UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

ADRIANA OSHIRO

Estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão (DVO) em dentaduras completas variando-se a fase de inserção da resina acrílica para microondas em mufla e utilizando-se a técnica do propiciador de espaço.

Bauru

2007

ADRIANA OSHIRO

Estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão (DVO) em dentaduras completas variando-se a fase de inserção da resina acrílica para microondas em mufla e utilizando-se a técnica do propiciador de espaço.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral
Orientador: Prof. Dr. Milton Carlos Gonçalves Salvador

Bauru

2007

Oshiro, Adriana

Os26a Estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão (DVO) em dentaduras completas variando-se a fase de inserção da resina acrílica para microondas em mufla e utilizando-se a técnica do propiciador de espaço/Adriana Oshiro -- Bauru, 2007.

83p. :il.; 30 cm.

Dissertação. (Mestrado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Milton Carlos Gonçalves Salvador

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

ADRIANA OSHIRO

15 de Setembro de 1982

Nascimento

Bauru – SP

Filiação

Ricardo Oshiro

Cleusa Akemi Nakao Oshiro

2000-2003

Curso de Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo, em Bauru/SP.

2004

Prática Profissionalizante: Prótese Dentária, pela Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.

2005 – 2007

Curso de Pós-Graduação em nível de Mestrado, área de Reabilitação Oral, pela Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.

Associação

Conselho Regional de Odontologia do Estado de São Paulo

Agradecimientos

Agradeço primeiramente a **Deus**, responsável pela minha existência e que guia meus passos na direção certa, mesmo que muitas vezes eu O acabe deixando em segundo plano...

A minha **família** que eu tanto amo... pelo apoio e incentivo na realização desse curso, em especial a minha irmãzinha **Luciana**, sempre minha fonte de escape, desabafo... um pilar em todos os momentos em que precisei;

Ao meu amor, **Gustavo**, por toda a compreensão, por todo o apoio... sempre junto comigo, dentro do meu coração... seu exemplo de determinação e esforço em tudo o que faz foram minha fonte de energia na realização desse trabalho;

Aos meus **amigos**... sempre dispostos a ajudar, em tudo o que precisei, e por toda a diversão que proporcionaram... são vocês que fizeram e ainda fazem minha vida mais colorida;

Ao Prof. **Milton Carlos Gonçalves Salvador**... mais que um orientador, um amigo, sempre disposto a ajudar, sempre me tranquilizando em todos os momentos. Um exemplo de pessoa a ser seguido, fonte de sabedoria, humildade, amizade e confiança;

A todos os professores do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru, FOB-USP, **Prof. Accácio Lins do Vale, Prof. Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Prof. Gerson Bonfante, Prof. José Henrique Rubo, Profa. Lucimar Falavinha Vieira, Prof. Luiz Fernando Pegoraro, Prof. Paulo César Rodrigues Conti, Prof. Paulo Martins Ferreira, Prof. Pedro César Garcia de Oliveira, Prof. Renato de Freitas, Prof. Ricardo Marins de Carvalho, Prof. Vínicius Carvalho Porto, Prof. Wellington Cardoso Bonachela**... pelos ensinamentos, amizade e consideração;

Ao amigo, **Reivanildo Francisco Viana**... pela paciência e disposição em transmitir todos os seus conhecimentos, respeito, incentivo. Sempre ao meu lado durante toda essa pesquisa, dias e dias nos laboratórios, com toda a paciência do mundo;

Ao **Prof. José Roberto Pereira Lauris**, pela orientação e auxílio na estatística desse trabalho;

Ao **Departamento de Materiais Dentários da FOB-USP**, pelos vários dias utilizando suas dependências, e em especial ao **Prof. Paulo Afonso Silveira Francisconi**, pelo apoio e incentivo;

Aos amigos e colegas de curso pela amizade e respeito: **Ana Paula, Daniel Bayardo, Daniel Sartorelli, Fernando, Flora, Gabriela, Jefferson, Luciana, Luiz Eduardo, Paola, Rafael, Romão, Thiago e Valéria**;

Ao amigo **Antônio Ricardo Calazans Duarte**, sempre presente incentivando, apoiando, sugerindo, transmitindo de maneira humilde e paciente seus conhecimentos e me tranquilizando nos momentos de estresse;

Aos agora novos mestrandos, **Fábio Kenji Shiratori, Daniel Afonso Hiramatsu e Marcelo Barbosa Ramos** pela companhia, sugestões, incentivo e toda a ajuda;

Aos **funcionários da Biblioteca e da Pós-Graduação**, pela atenção e orientação sempre que precisei;

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)**, pela bolsa de estudos concedida;

A todos vocês, meu eterno muito obrigada!

SUMÁRIO

Lista de Ilustrações.....	xvii
Lista de Tabelas.....	xvii
Lista de Quadros.....	xvii
Resumo.....	xix
Abstract.....	xxiii
1 Introdução.....	1
2 Revisão da Literatura.....	5
3 Proposição.....	31
4 Material e Métodos.....	35
4.1. Material, Dispositivos e Aparelhos.....	37
4.2. Métodos.....	38
4.2.1 Obtenção da matriz para confecção dos modelos.....	38
4.2.2 Obtenção de modelos edentados de gesso.....	39
4.2.3 Obtenção das chapas de prova padronizadas.....	41
4.2.4 Obtenção da matriz para montagem dos dentes.....	41
4.2.5 Leitura inicial.....	43
4.2.6 Grupos.....	44
4.2.7 Inclusão em mufla.....	44
4.2.8 Eliminação da cera – abertura da mufla.....	47
4.2.9 Preenchimento e prensagem das muflas.....	48
4.2.10 Ciclo de polimerização.....	49
4.2.11 Avaliação das alterações dimensionais pelo aumento da dimensão vertical de oclusão.....	50
4.3 Análise estatística.....	50

5 Resultados.....	51
6 Discussão.....	55
7 Conclusões.....	65
Referências Bibliográficas.....	69
Anexos.....	81

Listas

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 - Matriz de silicona “encaixotada” para obtenção dos modelos edêntulos superiores	39
Figura 2 - Tampa em resina acrílica.....	39
Figura 3 - Confeção do modelo superior com peso aferido.....	40
Figura 4 - A) Placa metálica para remontagem.	
B) Modelo de gesso obtido.....	40
Figura 5 - Modelo com respectiva chapa de prova.....	41
Figura 6 - Matriz de silicona para montagem dos dentes.....	42
Figura 7 - Dentes posicionados na matriz.....	42
Figura 8 - Modelo com dentes montados em cera.....	43
Figura 9 - Modelos montados no articulador: A) Modelo experimental.	
B) Modelo inferior fixo.	
Relógio micrométrico (C).....	44
Figura 10 - Silicona Vipsil (A) e placas de acetato (B) nas bordas da mufla.....	45
Figura 11 - Placa de acetato com abertura central posicionada.....	46
Figura 12 - Pote plástico e peso de 1 kg posicionados sobre a placa de acetato.....	46
Figura 13 - Propiciador de espaço.....	47
Figura 14 - Muralha de Zetalabor confeccionada.....	47
Figura 15 - Excesso de resina ocupando o espaço gerado pelo propiciador de espaço.....	49
Figura 16 - Modelos montados no articulador: A) Modelo experimental (remontagem).	
B) Modelo inferior fixo.	
Relógio micrométrico (C).....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Mediana, média, desvio padrão, soma e valores máximo e mínimo.....	53
Tabela 2 - Teste não-paramétrico de Kruskal Wallis.....	53
Tabela 3 - Teste de Miller para comparações individuais.....	54

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Medidas individuais, médias iniciais/finais e diferenças (quantidade de alteração após processamento) para o grupo F, em micrômetros.....	84
Quadro 2 - Medidas individuais, médias iniciais/finais e diferenças (quantidade de alteração após processamento) para o grupo FP, em micrômetros.....	84
Quadro 3 - Medidas individuais, médias iniciais/finais e diferenças (quantidade de alteração após processamento) para o grupo A, em micrômetros.....	85
Quadro 4 - Medidas individuais, médias iniciais/finais e diferenças (quantidade de alteração após processamento) para o grupo AP, em micrômetros.....	85

Resumo

RESUMO

As alterações de dimensão vertical de oclusão em dentaduras completas foram avaliadas através da mudança da fase de inserção (arenosa ou pegajosa) da resina acrílica de microondas Onda-Cryl em muflas próprias com a utilização ou não da técnica do propiciador de espaço. Foram confeccionadas dentaduras superiores em cera, corretamente articuladas com uma dentadura inferior previamente montada em articulador semi-ajustável, sendo realizadas as medidas de dimensão verticais iniciais através de um relógio micrométrico. Estas próteses superiores em cera foram divididas em quatro grupos de 10 elementos cada para acrilização: grupo F (inserção da resina acrílica na fase fibrilar em mufla, sem a utilização da técnica do propiciador de espaço), grupo FP (inserção na fase fibrilar, com utilização da técnica do propiciador de espaço), grupo A (fase arenosa, sem a técnica do propiciador de espaço) e grupo AP (fase arenosa, com a técnica do propiciador de espaço). O ciclo de polimerização em todos os grupos foi de 3 minutos a 30% da potência, 4 minutos com 0 (zero) de potência e 3 minutos a 90% da potência, em forno microondas de 800 Watts, conforme as instruções do fabricante. Após a acrilização, as dentaduras superiores, juntamente com seus respectivos modelos, foram remontadas no articulador semi-ajustável (através da técnica do split-cast com imã), onde novas medidas foram tomadas e comparadas com as iniciais. Os resultados foram submetidos à análise estatística e demonstraram que a técnica do propiciador de espaço foi efetiva na diminuição das alterações de dimensão vertical e que a mudança da fase de inserção da resina, embora não estatisticamente significativa, também provoca uma redução dessas alterações.

Palavras-chave: Prótese Total. Dimensão Vertical.

