY, 1970) e contração de polimerização (CARVALHO, 1972).

Este trabalho avaliou a movimentação dental linear em prótese total superior, em função dos materiais de inclusão e métodos de polimerização.

Quando o fator distância foi considerado antes e após a polimerização, independente do tipo de inclusão realizada em cada grupo (Tabela 1 e Figura 12) nota-se que as médias das distâncias entre dentes nas posições transversais, região anterior e região posterior (I-I, PM-PM e M-M) e ântero-posteriores (ID-MD e IE-ME), não apresentaram diferença estatística significativa. Isso evidencia que embora a forma geométrica da base da prótese total seja um importante fator na estabilidade dimensional, onde a maior espessura na região posterior e a menor largura do arco na região anterior são evidências que estabelecem diferenças nas alterações dimensionais em cada distância (WOELFEL *et al.*, 1965; WINKLER *et al.*, 1971), não foi possível evidenciar esse fato nos resultados.

Este estudo não evidenciou movimentação dental significativa de acordo com o descrito em publicações anteriores (WINKLER *et al.*, 1971; KIMPARA & MUENCH, 1996; RIZZATI-BARBOSA & DALLARI 1996; BARNABÉ, 2000). Nossos resultados parecem concordar com as assertivas de BARCO *et al.* (1979) e BAEMMERT *et al.* (1990), que o confinamento do molde pelo material de inclusão pode dificultar o deslocamento dos dentes e restringir as tensões impostas à resina acrílica da base polimerizada mantendo-os próximos da posição inicial estabelecida antes da polimerização, independente da magnitude da alteração dimensional ocorrida nas diversas regiões da base. LECHNER & THOMAS (1994) avaliaram a movimentação dental em próteses totais inferiores onde a distância ântero-posterior se manteve em virtude do contato méso-distal dos dentes artificiais, situação que pode ter ocorrido em nosso estudo com a prótese total superior.

Embora os relatos de BECKER (1977) mostrassem que os deslocamentos dos dentes artificiais fossem em direção à linha média da prótese, onde as bordas da base se deslocavam em direção à linha média e crista do rebordo alveolar e a porção palatina se movia em direção à crista do rebordo, essa situação não foi verificada neste trabalho. Depois da polimerização, as alterações dimensionais das distâncias entre dentes foram contração e expansão, ou seja, mesma plano, porém, sentido contrário. Resultados de deslocamentos dentais sem comportamento padrão definido, quando se analisou o mesmo sentido de direção envolvendo lados direito e esquerdo, também foram observados por ARIOLI FILHO (1999) e CONSANI (2002). LATTA (1990) encontrou em seu estudo médias de deslocamentos dentais de contração na região frontal e de expansão na região lateral. Nossos resultados parecem confirmar que a alteração dimensional não é uniforme e varia também de acordo com outros fatores, como altura do rebordo (GLAZIER *et al.*, 1980), espessura da base e localização da resina acrílica dentro da mufla (WOLFAARDT *et al.*, 1986) e profundidade do palato (ABUZAR, 1995).

De acordo com a literatura, tensões são induzidas na massa do material durante o processamento (MARTINS & GALVÃO, 1962). Provavelmente essas tensões em nosso trabalho foram liberadas de forma semelhante em todas as regiões da mufla, não estabelecendo diferença estatística nas alterações dimensionais das distâncias entre dentes após polimerização, tanto na região anterior como na região posterior. Estes resultados não concordam com os relatos de MAHLER (1951), quando afirmou que o aumento da dimensão vertical em virtude da movimentação dental nas próteses

polimerizadas, podia ser provocado por diversos vetores de forças em condições desiguais, fazendo com que alguns dentes em determinadas regiões da prótese se movimentem mais que outros.