Abstract

ABSTRACT

Influence of acrylic resin stages and of the space propitiator technique on vertical dimension of occlusion in total dentures

Changes in vertical dimension of occlusion in maxillary complete dentures were evaluated after modifying Onda Cryl acrylic resin insertion stages (sandy or stringy) in specific flasks or employing or not a space propitiator technique. Forty maxillary wax total dentures were made and randomly assigned in four groups, each one with 10 elements. They were all mounted in a semi-adjustable articulator and the initial vertical dimension measurements were recorded by the means of a gauging device attached to the articulator's guideline. The 4 groups were: Group S (Stringy stage, no use of space propitiator technique), Group SP (Stringy stage associated with the space Propitiator technique), Group Sn (Sandy stage, no use of space propitiator technique) and Group SnP (Sandy stage associated with the space Propitiator technique). All specimens were processed in a domestic microwave oven according to Onda cryl manufacturer's instructions. After the curing cycle, the flask was removed from the oven, remaining on the bench until its full cooling and the remounted standardized dentures were replaced in the articulator were reevaluated. The vertical dimensional alterations values were submitted to statistical analysis. Space propitiator technique was effective on reducing the vertical dimension alterations and changing the resin stage (sandy instead stringy stage) results in minor alterations on vertical dimension, although not statistically significant.

Keywords: Complete Denture. Vertical Dimension.

1 INTRODUÇÃO

Por aproximadamente setenta e cinco anos, a borracha foi o material disponível mais satisfatório para a confecção de bases de próteses totais. O celulóide, utilizado na mesma época, apresentava uma aparência inicial melhor, mas rapidamente se deformava e perdia sua cor⁸⁷.

As resinas acrílicas eram utilizadas com sucesso considerável no campo industrial em pára-brisas de aviões e outras inovações⁸⁶. Aceita na odontologia em 1937¹⁹ como material para bases de dentaduras, como todo material novo, levou algum tempo para ser dominado. Porosidades, excesso de monômero residual, desconforto, pouca intimidade com o material e oclusão incorreta advindas das alterações dimensionais foram fatores importantes nesta fase de adaptação, não impedindo sua utilização⁶.

Desde o seu surgimento, várias técnicas têm sido desenvolvidas tentando melhorar as propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas. HARMAN⁴⁴ (1949); STECK⁸⁴ (1948); KERN⁴⁷ (1941); SWEENEY, PAFFENBARGER, BEAL⁸⁷ (1942); WOELFEL⁹⁶ (1977) e CARVALHO¹⁸ (1972) propõem ciclos considerados ideais na polimerização da resina acrílica. TUCKFIELD, WORNER & GUERINI⁸⁹ (1943) preocupados em encontrar a temperatura ideal de polimerização criaram um ciclo aplicado até hoje nas escolas de odontologia. Em 1968, NISHII⁶⁴ desenvolveu um método de polimerização pelo forno de microondas, resultando numa diminuição do tempo de cura e diminuição de porosidades, com aquecimento por igual do padrão, e propriedades físicas semelhantes ao processo comum. Assim, em 1983, KIMURA et al⁵⁰ idealizaram uma mufla de plástico reforçada com fibra de vidro (F.R.P.), a qual poderia ser utilizada em fornos de microondas. TURCK et al⁹¹ (1992) comparam as alterações dimensionais ocorridas nas resinas convencionais, de microondas e ativadas por luz visível, concluindo que não existiram diferenças significantes entre elas, ou seja, todas tiveram deformidades semelhantes.

Em se tratando especificamente do controle das alterações ocorridas, podemos enumerar além dos ciclos de polimerização, outros fatores como entendimento das reações de expansão e contração de polimerização e térmicas, tempo de espera pós-prensagem, preparo dos modelos pré-prensagem, incremento de espessura da base da prótese, materiais e técnicas de inclusão e separação das próteses dos modelos de

trabalho (GEORGETTI; GEORGETTI & OLIVEIRA, 2003)⁴⁰, a inserção da resina na fase pegajosa (GOMEZ et al, 1998)⁴³ para posterior prensagem na fase plástica e a utilização da técnica do propiciador de espaço⁴⁰.

A inserção da resina na fase plástica seria contra-indicada porque nela a massa da resina praticamente já tomou a forma do recipiente em que foi manipulada, sendo depois obrigada a se conformar novamente quando é aplicada sobre o modelo de gesso, gerando nova tensão interna. O melhor seria, então, a inserção sobre o modelo na fase pegajosa ou até mesmo na que a antecede, para depois de fechada a mufla se aguardar a fase plástica para a prensagem final.

Já a técnica do propiciador de espaço consiste num alívio feito em silicone fluido (Vipi-Sil) sobre o gesso comum incluído na base da mufla. Esse alívio criaria um espaço para o excesso da resina acrílica expulso durante a prensagem final. A não-realização desse alívio também provocaria tensão interna na massa de resina acrílica, já que esta não teria para onde se escoar e acomodar, o que repercutiria negativamente aumentando a dimensão vertical.

O aumento de dimensão vertical em próteses totais é ainda um problema encontrado pelos cirurgiões-dentistas, podendo afetar as relações condilares e oclusais dos pacientes. Se a dimensão vertical está muito aumentada, o paciente poderá reclamar de sensibilidade dolorosa nos rebordos, tensão nos músculos faciais e ruídos das próteses durante a fala. Já se a dimensão vertical está muito reduzida, o paciente parecerá mais velho, já que a metade inferior da face estará comprimida, as bochechas e lábios estarão afrouxados e o queixo protruído (RUGH & DRAGO, 1981)⁷⁶.

Sendo assim, técnicas que atenuem ou solucionem esses inconvenientes devem ser amplamente estudadas. Esse estudo visa observar a influência da mudança da fase de inserção da resina acrílica (arenosa ou fibrilar) em mufla e da utilização da técnica do propiciador de espaço na alteração da dimensão vertical de oclusão em dentaduras completas.

Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

As propriedades das resinas acrílicas têm sido estudadas praticamente desde o seu surgimento em 1937¹⁹ e aceitação no campo odontológico. Havia um grande interesse, por parte dos pesquisadores, pelas alterações dimensionais e suas conseqüências⁶. Nossa pesquisa relaciona-se diretamente com as alterações dimensionais no sentido vertical, resultando numa alteração da dimensão vertical de oclusão.

Em 1939, SWEENEY⁸⁶ observou que existiam, em resinas a base de metilmetacrilato, alterações dimensionais, de cor e de propriedades mecânicas. Segundo o autor, após o ciclo de polimerização, as muflas deveriam ser resfriadas de forma natural até atingirem a temperatura ambiente, o que evitaria distorções, já que quando imersas em água sua expansão era maior que sua contração.

TAYLOR⁸⁸ (1941) afirmou que o monômero sofre contração de volume de aproximadamente 21% durante a polimerização, e as resinas acrílicas podem sofrer contração de polimerização de 5% a 7%, sugerindo a utilização de muralhas com gesso pedra, o que impediria a movimentação dos dentes.

KERN⁴⁷, no mesmo ano, fez um estudo sobre as alterações dimensionais que ocorriam após o processamento dos materiais empregados em bases de dentaduras, concluindo que estas ocorriam durante a prensagem, polimerização e estocagem da resina acrílica, principalmente após a polimerização da dentadura ser completada, sendo ocasionadas pelas liberações de tensões, gerando deformidades.

SWEENEY, PAFFENBARGER & BEALL⁸⁷ (1942) pesquisaram várias marcas de materiais empregados em bases de dentaduras quanto a diversos fatores, dentre eles alterações dimensionais, tendo dificuldades em determinarem valores precisos por existirem variáveis incontroláveis na confecção de próteses totais. Concluíram que a contração linear apresentou-se entre 0,25% e 0,45% e que após a imersão em água, o aumento de dimensão foi maior que o de contração, mas que estes seriam neutralizados pelos tecidos bucais.

Em 1943, SKINNER & COOPER⁸¹ estudaram as propriedades de contração e absorção de água em cinco marcas comerciais de resinas acrílicas, sendo quatro à base de metilmetacrilato. Os resultados obtidos mostraram que a contração é menor na resina esfriada rapidamente, em relação à temperatura, isso quando ela foi prensada contra

modelos metálicos. A expansão por absorção de água compensou, de modo geral, a contração ocorrida na polimerização. No mesmo ano³⁰, os mesmos autores estudaram os efeitos resultantes da imersão em água. A menor discrepância dimensional foi após duas semanas de armazenamento em água imediatos ao processo de polimerização.

STECK⁸⁴ (1948) propôs utilizar um modelo expandido pra compensar a contração de polimerização (0,37% em média). Para isso, o modelo seria 0,4% maior em tamanho. Após demuflagem, houve alteração dimensional de 0,02%, a qual foi compensada após imersão em água a 37°C por 30 dias.

O efeito do tempo e temperatura de polimerização da resina a base de metilmetacrilato para bases de dentaduras foi estudado por HARMAN⁴⁴ em 1949. O autor concluiu que o grau de polimerização alcançado é dependente desses dois fatores, sendo que um efetivo ciclo de polimerização deve ser considerado em função da massa, forma da amostra, temperatura ambiente e temperatura elevada dentro da amostra.

STECK⁸⁵, em 1950, estudou as medidas de dimensões verticais na polimerização de dentaduras, achando valores de contração de 0,40% na dimensão vertical, quando polimerizadas a 160°F por 9h. A forma dos dentes e sua fixação no gesso, além da forma da dentadura somada à contração linear horizontal, rebarbas na mufla ou excessiva pressão durante a prensagem poderiam aumentar a dimensão vertical das próteses totais.

No mesmo ano, PEYTON⁶⁹ estabeleceu uma temperatura para processamento das dentaduras, variando de 71°C a 75°C, sendo o ideal 74°C, durante quatro horas ou mais, o que resultaria numa completa polimerização da maioria das resinas acrílicas existentes até então.

Estudando as propriedades físicas e de manipulação da resina para base de dentaduras, SKINNER⁸² (1951) afirmou que o grau de polimerização da mesma é dependente do tempo e da temperatura no processo de cura. Como o metilmetacrilato ferve a 100°C como a água, seria ideal elevar sua temperatura gradualmente até que esse valor fosse atingido. Também seria uma opção uma polimerização lenta em baixa temperatura, o que evitaria porosidades. O autor também chama a atenção para a quantidade de resina a ser inserida no molde durante a prensagem, pois se houver resina em quantidade menor inserida, o resultado seria uma dentadura porosa e distorcida. No caso de resina em excesso, isso poderia resultar num aumento de dimensão vertical, pois esse excesso se interporia entre as partes da mufla, formando uma rebarba.

MAHLER⁵⁶ (1957) citou uma pesquisa realizada pela Faculdade de Odontologia da Universidade de Michigan, a qual revelou que o aumento de dimensão vertical indicado pela abertura do pino incisal esperada é de ½ a 1 mm. Enquanto em alguns casos haveria pouco aumento de dimensão vertical, nos mais severos, esse aumento poderia chegar a 2 mm ou 3 mm. Porém, afirmou que embora esse aumento aparente ser severo, o desgaste que deve ser realizado é relativamente pequeno, pois um aumento de um milímetro no pino incisal poderia ser resultado de uma movimentação dentária de ¼ de milímetro.

MOWERY et al.⁵⁹ (1958) estudaram as alterações dimensionais de resinas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis para confecção de bases de dentaduras. As medições foram realizadas durante o processo de polimerização e após dois anos de uso clínico, chegando a valores pequenos de 0,2 mm, os quais não foram significantes para os pacientes. Em média, a contração de polimerização foi menor e a expansão maior nas autopolimerizáveis, sendo que as maiores alterações ocorreram no primeiro mês.

WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY⁹⁴ (1960) realizaram um estudo para determinar a relativa precisão de assentamento de 186 dentaduras (73 clinicamente e 113 tecnicamente) feitas de 12 materiais com as técnicas recomendadas pelos fabricantes. A maior mudança linear de dimensão na região posterior ocorreu quando a dentadura polimerizada foi removida do modelo de gesso. As próteses superiores se alteraram menos que as inferiores, e as mais espessas superiores e inferiores se alteraram menos que as mais finas. As diferenças entre as alterações molar a molar nos diferentes materiais não foram estatisticamente significantes. A resina autopolimerizável, a resina epóxica e a borracha dura tiveram uma contração de polimerização baixa. Todas as próteses mostraram uma distorção. As resinas acrílicas convencionais processadas com a técnica convencional de compressão foram tão estáveis dimensionalmente quanto às outras técnicas e materiais empregados. As mudanças oclusais, evidenciadas pela abertura do pino incisal antes e depois do processamento foram de 0,00 a 1,49 mm. As menores médias foram de 0,00 mm e 0,33 mm e ocorreram nas próteses feitas de resina acrílica processada pela técnica de moldagem por compressão e nas de resina epóxica onde a resina foi vertida no molde, respectivamente. A maior média de alteração (1,49 mm) ocorreu no grupo das próteses de resina acrílica processada em temperatura elevada e técnica a vácuo. A severidade das alterações nos outros materiais e métodos obteve valores dentro do intervalo mencionado.

LERNER & PFEIFFER⁵⁴ (1964) mediram as alterações de dimensão vertical ocorridas após a acrilização das próteses com um compasso curvo modificado. Uma camada de cera foi adaptada sobre o gesso desde a borda da dentadura, sem cobrir a borda da mufla, o que resultou num espaço para escoamento da resina, ajudando a diminuir a movimentação dos elementos dentários. A alteração da dimensão vertical foi de zero a 0,5 mm, considerada baixa, e os autores ainda relataram uma aparente melhora na adaptação das próteses aos respectivos modelos, recomendando a técnica por ser relativamente simples e rápida de se executar.

WOELFEL, PAFFENBARGER & SWEENEY⁹⁵ (1965) fizeram uma avaliação clínica de dentaduras feitas de 11 materiais diferentes. Concluíram que o número de ajustes pode não estar relacionado com o tipo de base em si, pelo método de processamento, alterações dimensionais ou propriedades físicas ou químicas dos materiais, mas com a alteração dos tecidos moles e duros do paciente.

Em 1968, LE PERA⁵³ propôs uma técnica para se evitar o aumento da dimensão vertical durante o processamento das próteses, chamada técnica da mufla resfriada. Nela, o molde seria previamente resfriado antes da inserção em mufla especial com uma área de escape central para a resina. Assim, seriam minimizadas as alterações dimensionais e o aumento de dimensão vertical.

CHRISTENSEN²⁰ (1970) testou a hipótese que o aumento de dimensão vertical alterava a postura da mandíbula, tanto em pacientes dentados quanto em usuários de próteses totais. A conclusão foi de que a postura se alterou em grau leve, para criação de um novo espaço interoclusal e secundariamente, houve um desarranjo muscular (sensibilidade à palpação), articular, além do surgimento de dores de cabeça. Vale ressaltar que o autor determinou o tempo do experimento em uma semana, mas infelizmente não citou de quanto foi o aumento de dimensão vertical.

GIANELLY, RUBEN & RISINGER⁴¹, no mesmo ano, realizaram um estudo para avaliar o efeito da alteração da dimensão vertical de oclusão na articulação temporomandibular. Para isso, uma placa oclusal foi utilizada, a qual aumentou a dimensão vertical em 3 mm (posterior) e 8 mm (anterior) em dois macacos (*Macaca mulatta*), sendo um controle. Os macacos foram sacrificados 90 dias depois. No grupo experimental, a superfície do côndilo foi achatada e a cartilagem inter-articular estava alterada. Concluíram que essas alterações provavelmente estavam relacionadas diretamente com a natureza e severidade da mudança oclusal.

CARVALHO¹⁸, em 1972, realizou um estudo verificando as alterações dimensionais das resinas acrílicas, com atenção quanto à contração térmica de polimerização, porosidade, absorção/perda de água e distorção. Concluiu que a resina acrílica deve ser inserida na mufla na fase plástica e o mais homogênea possível, para se evitar a presença de poros por contração localizada. Recomenda também o uso de prensa de molas, com a justificativa que a resina inicialmente expande para depois se contrair, onde as molas permitiriam essa “movimentação”, gerando uma quantidade menor de estresses e consequentemente distorção. Enfatiza ainda que o tempo de espera pós-prensagem deverá ser de 24h idealmente, e que após removida do modelo, a prótese deve ser armazenada em água, para evitar perda de peso por ressecamento.

WESLEY et al⁹³ (1973) avaliaram as alterações de posição dos contatos dentários posteriores e abertura do pino guia incisal resultantes do processamento de próteses totais. Nesse estudo foram confeccionadas 50 dentaduras, onde os contatos em relação cêntrica foram fotografados antes da remoção do articulador (quando os dentes estavam montados em cera) e após a acrilização, quando os modelos e próteses foram remontados pela técnica do split-cast. Foi encontrada uma mudança definida na posição dos contatos dentários: quanto mais posteriores eram os dentes, maior a alteração. O aumento de dimensão vertical foi de 0,25 mm a 1 mm. Afirmam ainda que esse aumento não parece estar relacionado com o número ou localização dos contatos dentários, e que a magnitude da abertura do pino incisal parece depender da quantidade de deslocamentos muito mais do que com a direção dos mesmos.

ZAKHARI⁹⁸ (1976) estudou as alterações oclusais e abertura vertical na confecção de dentaduras através da técnica compressiva. Dentes não-anatômicos foram utilizados, com quatro técnicas diferentes de revestimento. O pino incisal foi medido antes e após o processamento, quando os modelos foram remontados em articulador. Esse estudo concluiu que a abertura vertical e a movimentação dos dentes podem ser minimizados pelo uso da combinação de gesso paris e matriz oclusal de gesso pedra, e que, além disso, procedimentos inadequados quanto aos processos de revestimento contribuem para discrepâncias oclusais e que a abertura vertical das dentaduras processadas pela técnica compressiva pode ser ainda resultante de outros fatores, até então indeterminados.

BECKER, SMITH & NICHOLLS¹⁰ (1977) fizeram um estudo com o objetivo de comparar as propriedades físicas da resina acrílica quando processada usando a técnica de inclusão com silicona e gesso, resina fluida ou somente gesso. Foram

realizadas mensurações tridimensionais da alteração da posição dos dentes após processamento e após acabamento e polimento, e elas se concentraram basicamente ao redor da linha média. A alteração média vertical do plano oclusal foi de 0,007 mm para técnica da resina fluida, -0,016 mm para muralha de silicone e 0,162 mm para o grupo onde se utilizou somente gesso, sendo significativa somente para o último grupo.

Em 1979, CARLSSON, INGERVALL & KOCAK¹⁵ confeccionaram placas em seis indivíduos, com aumento de 4 mm na região anterior e ajuste da oclusão do tipo balanceado bilateral. Isso resultou em estabelecimento de uma nova posição postural da mandíbula numa nova distância interoclusal. Os sujeitos passaram por sintomas de desconforto moderados, que diminuíram até o final do período do experimento. Concluíram que um aumento moderado na dimensão vertical de oclusão não parece ser um procedimento danoso, desde que a estabilidade oclusal seja estabelecida.

DUKES et al.³⁴ (1983) realizaram um estudo avaliando a influência de diferentes métodos de inclusão (gesso especial e silicona, gesso especial, revestimento, gesso comum e gesso especial, gesso comum) na alteração da dimensão vertical de oclusão. O meio mais eficaz na manutenção da dimensão vertical das dentaduras foi o uso de gesso especial associado a uma camada de silicona, cuja abertura média do pino incisal foi de 0,4 mm. A maior alteração foi promovida pelo uso do gesso comum (1 mm de aumento de dimensão vertical).

Com a finalidade de avaliar as alterações dimensionais das resinas acrílicas, PELLIZZER & VIEIRA⁶⁷ (1979/1980) testaram três tipos (ativada termicamente, quimicamente e a fluida), variando a espessura (3 mm, 1 mm ou heterogênea). Verificaram que os três tipos se comportaram de forma diferente em relação ao desajuste, sendo que a ativada quimicamente apresentou menores alterações. Quanto à espessura, os espécimes de 3 mm tiveram uma tendência menor a desajustes, e estes foram maiores na região posterior, aumentando após o armazenamento em água destilada (37°C) por 7 dias.