Os resultados da Tabela 2 e da Figura 13 mostram que o fator distâncias transversal (I-I, PM-PM e M-M) e ântero-posterior (ID-MD e IE-ME) antes da polimerização não promoveu diferença estatística significativa na posição dental nos grupos 1, 2, 3, 4. Isto significa que o método de montagem dos dentes adotado na metodologia (CONSANI, 2002) promoveu confiável padrão de uniformidade no posicionamento dos dentes em todas as distâncias .

Os resultados das Tabelas 3, 4, 5, 6 e Figuras 14, 15, 16 e 17 indicam que na interação polimerização-distância-inclusão (Grupo 1- muralha de silicone e polimerização convencional, Grupo 2- muralha de gesso pedra e polimerização convencional, Grupo 3- muralha de silicone e polimerização através da energia de microondas, Grupo 4- muralha de gesso pedra e polimerização através da energia de microondas) não houve diferença estatística significativa nas medidas das distâncias entre dentes transversais (I-I, PM-PM e M-M) e ântero-posteriores (ID-MD e IE-ME) antes e após a polimerização. Provavelmente, este resultado estatístico não significativo ocorreu porque as medidas das distâncias entre dentes foram realizadas logo após a demuflagem, sem retirar as próteses dos modelos de gesso. Segundo SKINNER (1949); PERLOWSKI (1953); WOELFEL *et al.* (1959 e 1960); SHIPPEE (1961); WOELFEL (1977) e CHEN, *et al.* (1988), a liberação das tensões induzidas pelo processamento da resina acrílica ocorrem com maior evidência após a retirada das próteses do modelo de

gesso. Contudo, este estudo intencionava avaliar a movimentação dental ocorrida em função do material de inclusão gesso pedra e silicone e dos métodos de polimerização convencional ou através da energia de microondas, sem a influência da retirada da base da prótese total do modelo. Outro resultado que explica não haver diferença estatística significativa na mensuração linear da alteração do posicionamento dos dentes nos resultados deste estudo é o fato que, de acordo com BARCO *et al.* (1979), os dentes da prótese total permanecem firmemente aderidos ao material de inclusão, durante a polimerização da resina.

Nossos resultados estão de acordo com trabalhos anteriores que afirmaram não haver diferença estatística significante nos valores da movimentação dos dentes artificiais, em relação aos materiais gesso e silicone utilizados na inclusão (TUCKER & FREEMAN, 1971; MUENCH & UETI, 1974; MAINIERI, 1980). Porém ZAKHARY (1976) e SCARANELO *et al.* (2002) avaliando a movimentação dos dentes artificiais em próteses totais encontraram melhores resultados na inclusão com gesso quando comparado à inclusão com silicone. Entretanto, MARCROFT *et al.* (1961) e REISBICK (1972) avaliando a movimentação dental evidenciaram melhores resultados na inclusão com silicone quando comparado à inclusão com gesso.

O fator polimerização não influenciou significativamente nas médias das distâncias entre dentes em nosso estudo. Estes resultados são consistentes aos dos estudos realizados por NISHII (1968), LEVIN *et al.* (1989) SANDERS (1991), COSTA (2001) e RIZZATI-BARBOSA & NADIN (2001), onde as resinas acrílicas polimerizadas através da energia de microondas são tão satisfatórias quanto as polimerizadas em banho de água

convencional. Porém não são consistentes aos resultados do estudo de ARIOLI FILHO *et al.* (1999) e NELSON *et al.* (1991), quando relataram que a polimerização da resina acrílica pelo ciclo convencional (em água a 74°C durante 9 horas) induzia menores alterações e comportamento mais uniforme na movimentação dos dentes. Embora KIMURA *et al.* (1983, 1984); POLIZOIS (1987); PITTA (1997); CHEN (1988) e BARNABÉ (2000) tenham verificado em seus estudos menores alterações e comportamento mais uniforme na movimentação dos dentes quando o método de polimerização através da energia de microondas foi usado.

A padronização dos procedimentos para confecção das próteses foi um dos fatores que colaborou para que as medidas das distâncias entre dentes antes e após a polimerização não apresentassem diferença estatística significativa (CONSANI, *et al.*, 2000).