COMPAGNONI et al.²¹ (1983), com a finalidade de verificar as possíveis alterações da dimensão vertical nas bases de dentaduras, estudaram comparativamente duas técnicas de isolamento do gesso durante a inclusão das bases em mufla. A primeira técnica consistia em se isolar o gesso de inclusão da mufla com a contra-mufla com um isolante à base de alginato (CEL-LAC), e a segunda técnica substituía esse isolante por uma lâmina de cera azul Barbosa de 0,29mm de espessura. A técnica onde se usou lâmina de cera promoveu uma alteração média da dimensão vertical menor que a

técnica onde se usou um isolante à base de alginato, observando-se que a diferença entre as médias foi estatisticamente significativa ao nível de 0,1%. Os melhores resultados com a técnica onde se utilizou uma lâmina de cera azul como isolante do gesso durante a inclusão, aliado à simplicidade da mesma, sugeriu aos autores a idéia de que esta seria preferível, podendo substituir com vantagem a técnica onde se utiliza um isolante a base de alginato.

AKAGAWA, NIKAI & TSURU¹ (1983) avaliaram as mudanças histológicas em vários músculos mastigatórios em ratos *Wistar* de 12 a 84 dias, depois de um aumento experimental da dimensão vertical de oclusão ter sido realizado. O aumento aplicado (1-2 mm) foi baseado na quantidade de espaço interoclusal (1 mm) do rato. A seqüência das reações teciduais foi desde uma destruição inflamatória aguda precoce das miofibras até uma cicatrização com regeneração de fibras, que foi mais pronunciada no masseter profundo do grupo de 2 mm (12h a 21 dias). Uma seqüência similar foi observada num grau menor no masseter superficial e no músculo temporal anterior, enquanto não foram detectadas mudanças no temporal posterior, pterigóide medial e músculos digástricos posteriores desse grupo. Uma severidade variável de respostas teciduais em diferentes músculos mastigatórios deve ser atribuída à quantidade de estiramento das miofibras como resultado do aumento da dimensão vertical. Por outro lado, atrofia degenerativa das miofibras no músculo pterigóide lateral ocorreu em 2 dias, sem sinal de inflamação, e essas fibras condensadas persistiram até os 84 dias. Baseado nesses achados, foi sugerido que o deslocamento do côndilo mandibular poderia exercer uma influência importante no prognóstico depois de um aumento de dimensão vertical. Somente uma inflamação aguda transitória ocorreu nos masseteres superficial e profundo no grupo de 1 mm. Com exceção de um número pequeno de fibras condensadas no pterigóide lateral, mudanças degenerativas nas fibras não foram reveladas. Porém, o aumento de dimensão vertical se estendendo no espaço interoclusal foi considerado como apropriado nas práticas protéticas.

Em 1984, LECHNER & LAUTENSCHLAGER⁵² realizaram um estudo onde variaram a espessura das próteses e a quantidade de ciclos (um ou dois ciclos) a que essas eram submetidas. Como resultados, esses dois fatores não exerceram influência sobre a contração das bases, que foi de 0,56% em média, considerada aceitável pelos autores.

DUKES et al.³⁵ (1985) realizaram um estudo com a finalidade de se avaliar as alterações de dimensão vertical de próteses totais quando processadas pela técnica

convencional compressiva ou pela técnica da resina fluida. Foram confeccionadas 60 pares de próteses, os quais foram divididos em dois grupos de 30 pares cada, processadas por uma ou outra técnica. O aumento médio foi de 0,05 polegadas (0,0007 polegadas de desvio padrão) no grupo convencional e 0,033 polegadas (desvio padrão de 0,0013 polegadas) para o grupo da resina fluída, ou seja, mais ou menos 6,5 vezes maior.

REITZ, SANDERS & LEVIN⁷¹, no mesmo ano, em seu estudo, compararam as propriedades de dureza, força transversal e porosidade entre o método convencional e o de microondas. Foram confeccionados corpos de prova retangulares (25 X 12 X 2,5mm), e nessas dimensões, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os dois métodos. Assim, resolveram alterar a dimensão dos corpos de prova para 30 X 10 X 10 mm para verificar se ocorreriam diferenças, e nessa nova dimensão, os espécimes polimerizados por microondas apresentaram maior porosidade. Concluíram, então, que para espécimes de até 2,5 mm, o microondas é uma alternativa válida, pois promove resultados semelhantes aos do método convencional, porém com economia de tempo.

A influência das variáveis de processamento nas alterações dimensionais de resinas à base de polimetilmetacrilato polimerizadas por calor foram estudadas por WOLFAARDT, CLEATON-JONES & FATTI⁹⁷ (1986). As alterações encontradas não foram uniformes, variando de acordo com a espessura da resina e da localização na mufla, sendo classificadas pelos autores como complexas e necessitando de maiores investigações.

AL DOORI et al.² (1988) compararam o método convencional e o do microondas a respeito de peso molecular, conversão de monômero e porosidade de quatro resinas acrílicas. O peso molecular foi semelhante nos dois grupos. Já a conversão de monômero foi melhor no sistema convencional. A porosidade só pôde ser garantida em secções de até 3 mm. Encontraram vantagem no fator limpeza, mas não na economia de tempo, para o método do microondas.

O efeito da espessura da dentadura, ciclo de cura (curto ou regular) e resfriamento (em bancada ou em água) na estabilidade dimensional das bases protéticas foram analisados por CHEN, LACEFIELD & CASTLEBERRY¹⁹ (1988). Concluíram que a contração de polimerização ocorreu em todas as dentaduras confeccionadas. Na região posterior do palato, as dentaduras mais espessas exibiram maiores gaps, porém apresentaram menor alteração na distância entre molares. O tipo de ciclo de cura

pareceu ter pouco efeito na contração. Esses autores contra-indicaram o resfriamento em água.

Dois métodos de processamento de bases de dentaduras foram estudados por JACKSON et al⁴⁵ no mesmo ano: a técnica de injeção SR-Ivocap e a técnica do molde compressivo Lucitone polimerizado por calor, onde foram avaliadas as alterações sofridas antes ou após o polimento, não encontrando diferenças estatisticamente significantes entre eles. Os autores afirmaram ainda que a direção das alterações é imprevisível, porque alguns pontos foram mais precisos antes e outros após polimento.

LEVIN, SANDERS & REITZ⁵⁵ (1989) realizaram um estudo avaliando as propriedades de dureza, porosidade e força transversal das resinas, quando processadas pelo método convencional ou pelo método do microondas. Não encontraram diferenças entre os dois métodos de processamento, concluindo que ao serem processadas por energia de microondas, as resinas apresentam as mesmas características das processadas pelo método convencional, embora o microondas apresente ainda as vantagens de economia de tempo e limpeza.

LATTA, BOWLES, CONKIN⁵¹ (1990) avaliaram as alterações dimensionais sofridas por quatro marcas de resina ao serem processadas por dois métodos diferentes (compressão ou injeção), utilizando para isso radiografias (oclusais, frontais e laterais), as quais eram realizadas antes do processamento, logo após remoção das próteses dos modelos e passados 30 dias. Houve alterações significativas entre todos os grupos e quando se comparou antes e após processamento, sendo que em geral, o que ocorreu foi uma contração (1%) na dimensão oclusal, expansão (0,2% - 8,1%) no plano frontal e contração/expansão (0,2% - 0,9%) simultaneamente no plano lateral.

Ainda no mesmo ano, BAEMMERT et al.⁷ avaliaram os efeitos da presença dos dentes na precisão dimensional de bases de resina acrílica, concluindo que as bases com dentes apresentaram resultados mais exatos que os sem dentes.

NELSON, KOTWAL & SEVEDGE⁶³ (1991) realizaram um estudo para comparar o aumento de dimensão vertical após o processamento entre as técnicas convencional e por microondas. Foram compostos 2 grupos de 30 próteses totais cada (sendo 15 superiores e 15 inferiores): 1) processado pelo método convencional de banho de água, resina Lucitone caracterizada, 9h 165°F, prensagem 1500 psi inicial e 3500 psi final; e o grupo 2) através de energia de microondas, resina Justi caracterizada e microlíquido Justi Produtos, com 500 W por 5 min (2,5 min cada lado). Para o método convencional, o aumento de dimensão vertical foi de $0,146 \pm 0,068$ mm e para o

processamento por microondas, $0,628 \pm 0,128$ mm. O aumento médio de dimensão vertical de oclusão foi de aproximadamente 5X maior quando usada a técnica do microondas. Ambos os métodos produziram abertura de pino incisal menor que 1 mm, o que foi considerável aceitável.

RIVERA-MORALES & MOHL⁷³, no mesmo ano, realizaram uma revisão de literatura na tentativa de avaliar se as alterações de dimensão vertical são deletérias ao sistema mastigatório. Porém, ao serem analisados, os estudos envolvendo animais e humanos falharam em fornecer evidências substanciais de que mudanças moderadas na dimensão vertical de oclusão causassem hiperatividade dos músculos mastigatórios ou sintomas de disfunção temporomandibular.

Com a intenção de avaliar a distorção das resinas quando submetidas a um duplo processamento (em casos onde seja necessário algum tipo de reparo, por exemplo), AL-HANBALI, KELLEWAY & HOWLETT³ (1991) realizaram um estudo onde os ciclos testados foram o convencional (banho de água) ou de microondas. Foram confeccionadas 10 bases de polimetilmetacrilato que foram polimerizadas em banho de água por 7h a 70°C e 3h a 100°C, e mais 10 bases processadas no microondas (65 W por 25 min). Outras 10 bases de polimetilmetacrilato modificado por um ativador químico foram processadas em banho de água a 100°C por 20 min. Todas as bases foram submetidas a um segundo ciclo, com adição de mais resina na área dos rebordos. Em seguida, foi avaliada a região posterior de palato dos espécimes. As diferenças de distorção entre o primeiro e o segundo ciclo foram significantes em todos os grupos, porém o microondas causou uma alteração significativamente menor que o ciclo curto de água, especialmente no centro do palato.

BAFILE et al.⁸, no mesmo ano, em seu estudo, compararam a porosidade de resinas polimerizadas por microondas e pelo método convencional. Nos espécimes polimerizados por microondas variou-se o tipo de monômero empregado (convencional ou próprio para uso em microondas), os tempos e potências. Os resultados mostraram que houve maior porosidade nos grupos polimerizados por microondas com uso do monômero convencional, sendo recomendado pelos autores o uso do monômero próprio para microondas. Também relembram a importância de se utilizar uma potência/tempo adequados, as quais variam de acordo com a marca da resina, quantidade empregada, forno de microondas utilizado, entre outros fatores.

WALLACE et al.⁹² (1991) compararam as alterações dimensionais das resinas de acordo com a polimerização: I) convencional 74 °C 9h, II) microondas 86 W 13 min,

seguido por 448 W 2 min, III) 86 W ½ minuto cada lado e 448 W 1 min cada lado, IV) 245 W 10 min, V) 397 W 2 ½ min cada lado. Concluíram que as polimerizadas por microondas tinham precisão dimensional igual ou melhor que as convencionais; que não houve um grupo microondas com precisão dimensional superior a outro grupo microondas; que o método microondas é o mais limpo, consome menos tempo e promove precisão dimensional igual ou superior ao método convencional, sendo recomendada sua utilização nos procedimentos de prótese.

SALIM, SADAMORI, HAMADA⁷⁹ (1992) fizeram um estudo avaliando as alterações dimensionais das resinas variando-se o método de processamento (convencional, por injeção com sistema SR-Ivocap ou uso do microondas), concluindo que o método por injeção exibiu menores alterações em relação aos demais, e que provavelmente promoveria a confecção base de próteses mais precisas. A polimerização por microondas obteve resultados semelhantes à polimerização pelo método convencional.

No mesmo ano, TURCK et al.⁹¹ compararam as alterações dimensionais sofridas pelas resinas acrílicas variando-se o método de polimerização (convencional, microondas ou luz visível). Foram confeccionadas 42 dentaduras (14 em cada grupo) e mensurados 22 pontos a fim de se comparar as próteses com seus respectivos modelos, ou seja, verificar as alterações dimensionais. Os resultados no todo não foram estatisticamente significantes: somente em alguns pontos específicos a polimerização por luz visível resultou em menor distorção.

Com o propósito de analisar possíveis alterações morfológicas e estruturais da articulação temporomandibular do macaco-prego (*Cebus apella*) adulto, decorrentes do desgaste oclusal exagerado dos dentes e a conseqüente diminuição da dimensão vertical de oclusão, foram utilizados cinco animais num estudo realizado por MARTINS et al.⁵⁷, ainda no mesmo ano (1992). Após anestesia geral, os espécimes foram submetidos a drástico desgaste dentário para redução da dimensão vertical de oclusão. Decorrido um período experimental que variou de 200 a 310 dias, os animais foram sacrificados e suas articulações temporomandibulares foram analisadas por meio de microscopia eletrônica de varredura e mesoscopia (exame sob lupa estereoscópica). A análise dos resultados revelou a ocorrência de modificações adaptativas (remodelação), concluindo que a articulação temporomandibular do macaco-prego adulto responde a forças mecânicas alteradas através de um processo de remodelação, procurando se adaptar estruturalmente; que ela sofre remodelação progressiva acelerando os processos de

maturação e de mineralização em determinadas áreas da cartilagem; existe íntima relação entre as alterações produzidas na oclusão dentária e as modificações morfológicas e estruturais articulares; e que as modificações morfológicas e estruturais ocorrem de forma mais acentuada no côndilo da mandíbula do que no osso temporal.

ELAHI & ABDULLAH³⁶ (1994) avaliaram o efeito de diferentes técnicas na estabilidade dimensional das próteses totais (resfriamento lento, polimerização sob vaselina, sob atmosfera de monômero, pressão de ar ou pressão de ar associada com água morna), concluindo que a melhor seria a da atmosfera de monômeros (método que consistiu na polimerização do espécime dentro de um umidificador saturado por vapor de monômero) quando comparada com as demais.

CORREA³¹ (1994) verificou a influência da espessura (1 ou 2 lâminas de cera) nas alterações da região posterior (post-dam) da próteses totais superiores, concluindo que as bases mais espessas (2 lâminas) sofreram menos alterações.

SADAMORI et al.⁷⁸ (1994) examinaram a influência da espessura e a localização do monômero residual nos espécimes de resina acrílica polimerizados por três métodos de processamento (convencional, resina fluída e microondas). O nível de monômero residual das resinas ativadas por microondas geralmente foi similar ao das resinas acrílicas ativadas por calor. Porém, não houve diferenças significantes na quantidade de monômero residual nos espécimes de 0,5 mm e 1,5 mm de espessura polimerizados através de energia de microondas. Isso indica que a influência da espessura é menor nas resinas para microondas que nas ativadas por calor, quando as espessuras são menores que 1,5 mm. Segundo os autores, esse método de processamento poderia inclusive melhorar a precisão das dentaduras. Espécimes de 4,5 mm apresentaram os menores níveis de monômero residual. Não houve diferença na localização entre os espécimes.

No mesmo ano, DEL BEL CURY, RODRIGUES JR & PANZERI³² avaliaram as propriedades físicas de sorção e solubilidade em água, resistência transversal e flexão máxima antes da fratura e resistência ao impacto de quatro marcas comerciais de resinas acrílicas dentais, sendo duas polimerizadas pelo modo convencional em banho de água aquecida, uma curada por microondas e a última resina, autopolimerizável. Verificaram que as resinas diferiram entre si em relação às propriedades estudadas, e afirmaram que provavelmente essas diferenças estavam relacionadas ao tipo de polimerização a que foram submetidas e à composição das mesmas.

RUSSI et al.⁷⁷ (1996) investigaram a influência de três tipos de prensas para polimerização da resina acrílica sobre a dimensão vertical de bases de dentaduras pela observação das variações ocorridas na altura da mufla. Verificaram a ocorrência de variabilidade significativa com os três tipos de prensas, o aumento foi de 0,1mm e o maior número de casos de aumento foi observado com a prensa com molas. Afirmaram que as alterações podem ser bem maiores se nos laboratórios forem utilizadas prensas deficientes e que portanto, tais prensas podem ser um fator potencial para o aparecimento de variações adicionais na altura da mufla e consequentemente na dimensão vertical da base da prótese.

RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI⁷⁴, no mesmo ano, investigaram se o processo de polimerização das próteses totais pode interferir na angulação látero-lateral das cúspides mesiais dos primeiros molares superiores. Utilizando um modelo padrão, confeccionaram 20 próteses totais semelhantes que foram submetidas à análise destes ângulos antes e após a polimerização. Os autores observaram que, entre os estágios de pré e pós-polimerização, ocorreram alterações nos ângulos estudados, confirmando a hipótese de que a contração ocorrida na base da prótese pode resultar em alterações na mesa oclusal dos dentes posteriores. Ou seja, durante a polimerização da resina, as próteses totais superiores podem apresentar distorções que acabariam por comprometer o grau de inclinação das cúspides no sentido látero-lateral.

Ainda no mesmo ano (1996), POMILIO, CAMPOS JÚNIOR & TEDESCO⁷⁰ estudaram as alterações dimensionais que ocorrem em dentaduras inferiores durante o processo de inclusão, condensação da resina, polimerização e polimento. Para tanto, foram utilizadas 20 dentaduras inferiores onde realizaram-se 13 diferentes mensurações em pontos de referência pré-determinados, inicialmente com a dentadura em cera e posteriormente após sua polimerização e polimento. Os resultados foram anotados em tabelas e feita análise estatística específica. Após o término das dentaduras inferiores, observou-se uma diminuição no comprimento do arco dentário estatisticamente significativa; um fechamento do arco na região de molares e um aumento na dimensão vertical de oclusão, sendo ressaltada a necessidade de sempre se fazer o ajuste oclusal antes de instalar a dentadura no paciente.

KIMPARA & MUENCH⁴⁹, no mesmo ano, realizaram um estudo com o objetivo de determinar a porosidade de resinas acrílicas. As variáveis envolvidas foram: iniciar a polimerização imediatamente após a prensagem ou 24h depois; condensar a

resina nas fases borrachóide, plástica ou pegajosa; polimerizar em blocos com base de 2,0 X 2,0 cm e um cubo com aresta de 3,0 cm. A polimerização foi feita pelo ciclo clássico de 3 horas. Os resultados permitiram concluir que: uma maior espera de tempo após a prensagem para a polimerização diminui a porosidade; a fase borrachóide tende a diminuir a porosidade; na polimerização imediata, conseguiu-se isenção de poros em até 1,0 cm de espessura, e após 24h, em até 2,0 cm.

COMPAGNONI & NOGUEIRA²² (1997) apresentaram um caso clínico onde se realizou uma avaliação computadorizada utilizando o sistema T-Scan, visando demonstrar a importância de se fazer a remontagem e o ajuste oclusal durante a confecção das próteses totais. Concluíram que as remontagens devem ser feitas como rotina, para restabelecimento da estabilidade oclusal obtida na montagem dos dentes artificiais e da dimensão vertical de oclusão. Também ressaltaram que a remontagem não elimina o ajuste oclusal na instalação das próteses, mas diminui esse procedimento, que se torna nada mais que um refinamento do ajuste oclusal realizado anteriormente no articulador.

FAJARDO & MUENCH³⁷, no mesmo ano, avaliaram a resistência de união entre dentes e bases de dentadura, ambos de resina acrílica. Os dentes foram incluídos em blocos cilíndricos de resina e posteriormente torneados para se obterem cilindros de 5 mm de diâmetro. Sobre a extremidade do dente, era adaptado um padrão de cera de mesmo diâmetro, que, após inclusão na mufla, era substituído por resina acrílica termicamente ativada pelo método de processamento convencional de base de dentadura. Como variáveis, usaram-se duas marcas de dentes, duas fases de inclusão (plástica e borrachóide) e aplicação ou não de detergente e monômero sobre os dentes. Os corpos de prova, antes dos ensaios de ruptura por tração, foram armazenados em água destilada a 37°C por duas semanas. Os resultados mostraram que marca de dente e fase de condensação não influíram nos resultados; somente o uso de detergente ou monômero aumenta a retentividade e o seu uso conjunto apresenta efeitos cumulativos.