Outro fato a ser considerado baseia-se no entendimento que a contração de polimerização pode ser compensada pela expansão térmica da resina acrílica ocorrida no processamento. Posteriormente, essa expansão seria restringida pelo modelo de gesso, onde o padrão 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 esfriar (KAWARA *et al.*, 1998; KOMIYAMA & KAWARA, 1998), o que demonstra a grande complexidade do processo, que provavelmente pode ter influenciado nossos resultados.

Esse entendimento facilita a compreensão da existência de resultados sem diferença estatística significativa, onde a movimentação dos dentes não dependeria somente da interação polimerização-distância-inclusão. 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 deslocar os dentes com diferença estatística significativa em direção transversal ou ântero-posterior, situação que também ocorreu no estudo de CONSANI (2002).

Na prática, o uso de muralha de silicone associada à polimerização em microondas resultaria em ganho de tempo, uma vez que o método de polimerização em microondas é rápido e a inclusão com silicone possibilita polimerização adequada da resina (DEL BEL CURY, 1998) e limpa, facilitando a demuflagem, acabamento e polimento (ZANI & VIEIRA, 1979; LEVIN, 1989).

A importância dos resultados deste estudo foi demonstrar que o uso da muralha de silicone ou de gesso e da polimerização convencional ou através da energia de microondas, não diferiram estatisticamente nos valores das medidas das distâncias entre dentes antes e após a polimerização.

Nessas condições, ambos processamentos promoveriam próteses totais satisfatórias para uso clínico, restabelecendo adequadamente ao paciente função, estética, fonética e eficiência mastigatória.

7 CONCLUSÃO

A partir da metodologia aplicada e com base nos resultados analisados e na discussão podemos concluir que :

1- Não houve diferença estatística significativa nos valores da movimentação dental em cada distância em relação ao fator polimerização, independente do tipo de inclusão.

2- Não houve diferença estatística significativa nos valores da movimentação dental na interação polimerização - distância - inclusão.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- ABUZAR, M. A. M.; JAMANI, K.; ABUZAR, M.. Tooth movement during processing of complete denture and its relation to palatal form. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 5, p. 445-449, May. 1995.
- 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.
- BARNABÉ, W. **Processamento de próteses totais. Influência de quatro técnicas na alteração da posição dos dentes artificiais.** Bauru, 2000. 104 p. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo,

* Baseada 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”.

- 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.
- 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. **Movimentação linear dos dentes em prótese total superior sob influência dos tipos de prensagem e desinclusão.** Piracicaba, 2002. 113p. Tese (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- CORRÊA, G.A. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dan) 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.
- COSTA, S.C. *et al.* Comparação no posicionamento dentário, observado em próteses totais, utilizando-se três técnicas de prensagem. **Arquivos em Odontologia.**, Belo Horizonte, v.34, n.1, p.61-68, jan/jun. 2001.

DEL BEL CURY, A. A. **A Influência do material de revestimento sobre as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas polimerizadas com energia de microondas.** Piracicaba, 1998. 87p. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

DOMITTI, S.S. *Sistematização do ensino integrado da prótese total.* 1. ed., São Paulo: Livraria Santos, 1990, cap. 21, p. 147-161.

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.

GLAZIER, S.; FIRTELL, D. N.; HARMAN, L.L. Posterior peripheral seal distortion related to height of the maxillary ridge. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 10, p. 508-510, May. 1980.

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

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.

JAMANI, K.D.; ABUZAR, M. A . M. Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. **J. Oral Rehab.**, v. 25, p. 725-729, 1998.