Com o objetivo de verificar a efetividade da energia de microondas na polimerização da resina acrílica próxima ao metal, BRAUN, DEL BEL CURY & CURY¹³ (1998) confeccionaram 36 corpos-de-prova cilíndricos com 30,0 mm de diâmetro x 4,0 mm de espessura, contendo no seu interior uma sela metálica com 28,0 mm x 8,0 mm x 0,5 mm, divididos aleatoriamente em 3 grupos e submetidos aos

seguintes processamentos: G1) resina Clássico polimerizada em ciclo curto; G2) resina Acron-MC polimerizada em forno de microondas por 3 minutos a 500 W; G3) resina Clássico polimerizada em forno de microondas por 3 minutos a 500 W. Após a polimerização, cada amostra foi dividida em duas partes aproximadamente iguais, sendo que uma das partes foi utilizada para a avaliação de monômero residual, enquanto a outra foi submetida aos testes de dureza e porosidade. Diante dos resultados obtidos, concluíram que a energia de microondas pode ser utilizada para a polimerização da resina acrílica contendo sela metálica no seu interior e que as resinas acrílicas convencionais, quando polimerizadas através da energia de microondas, apresentaram maior quantidade de poros.

ALMEIDA et al⁴. (1999) realizaram um estudo com a finalidade de verificar as alterações de adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, sob a influência das técnicas de polimerização convencional, por calor seco e por energia de microondas. Todas as técnicas avaliadas produziram distorções, sem diferença estatística significativa.

PAES JÚNIOR, MARCHINI & KIMPARA⁶⁶, no mesmo ano, em seu estudo, tiveram por objetivo investigar a ocorrência de porosidades em corpos de prova de resina acrílica ativada termicamente, em função das variáveis ciclo de polimerização (banho de água quente convencional e por energia de microondas), fase da prensagem da resina (pegajosa, plástica ou borrachóide) e tempo decorrido da prensagem ao início do ciclo de ativação. A metodologia empregada consistiu da confecção de cubos de cera de 2 cm de aresta num total de 36 cubos, que foram divididos em dois grupos de 18, sendo um grupo destinado à acrilização pela técnica convencional em ciclo longo, utilizando-se a resina incolor de polimerização térmica marca CLÁSSICO e o outro em microondas, no ciclo proposto pelo fabricante da resina (Onda Cryl, marca CLÁSSICO). Cada grupo foi ainda subdividido em dois grupos de nove cubos, sendo um levado imediatamente para a polimerização após a prensagem da resina e o outro, aguardando-se 24 horas pós prensagem para então polimerizar. As resinas foram prensadas em três fases diferentes (pegajosa, plástica e borrachóide) sendo que em cada mufla foram incluídos três cubos. Os resultados foram obtidos por observação visual da quantidade de porosidade em cada cubo por quatro observadores, que atribuíram escores. Concluíram que para o volume de material considerado na pesquisa, os corpos

de prova que apresentaram melhores resultados foram aqueles obtidos em polimerização convencional nas fases plástica e borrachóide com período de descanso de 24 horas.

NOGUEIRA, OGLE & DAVIS⁶⁵ (1999) fizeram um estudo laboratorial comparando a abertura do pino incisal, precisão dimensional e o tempo necessário para processamento em laboratório para dentaduras processadas pelo método de injeção quando comparadas com o método convencional. No método convencional, a alteração de dimensão vertical ficou em 1,16 mm (desvio padrão de 0,23 mm) e no método de injeção em 0,31 mm (desvio padrão de 0,06 mm) e foi estatisticamente significativa. Afirmaram que por mais que o tempo de processamento das duas técnicas fossem semelhantes, há economia de tempo quanto menor a alteração de dimensão vertical (pelo ajuste oclusal ser reduzido). Quanto à precisão dimensional, o método de injeção apresentou resultados mais satisfatórios.

Ainda nesse mesmo ano, GANZAROLLI et al.³⁸ compararam a retenção de dentes de resina acrílica às resinas Lucitone 550 e Acron MC, segundo diferentes métodos de polimerização. Foram confeccionados 18 corpos-de-prova, sendo sete em resina Lucitone 550, polimerizada em banho de água aquecida por 3 horas (Técnica modificada de Tuckfield); e sete em resina Acron MC polimerizada em forno de microondas à 900W durante 03 minutos. Em uma das extremidades dos corpos-de-prova foi prensado um dente de resina acrílica (Biotone, Dentsply). Os testes de tração foram realizados em Máquina de Ensaio Universal (Instron) com velocidade de 0,5mm/min. Os resultados indicaram que a força (Kg) média necessária para provocar a falha entre os dentes e a resina Lucitone 550 foi de 66,58 ($\pm 19,93$) e entre os dentes e a resina Acron MC foi de 51,73 ($\pm 11,91$); valores estes que não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Diante dos resultados, concluíram que o método de polimerização não influenciou a resistência de união entre dentes artificiais e resina acrílica para base de próteses, no entanto as técnicas para realização deste tipo de teste devem ser reavaliadas.

CONSANI et al.²⁴ (2000) verificaram a adaptação das bases de prótese total superior em função de três operadores. Cada operador confeccionou cinco conjuntos modelo de gesso-base de cera, que foram incluídos pela técnica de rotina em muflas metálicas. A resina acrílica polimerizada termicamente Clássico foi proporcionada e manipulada de acordo com as instruções do fabricante. Após prensagem final sob carga de 1.250 Kgf em prensa de bancada, as muflas foram colocadas em grampos de mola e a resina acrílica submetida ao ciclo de polimerização em água aquecida a 74°C por 9

horas. As bases de resina foram fixadas ao modelo com adesivo instantâneo e o conjunto seccionado lateralmente nas regiões correspondentes à distal dos caninos (A), mesial dos primeiros molares (B) e palatina posterior (C). O desajuste da base de resina ao modelo de gesso foi verificado com microscópio comparador em cinco pontos para cada tipo de corte. Os resultados submetidos à análise estatística mostraram que o nível de desajuste da base foi influenciado pelos operadores e as diferenças foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$) para um dos operadores.

BRAUN et al.¹⁴, no mesmo ano, avaliaram a alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas. Os resultados mostraram que todas as resinas, independentemente do ciclo a que tenham sido submetidas e das medidas avaliadas, apresentaram expansão dimensional após terem sido mantidas em água; a composição da resina interferiu na expansão dimensional mais do que o ciclo de polimerização ao qual as resinas foram submetidas; e que a resina convencional, quando polimerizada com energia de microondas, apresentou alteração dimensional semelhante à resina desenvolvida para a polimerização em microondas.

DEL BEL CURY, RACHED & GANZAROLLI³³ (2001) avaliaram a dureza Knoop, força transversal e monômero residual de duas resinas para utilização em microondas (Acron MC e Onda Cryl). Variaram a técnica de inclusão, sendo utilizado somente gesso ou gesso e silicona. Concluíram que o molde com gesso/silicona afeta a dureza da Onda Cryl nos dois primeiros dias de análise, mas não afetou a dureza da Acron MC; que essa mesma técnica (gesso/silicona) afetou a quantidade de monômero residual das duas resinas nos 5 primeiros dias de análise; e que as resinas mostraram diferenças nos valores de força transversal, dureza knoop e quantidade de monômero residual, indiferentes aos tipos de molde.

CONSANI et al.²⁵ (2001) estudaram o efeito do tempo pós-prensagem (6h, 12h ou 24h) da resina acrílica na alteração dimensional da base da prótese total, concluindo que as menores médias de desajuste foram mostradas nos tempos de 12h e 24h, não havendo diferença estatisticamente significativa entre eles. Afirmaram que influência do tempo pós-prensagem sobre os valores de desajuste se estabeleceu por meio dos períodos de tempo que permitiram melhor acomodamento da resina no interior da mufla, possibilitando a diminuição dos níveis de monômero residual e o relaxamento das tensões impostas à massa durante a prensagem do material resinoso.

Com o objetivo de avaliar a influência da fixação dos modelos com diferentes materiais durante a remontagem de próteses totais, bem como o efeito da remoção e reposicionamento da placa de montagem do articulador semi-ajustável sobre a DVO nestas próteses, COMPAGNONI et al.²³, também em 2001, realizaram um estudo. Os resultados evidenciaram aumento vertical variável após a fixação do modelo na matriz de gesso da placa de montagem, sendo o aumento máximo encontrado de 0,23 mm. A análise comparativa entre os dados não revelou influência do tipo de material utilizado para remontagem do modelo sobre a DVO. Com base no coeficiente de correlação de Spearman, não foi possível relacionar a remoção e reposicionamento da placa de montagem do articulador com a alteração da DVO, uma vez que existiu uma grande variabilidade entre os valores encontrados.

NEISSER & OLIVIERI⁶¹, ainda em 2001, avaliaram a resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de prótese total, quando polimerizadas em banho de água aquecida e por energia de microondas. Foram confeccionados cinco corpos-de-prova retangulares de cada grupo, totalizando 8 grupos, utilizando as resinas Clássico e Lucitone com diferentes ciclos de polimerização, QC 20 e Acron MC (para microondas). Os resultados mostraram que o grupo da resina Acron MC apresentou os maiores valores de resistência ao impacto e o da resina QC 20, os menores. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Os grupos das resinas Lucitone (água aquecida em “fogo baixo” 30 min, seguida de “fogo alto” 30 min) e Acron MC apresentaram os maiores valores de dureza Knoop e o da QC 20, os menores. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Podemos concluir que a resina Acron MC (microondas) apresentou os melhores resultados frente às propriedades físicas estudadas e a resina QC 20, os piores.

CARVALHO, COMPAGNONI & BARBOSA¹⁷, no mesmo ano, realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar a influência de diferentes ciclos de polimerização em banho de água quente sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais. Utilizaram-se três ciclos para polimerização da prótese total superior, um ciclo longo de tempo, outro australiano e o último foi estabelecido empiricamente. Não existiu diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados e os resultados evidenciaram um aumento médio da dimensão vertical de oclusão inferior a 0,35mm após a polimerização nos três ciclos propostos. No entanto, recomendaram o ajuste oclusal para um correto restabelecimento da dimensão vertical de oclusão antes que as próteses totais sejam concluídas e entregues ao paciente.