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.
- KIMURA, H. et al. Application of microwave for dental technique (Part I). Dough forming and curing of acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, v.23, p.43-449, Aug. 1983.
- KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Application of microwave for dental technique (Part 2). Adaptability of cured acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, v. 24, p. 21-29, Dec. 1984.
- 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.
- LEVIN, B.; SANDERS, J. L.; REITZ, P. V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. 3, p. 381-383, Mar. 1989.
- 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.
- MARCROFT, K. R.; TENCATE, R. L.; HURST, W. W. Use of silicone rubber mold technique for processing. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 11, n. 4, p. 657-664, July./Aug. 1961.
- MARTINS, E. A.; GALVÃO, S., Alterações nas bases de dentaduras de resina. **Revta. Fac. Odont. P. Alegre**, Porto Alegre, v. 4, p. 151-161, 1962.
- MATTHEWS, E. Residual problems in full denture prosthesis. *Br. Dent. J.*, London, v.97, n.7, p. 167-177, Oct. 1954.
- MUENCH, A.; UETI, M. Alterações das posições das dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. **Revta. Fac. Odont. São Paulo**, v.12, n.1, p. 131-138, Jan./Jun. 1974.
- 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.
- PEYTON, F.A. History of resins in dentistry. **Dent. Clin. N. Am.**, Philadelphia, v.19, n.2, p.211-222, Apr. 1975.

- 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.
- PICKETT, H.G., APPLEBY, R.C. A comparison of six acrylic resin processing technics. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 80, n. 6, p. 1309-1314, June, 1970.
- PITTA, M. S. S. **Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses totais polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes do polimento.** PIRACICABA, 1997. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 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.
- REISBICK, M. H. Silicone as a denture mold liner. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 26, n. 4, p. 382-386, 1972.
- 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.
- RIZZATI-BARBOSA, NADIN, P. Análise da movimentação de dentes de próteses totais polimerizadas com energia de microondas em função da sorção de água: influência da pressão e temperatura. **R. Fac. Odontol.**, Porto Alegre, v.43, n.2, p. 41-44, dez. 2002.
- SANDERS, J. L. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 22, n. 3, p. 181-186, Mar.1991.

- SCARANELO, R.M. *et al.* Influência dos moldes de gesso forrados com silicone e da pressão exercida no fechamento da mufla, na adaptação de prótese total polimerizada por energia de microondas. **Revta. PCL**, v.4, n.19, p.229-233, 2002.
- 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.
- SOUZA, H.R. Mufla HH – Instrumento utilizado para minimizar os desajustes oclusais das próteses totais. **Revista. Ass. Paul. Cirurg. Dent.**, vol. 41, n. 5, p. 270-274, set/out. 1987.
- SWEENEY, W. T., TAYLOR, D. F. Dimensional changes in dental stone and plaster. **J. dent.Res.**, Chicago, v.29, n. 6, p. 749-755, Dec. 1950.
- SKINNER, E. W. Acrylic resins: na appraisal of their use in dentistry. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.39, n.3, p.261-268, sept. 1949.
- TUCKER, K. M.; FREEMAN, B. J. The effect of investing material on processing changes in complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 25, n. 2, p. 206- 210, 1971.
- 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. Dimensional changes occurring in artificial dentures. **Int. Dent. J.**, v. 9, n. 4, p. 451-460, May. 1959.

WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C. .,SWEENEY, W.T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **J. Am. Dent. Ass.** v.61, n.6, , 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.

WOELFEL, J.B. Processing complete dentures. **Dent. Clin. N. Am.**, Philadelphia, v.21, n. 2, p. 329-338, Apr. 1977.

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.

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.

ZANI, D.; VIEIRA, D. F. A comparative study of as a separering medium for dentures processing. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 42, n.2, p. 386-391, 1979.

APÊNDICE

1. Resultados originais das medidas das distâncias entre dentes em milímetro

Quadro 1 - Inclusão com muralha de silicone e polimerização convencional.