CONSANI, DEL BEL CURY & GARCIA²⁶, também no ano de 2001, fizeram uma comparação dos valores de alterações dimensionais quanto à mudança da fase de inserção (fibrilar, plástica ou borrachóide) usando método convencional de polimerização, revelando que a fase plástica apresentou valor (0,210 mm) estatisticamente significativa quando comparado com a fase fibrilar (0,231 mm) e borrachóide (0,224 mm), sendo o primeiro menor quando comparado aos outros dois. Não importando a fase de inserção, as maiores alterações foram sempre na área posterior do palato. Os resultados dessa investigação indicam que a resina acrílica incluída em fase plástica e polimerizada por método convencional apresentou menores distorções nas bases das dentaduras quando comparadas às fases fibrilar e borrachóide. Esse estudo também mostrou que a precisão foi diferente entre as três secções (distais de caninos, mesial dos primeiros molares e região posterior do palato) para todas as fases.

BARBOSA, COMPAGNONI & LELES⁹ (2002) avaliaram o efeito de diferentes ciclos de polimerização sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais. Quatro grupos experimentais, cada um contendo 12 próteses totais superiores foram avaliados. Os grupos 1, 2 e 3 foram polimerizados através da energia de microondas em diferentes ciclos, respectivamente 3 min a 500W; 13 min a 90W com mufla na vertical seguida de 1,5 min a 500W na horizontal; e 3 min a 320W, seguidos por 4 min em repouso e 3 min a 720W; e para o Grupo 4 a polimerização foi realizada em banho de água quente e este grupo foi utilizado como controle nesta pesquisa. Os resultados evidenciaram uma média de afastamento do pino incisal da mesa incisal do articulador inferior a 0,5 mm para todos os grupos avaliados. Não existiu diferença significativa entre os grupos polimerizados por microondas e o grupo controle. No entanto, existiu diferença significativa entre as alterações verticais dos grupos 2 ($0,276 \pm 0,141$ mm) e 3 ($0,496 \pm 0,220$ mm).

No mesmo ano, CONSANI et al.²⁷ realizaram um estudo com o objetivo de verificar a precisão dimensional das bases de dentaduras influenciadas pelas fases de inserção da resina acrílica (fibrilar, plástica e borrachóide) ou prensagem (convencional ou com sistema RS). A fase borrachóide demonstrou maiores alterações dimensionais em ambos os métodos de prensagem e a plástica, as menores. O sistema RS de prensagem promoveu menores alterações que o convencional. A maior alteração foi na área de selado posterior do palato, seguida pela mesial dos primeiros molares e distal de caninos.

RIBEIRO et al.⁷², também em 2002, avaliaram a prevalência de sintomas de disfunção craniomandibular (D.C.M.) em sessenta pacientes desdentados totais portadores de próteses totais duplas (Grupo 1) comparados com sessenta pacientes dentados naturais (Grupo 2). Todos os pacientes entrevistados pertenciam à faixa etária de 50 a 70 anos, procedimento que visou minimizar a influência da idade nos resultados da investigação. Os dados foram levantados por um único examinador a partir do histórico dental e de um índice anamnésico. A partir dos resultados obtidos, foi possível observar que 55% dos desdentados portadores de prótese total e 61,7% dos dentados naturais apresentavam algum grau de DCM, diferença não comprovada estatisticamente. Este trabalho sugere que a perda dos dentes e o uso de prótese total não influenciam na presença de sintomas de DCM.

CONSANI et al.²⁸ (2003) avaliaram a movimentação de dentes posteriores em prótese total, sob influência da armazenagem em água à temperatura de 37°C, após esfriamento da mufla em água de polimerização e armazenagem em bancada por 3 horas. Foram feitas dez próteses totais superiores com resina acrílica termopolimerizável Clássico pelo método convencional de prensagem em muflas metálicas. Pontos referenciais metálicos foram colocados nos dentes pré-molares (PM) e molares (M). Doze horas após a prensagem final, a resina acrílica foi polimerizada em água aquecida a 74°C por 9 horas. As muflas foram removidas da polimerizadora após esfriamento da água de polimerização e deixadas em bancada por 3 horas. Após esse período, as próteses foram desincluídas, acabadas e armazenadas em água à temperatura de 37°C pelos períodos de uma semana, um mês e três meses. A movimentação dos dentes foi verificada nas distâncias PM-PM, M-M, PME-ME e PMD-MD nos períodos após demuflagem e armazenagem em água, com microscópio comparador Olympus com precisão de 0,0005mm. Os valores médios variaram de 19,88 ±0,88 mm a 52,85 ± 0,81 mm. Os autores concluíram que não houve diferença estatística significativa nos valores da movimentação dental em todas distâncias após armazenagem em água, sob influência da espera em bancada após esfriamento da mufla em água de polimerização.

KEENAN, RADFORD & CLARK⁴⁶ (2003) realizaram um estudo comparando as alterações dimensionais sofridas pelas resinas quando processadas por microondas ou pelo método de injeção. Quarenta dentaduras superiores foram preparadas em cera com dentes anatômicos. Elas foram incluídas e a cera eliminada dos moldes. Os espécimes foram aleatoriamente distribuídos em 4 grupos: 1) compressão e polimerização convencional; 2) método de injeção e polimerização convencional; 3) injeção e

polimerização por microondas (resina Acron MC) e 4) injeção e microondas (resina Microbase). A distância intermolares e mudanças de dimensão vertical foram determinadas após a polimerização e após o armazenamento em água por 28 dias. Mensurações em triplicata foram feitas entre os pontos marcados no segundo molar com um microscópio com precisão de 0,005 mm. A dimensão vertical foi mensurada entre pontos marcados nos membros superior e inferior do articulador através da utilização de um micrômetro (precisão de 0,05 mm). A contração de polimerização (distância intermolares) para cada grupo foram: 1) – 0,24%; 2) – 0,27%; 3) – 0,035% e 4) – 0,37%. Os espécimes de Microbase tiveram contração maior que os polimerizados convencionalmente, mas não houve diferenças significantes entre os grupos. Todos os elementos dos grupos com método de injeção tiveram um aumento de dimensão vertical menor pós-polimerização (0,63 mm – 0,41 mm) que os convencionais (controles) de Trevalon (0,74 mm), mas somente o grupo 4 foi significantemente diferente ($p < 0,004$). Após armazenamento em água por 28 dias, todos os espécimes tiveram aumento de dimensão vertical (0,10% - 0,16%), embora não existiram diferenças significantes entre os grupos. Os autores concluíram, com as limitações desse estudo, que o método de injeção resultou num aumento de dimensão vertical ligeiramente menor que o método convencional, sendo a diferença significativa para a resina Microbase quando comparada com o controle de Trevalon. Afirmam, ainda, que a abertura do pino incisal não é um fator que pode ser separado da contração intermolar porque a dimensão vertical pode ter sido aumentada como resultado da movimentação dos dentes durante o processamento.

No mesmo ano, TURANO et al.⁹⁰ realizaram um estudo onde observaram a influência do método de polimerização (ciclo australiano, panela de pressão ou microondas) e do tipo de muralha (gesso pedra ou silicone). As resinas empregadas foram a Onda-Cryl para o método do microondas e a Clássico, para os demais métodos. Os autores concluíram que a muralha de silicone é tão boa quanto a de gesso. Quanto ao método de polimerização, a panela de pressão foi a que apresentou índices mais próximos de zero, seguido pelo método australiano, e por último, o microondas. Em todos os casos houve alteração da dimensão vertical, que variou de 0,5 mm a mais de 3 mm, sendo recomendado pelos autores a remontagem para ajuste oclusal em todos os casos.

Ainda no mesmo ano, GENNARI FILHO et al.³⁹ fizeram um trabalho como propósito de investigar a movimentação dentária que ocorre durante o processamento de próteses totais superiores quando incluídas por três diferentes métodos e submetidas à

polimerização em água quente. Dezoito dentaduras superiores foram confeccionadas e separadas em grupos de seis espécimes de acordo com o tipo de inclusão: com gesso pedra tipo III, com muralha de silicone ou com muralha de gesso especial. Os resultados permitiram concluir que todos os grupos sofreram alterações em maior ou menor grau; a inclusão pelo método da muralha de gesso especial mostrou-se com menores alterações quando comparadas com a inclusão em gesso pedra e muralha de silicone; e que o triângulo maior formado pelos segmentos molar-molar, molar-incisivo e incisivo-molar foi o que sofreu maiores alterações.

BOSCATO, DOMITTI & CONSANI¹¹, também no ano de 2003, avaliaram o efeito dos métodos de polimerização sobre a movimentação dental linear em prótese total superior. Vinte conjuntos modelo e base de prova de cera com dentes artificiais foram separados aleatoriamente em dois grupos de dez elementos, recebendo os seguintes tratamentos experimentais: Grupo 1- Inclusão em muflas metálicas com muralha de gesso-pedra e polimerização convencional em água; Grupo 2- Inclusão em muflas de fibra de vidro com muralha de gesso pedra e polimerização com energia de microondas. As distâncias entre os dentes I-I, PM-PM, M-M, ID-MD e IE-ME foram mensuradas antes e depois da polimerização da base e os dados obtidos submetidos à análise estatística. Não houve diferença estatística significativa nas distâncias lineares transversais e ântero-posteriores entre os dentes.

GOMES et al.⁴² (2004) avaliaram o efeito do tempo pós-prensagem (30 min ou 22h) da resina sobre a adaptação interna das bases das próteses totais com polimerização convencional ou por microondas. Não encontraram diferença estatisticamente significativa em função do tipo de polimerização ou da interação polimerização/tempo de pós-prensagem. Porém, sugerem que há uma melhor adaptação interna quando a polimerização é realizada 22 horas após a prensagem da resina quando comparada com a polimerização após 30 minutos.