Grupo 1 - Inclusão com Muralha de Silicone e Polimerização Convencional										
	Antes da Polimerização					Após a Polimerização				
Amostra	I - I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I - I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
1	7,66	39,00	51,00	41,20	42,29	7,71	38,72	51,15	41,12	42,15
2	7,80	40,65	52,07	41,59	41,47	7,79	40,93	52,34	41,36	41,25
3	7,70	39,39	52,24	42,26	42,10	7,62	39,22	52,33	42,13	41,96
4	8,17	41,07	52,45	40,22	39,83	8,18	41,08	52,27	40,76	40,57
5	7,80	40,08	51,91	42,46	42,82	7,87	40,20	51,94	42,29	42,58
6	7,98	38,47	51,47	40,48	42,26	8,08	38,37	51,29	41,13	42,07
7	7,97	39,72	51,94	43,15	41,75	8,29	39,68	51,15	42,05	40,80
8	7,49	40,25	51,44	41,67	40,84	7,34	40,31	51,62	41,58	40,71
9	8,27	39,81	51,26	42,24	40,78	7,82	40,05	51,94	42,65	41,27
10	7,84	41,14	53,37	42,12	42,33	7,66	41,22	53,28	41,88	42,14

Quadro 2 - Inclusão com muralha de gesso pedra e polimerização convencional.

Grupo 2 - Inclusão com Muralha de Gesso Pedra (Tipo III) e Polimerização Convencional										
	Antes da Polimerização					Após a Polimerização				
Amostra	I - I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I - I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
1	7,66	39,53	51,68	42,18	41,57	7,70	39,62	51,70	42,24	41,55
2	7,54	39,83	50,81	41,94	40,44	7,51	39,97	50,99	41,99	40,58
3	8,80	40,38	51,57	41,73	41,32	8,76	40,20	51,56	41,81	41,31
4	8,21	39,01	52,02	42,42	42,25	8,05	38,99	52,14	42,79	42,37
5	7,83	38,59	51,75	41,67	41,30	7,85	38,56	51,90	41,74	41,42
6	8,31	39,78	53,44	41,09	43,47	8,26	39,72	53,68	41,26	43,43
7	7,49	39,62	52,11	41,85	41,09	7,49	39,69	52,15	41,96	41,23
8	8,64	37,80	51,69	41,41	41,31	8,64	37,72	51,62	41,48	41,33
9	8,13	39,77	50,44	41,59	41,35	8,12	39,84	50,48	41,56	41,40
10	7,61	39,50	51,60	42,00	41,45	7,65	39,61	51,63	42,06	41,43

Quadro 3 - Inclusão com muralha de silicone e polimerização em microondas.

Grupo 3 - Inclusão com Muralha de Silicone e Polimerização em Microondas										
	Antes da Polimerização					Após a Polimerização				
Amostra	I - I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I - I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
1	7,61	38,57	53,60	42,37	43,11	7,66	38,55	53,44	42,15	42,85
2	7,57	40,11	51,17	41,62	40,32	7,69	39,88	51,13	41,35	40,40
3	7,96	40,03	50,76	41,76	42,34	7,90	39,95	50,63	41,55	42,13
4	7,66	39,45	52,36	41,83	42,02	7,60	39,25	52,21	41,64	41,77
5	7,88	38,80	51,69	42,23	40,60	8,02	38,64	51,67	41,98	40,68
6	7,32	39,63	53,12	43,13	42,25	8,30	39,47	53,02	42,95	41,94
7	7,58	39,24	51,28	41,28	40,58	7,54	39,12	51,14	41,02	40,31
8	7,05	39,93	51,71	41,99	41,89	7,13	39,61	51,32	41,81	41,75
9	7,82	40,04	53,09	41,94	41,61	7,75	39,92	52,99	41,64	41,43
10	7,80	39,98	52,98	42,04	42,60	7,78	39,71	52,59	41,67	42,32

Quadro 4 - Inclusão com muralha de gesso pedra e polimerização em microondas.

Grupo 4 - Inclusão com Muralha de Gesso Pedra (Tipo III) e Polimerização em Microondas										
	Antes da Polimerização					Após a Polimerização				
Amostra	I - I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I - I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
1	7,11	39,36	52,21	42,14	41,70	7,20	40,19	52,40	42,25	42,01
2	7,55	39,36	50,26	42,12	41,79	7,50	39,49	50,35	42,13	42,03
3	7,26	39,38	51,37	41,07	42,09	7,42	39,35	51,47	41,52	42,14
4	7,38	40,23	51,26	40,90	41,05	7,58	40,26	51,59	41,04	41,30
5	7,85	40,25	52,34	41,35	42,07	7,59	41,27	52,90	41,26	42,43
6	7,00	39,96	52,16	42,16	41,24	7,02	39,84	52,15	42,04	41,,21
7	7,35	39,33	51,37	40,71	41,37	7,48	39,21	51,29	40,84	41,41
8	7,60	40,05	51,75	41,83	41,41	7,67	40,01	51,65	47,54	41,36
9	7,90	40,75	52,35	41,41	41,84	7,96	40,54	52,26	41,37	41,85
10	7,94	40,11	51,84	42,05	42,55	7,91	39,98	51,47	41,99	42,66

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Código do Projeto: Tese

Responsável: Noéli Boscato

Delineamento Experimental: Alteração

Observações não transformadas

NOMES DOS FATORES

FATOR NOME

A GRUPO
B TEMPO
C PONTO

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE GRUPO DENTRO DE ANTES E DEPOIS DA POLIMERIZAÇÃO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	GRUPO3	50	36.626001	36.626001	a	A
2	1	GRUPO1	50	36.625402	36.625402	a	A
3	2	GRUPO2	50	36.491399	36.491399	a	A
4	4	GRUPO4	50	36.469400	36.469400	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE GRUPO DENTRO DE APÓS POLIMERIZAÇÃO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	4	GRUPO4	50	36.667261	36.667261	a	A
2	1	GRUPO1	50	36.597998	36.597998	a	A
3	2	GRUPO2	50	36.534860	36.534860	a	A
4	3	GRUPO3	50	36.499000	36.499000	a	A

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

D.M.S. 5% 0.36136 D.N.S, 1% 0,43412

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE ANTESPOL DO FATOR TENPD E I-I DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	GRUPO2	10	8.022000	8.022000	a	A
2	1	GRUPO1	10	7.867999	7.867999	a	A
3	3	GRUPO3	10	7.625001	7.625001	a	A
4	4	GRUPO4	10	7.493000	7.493000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE ANTESPOL DO FATOR TEMPO E PM-PM DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	4	GRUPO4	10	40.014304	40.014304	a	A
2	1	GRUPO1	10	39.978000	39.978000	a	A
3	3	GRUPO3	10	39.410001	39.410001	a	A
4	2	GRUPO2	10	39.391998	39.391998	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE APOSPOL DO FATOR TEMPO E M-M DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	3	GRUPO3	10	52.014001	52.014001	a	A
2	1	GRUPO1	10	51.931000	51.931000	a	A
3	2	GRUPO2	10	51.784998	51.784998	a	A
4	4	GRUPO4	10	51.753003	51.753003	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE AOSPOL DO FATOR TEMPO E ID-MD DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	4	GRUPO4	10	42.197998	42.197998	a	A
2	2	GRUPO2	10	41.889001	41.889001	a	A
3	3	GRUPO3	10	41.775995	41.775995	a	A
4	1	GRUPO1	10	41.694998	41.694998	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE AOSPOL DO FATOR TEMPO E IE-ME DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	4	GRUPO4	10	41.638000	41.838000	a	A
2	2	GRUPO2	10	41.605301	41.605301	a	A
3	3	GRUPO3	10	41.558002	41.558002	a	A
4	1	GRUPO1	10	41.549994	41.549994	a	A

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

D.M.S. 5% 0.80802 D.M.S. 1% 0.97071

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOLI	200	86.514780	86.574780	a	A
2	1	ANTESPOL	200	86.558050	86.558050	a	A

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

D.M.S. 5% 0.18900 — D.M.S. 1% 0.18119

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO1 DO FATOR GRUPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	50	36.625402	36.625402	a	A
2	2	AOSPOL	50	36.597998	86.597998	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO2 DO FATOR GRUPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	50	36.534860	36.534860	a	A
2	1	ANTESPOL	50	36.491399	36.491399	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO3 DO FATOR GRUPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	50	36.626001	36.626001	a	A
2	2	AOSPOL	50	36.499000	36.499000a	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO4 DO FATOR GRUPO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	50	36.667261	36.667261	a	A
2	1	ANTESPOL	50	36.469400	36.469400	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE M-M DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	40	51.873250	51.873250	a	A
2	2	AOSPOL	40	51.870750	51.870750	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE IE-ME DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	40	41.889498	41.889498	a	A
2	1	ANTESPOL	40	41.779999	41.779999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE M-M DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	40	41.661253	41.661253	a	A
2	2	AOSPOL	40	41.637824	41.637824	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO1 DO FATOR GRUPO E I-I DO FATOR TEMPO M-M DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	10	7.867999	7.867999	a	A
2	2	AOSPOL	10	7.836000	7.836000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO1 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO PM-PM DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	39.978000	39.978000	a	A
2	1	ANTESPOL	10	39.958002	39.958002	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO1 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO M-M DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	51.931000	51.931000	a	A
2	1	ANTESPOL	10	51.915002	51.915002	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO1 DO FATOR GRUPO E ID-MD DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	10	41.739001	41.739001	a	A
2	2	AOSPOL	10	41.694998	41.694998	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO1 DO FATOR GRUPO E IE-ME DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	10	41.647003	41.647003	a	A
2	2	AOSPOL	10	41.549994	41.549994	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO2 DO FATOR GRUPO E I-I DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	10	8.022000	8.022000	a	A
2	2	AOSPOL	10	8.003000	8.003000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO2 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO PM-PM DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	39.391998	39.391998	a	A
2	1	ANTESPOL	10	39.380997	39.380997	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO2 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO M-M DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	51.784998	51.784998	a	A
2	1	ANTESPOL	10	51.710999	51.710999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO2 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO ID-MD DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	41.889001	41.889001	a	A
2	1	ANTESPOL	10	41.787997	41.787997	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO2 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO ID-MD DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	41.605301	41.605301	a	A
2	1	ANTESPOL	10	41.555002	41.555002	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO3 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO I-I DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	7.737000	7.737000	a	A
2	1	ANTESPOL	10	7.625001	7.625001	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO3 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO PM-PM DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	10	39.578003	39.578003	a	A
2	2	AOSPOL	10	39.410001	39.410001	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO3 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO M-M DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	10	52.175995	52.175995	a	A
2	2	AOSPOL	10	52.014001	52.014001	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO3 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO ID-MD DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	10	42.019000	42.019000	a	A
2	2	AOSPOL	10	41.775995	41.775995	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO3 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO IE-ME DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	1	ANTESPOL	10	41.732004	41.732004	a	A
2	2	AOSPOL	10	41.558002	41.558002	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO4 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO I-I DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	7.533000	7.533000	a	A
2	1	ANTESPOL	10	7.493000	7.493000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO4 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO PM-PMI DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	40.014304	40.014304	a	A
2	1	ANTESPOL	10	39.877997	39.877997	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO4 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO PM-PM DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	51.753003	51.753003	a	A
2	1	ANTESPOL	10	51.691003	51.691003	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO4 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO ID-MD DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	42.197998	42.197998	a	A
2	1	ANTESPOL	10	41.573996	41.573996	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE GRUPO4 DO FATOR GRUPO E DO FATOR TEMPO IE-ME DO FATOR PONTO

N.ORDEM	N.TRAT.	NOME	N.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIG.	5%	1%.
1	2	AOSPOL	10	41.838000	41.838000	a	A
2	1	ANTESPOL	10	41.711002	41.711002	a	A