BOTEGA et al.¹², no mesmo ano fizeram um estudo com o objetivo de determinar os tempos necessários para a polimerização padrão de uma resina acrílica em microondas, utilizando várias muflas simultaneamente. Os tempos necessários foram aferidos por parâmetros como monômeros liberados em água, dureza Knoop e porosidade. De acordo com os resultados, a polimerização de mais de uma mufla simultaneamente no forno de microondas é um procedimento viável desde que os tempos de polimerização sejam ajustados.

NEISSER et al.⁶² (2005) monitoraram a temperatura interna da massa de resina em função de 4 ciclos de polimerização em forno de microondas: 1) 3 min a 475W; 2) 13 min a 95W mais 1,5 min a 475W; 3) 3 min a 475W com carga mínima de 150 ml de água; 4) 7 min a 95W mais 7 min a 95W. O ciclo 1 apresentou os maiores valores de temperatura, seguidos dos ciclos 2, 3 e 4. Apenas o ciclo 4 não ultrapassou a temperatura de ebulição do monômero. Foram observados menores picos de temperatura quando foi colocada a carga mínima de água junto à mufla e quando potências menores foram utilizadas.

No mesmo ano, KIMOTO et al.⁴⁸ avaliaram o efeito do resfriamento em bancada na precisão dimensional das resinas acrílicas. Foram testados o resfriamento rápido, onde os corpos de prova eram removidos do molde dentro de um container com água a 100°C e então deixados para se resfriarem numa sala com temperatura de 20°C; e o resfriamento de bancada, onde os corpos eram deixados diretamente na sala de 20°C por 140 minutos, sendo removidas do molde após esse período. O resfriamento de bancada reduziu as distorções em 26% na direção ao comprimento central, 11% em direção ao comprimento da borda esquerda e 12% em direção a largura da borda esquerda, quando comparados ao método de resfriamento rápido. Os autores concluíram então que a mufla deve ser resfriada de forma lenta até a temperatura ambiente.

Ainda no mesmo ano, RIZZATTI-BARBOSA et al.⁷⁵ propuseram um método para reduzir a movimentação dental nas próteses totais durante o processamento por energia de microondas, através da utilização de uma mufla especial que permitiria a inclusão e o processamento do par de próteses simultaneamente.

MOTURI et al.⁵⁸, também em 2005, realizaram um estudo avaliando a influência do método de resfriamento na alteração dimensional da resina acrílica. O método de resfriamento rápido em água foi o que causou mais alterações quando comparado ao resfriamento em água durante uma noite ou em bancada.

PERO et al.⁶⁸ (2006) realizaram um estudo com o objetivo de verificar a presença de poros em diferentes regiões de bases protéticas de resina acrílica Onda Cryl na prótese total superior com espessura de 3,5 mm processadas por meio de energia de microondas: A) 500 W por 3 min, B) 90W por 13 min (mufla na vertical) + 500 W por 90 s (mufla na horizontal), C) 320 W por 3 min + 0 W por 4 min + 720 W por 3 min (recomendação do fabricante). O grupo controle foi polimerizado em banho de água quente por 9h a 74°C. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os diferentes ciclos e as regiões das bases analisadas polimerizadas nos ciclos em

microondas, ou seja, quanto à porosidade, os resultados foram semelhantes ao grupo controle.

No mesmo ano, CONSANI et al.²⁹ fizeram um trabalho com o objetivo de verificar a movimentação dos dentes posteriores em prótese total superior armazenada em água a 37°C. As próteses foram demufladas após esfriamento em água de polimerização ou em água de polimerização mais armazenagem em bancada por 3 horas e armazenadas em água a 37°C por 7, 30 e 90 dias. Após demuflagem e após cada período de armazenagem em água, as distâncias PM-PM, M-M, PMD-MD e PME-ME foram medidas. Em todos os períodos de armazenagem, as distâncias PM-PM, M-M e PME-ME não apresentaram diferenças estatisticamente significativas quando as muflas foram esfriadas pelos dois métodos. Com exceção da distância PMD-MD no período de 30 dias de armazenagem em água mais bancada, as demais distâncias permaneceram sem diferença estatística significativa.

3 PROPOSIÇÃO

Diante dos aspectos observados, o objetivo deste trabalho foi avaliar os efeitos resultantes da mudança da fase de inserção (arenosa ou pegajosa) da resina acrílica para microondas e da utilização da técnica do propiciador de espaço na alteração de dimensão vertical em dentaduras completas, através da comparação entre os seguintes grupos:

- a) Grupo F (controle): resina acrílica para microondas Onda-Cryl inserida na fase fibrilar, sem a utilização da técnica do propiciador de espaço.
- b) Grupo FP: resina acrílica para microondas Onda-Cryl inserida na fase fibrilar, com a utilização da técnica do propiciador de espaço.
- c) Grupo A: resina acrílica para microondas Onda-Cryl inserida na fase arenosa, sem a utilização da técnica do propiciador de espaço.
- d) Grupo AP: resina acrílica para microondas Onda-Cryl inserida na fase arenosa, com a utilização da técnica do propiciador de espaço.

Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL, DISPOSITIVOS E APARELHOS

- Articulador Dentatus ARL – ds 333 Sweden não arcon, com relógio micrométrico com ponteiro calibrador posicionado no pino guia do articulador.
- Dispositivo Split-Cast (modelo dividido), com imã, base metálica e matriz de silicona.
- Balança tipo Romana, marca “Marte”, com capacidade máxima de 1.600g e sensibilidade de 0,1g, empregada na pesagem de gesso.
- Matriz a vácuo, fabricado por Bio-Art, equipamentos odontológicos, São Carlos – SP.
- Silicona “Elite Double 8”, fabricado por Zhermack, Spa, Itália.
- Gesso pedra tipo IV, Durone, fabricado pela Dentsply Ind. Comércio, Petrópolis – RJ.
- Dentes plásticos superiores anteriores e posteriores, marca Trubyte-Biotone, fabricado pela Dentsply Ind. Comércio, Petrópolis – RJ.
- Proveta graduada de 150 ml e precisão de 1 ml, marca Laborglass, Indústria Brasileira.
- Vibrador V.H.
- Modelo padrão de gesso pedra tipo IV, edentado superior.
- Cera nº 7 “Wilson”, fabricada por Indústria e Comércio de Artigos Dentários, São Paulo – SP.
- Detergente líquido caseiro Ype.
- Mufla de fibra de plástico reforçado FRP, fabricada pela “Clássico”, própria para uso de microondas.
- Gesso comum, fabricado por Kerr Ind. Com. Ltda., São Paulo – SP.
- Gral de borracha para manipulação de gesso.
- Espátula de aço inoxidável “Jon” para manipulação de gesso.
- Espátula de aço inoxidável “Duflex”, nº 36.
- Espátula de aço “Le Cron” “Duflex”.
- Resina Onda-Cryl, artigos odontológicos Clássico, para microondas.
- Pote de vidro com tampa para manipulação de resina acrílica.

- Lamparina à álcool.
- Isolante líquido, à base de alginato, “Cel-Lac”, fabricado por S.S.White, Artigos Dentários S.A., Rio de Janeiro.
- Vaselina sólida “Polifarma”, São Paulo – SP.
- Prensa hidráulica de bancada “Delta Máquinas Especiais”, SP – Ind. Bras.
- Algodão.
- Forno caseiro de microondas, “Electrolux”, modelo M058, potência máxima 800 W, com prato giratório.
- Silicona maleável para confecção de muralhas “Zetalabor”, fabricado por Zhermack, Spa, Itália.
- Silicone de endurecimento por condensação de baixa viscosidade e alta dureza Vip-Sil, fabricada por VIPI Ltda., Pirassununga, SP.
- Recortador de gesso VH.
- Peso de 1 Kg.

4.2 MÉTODOS

4.2.1 OBTENÇÃO DA MATRIZ PARA CONFECÇÃO DOS MODELOS

Inicialmente, uma placa pré-existente de silicona fornecida pelo Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru, própria para a confecção de split-cast, foi duplicada em resina acrílica.

A seguir, um modelo de gesso edentado padronizado superior, fornecido pelo Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru, foi fixado, através de cera, a essa placa de resina acrílica. Essa, então, foi circunscrita por lâminas de cera 7, que serviram de arrimo, e a silicona “Elite Double 8” (Zhermack) foi manipulada e vazada.

Assim, foi obtida uma matriz de silicona com tampa em resina acrílica para a confecção dos modelos de gesso superiores edêntulos padronizados. Para diminuir as possíveis deformações da silicona, essa matriz foi “encaixotada” por gesso (figuras 1 e 2).

Figura 1- Matriz de silicona “encaixotada” para obtenção dos modelos edêntulos superiores.

Figura 2 - Tampa em resina acrílica.

4.2.2 OBTENÇÃO DE MODELOS EDENTADOS DE GESSO

Para que os quarenta modelos experimentais fossem semelhantes em forma e dimensões, sua construção foi realizada sempre nas mesmas condições, proporcionando 100g de pó de gesso tipo IV (Durone – Dentsply) para 25 ml de água (volume de 4:1), medidos em uma balança e em uma proveta, vertidos num gral de borracha com manipulação manual. O gesso assim preparado foi vertido, sob vibração leve e constante de um vibrador, dentro da matriz de silicona, sendo colocada ao mesmo tempo a base metálica no centro da placa de resina acrílica para split-cast, a qual era posicionada

sobre a matriz, respeitando as referências guias criadas anteriormente, amparadas por peso de 1 kg (figura 3). Na placa do articulador foi fixado um ímã para remontagem.

Figura 3 - Confeção do modelo superior com peso aferido.

Assim, foram confeccionados 40 modelos de gesso semelhantes entre si (figura 4).

Figura 4 – A) Placa metálica para remontagem.
B) Modelo de gesso obtido.

4.2.3 OBTENÇÃO DAS CHAPAS DE PROVA PADRONIZADAS

Foi confeccionado um modelo de gesso superior de menor espessura que permitisse a confecção das chapas de prova na matriz a vácuo existente no Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru. As placas de acetato de 1 mm de espessura foram posicionadas na máquina e prensadas sobre esse modelo, sendo recortadas para possibilitar a montagem dos dentes (figura 5).

Figura 5 - Modelo com respectiva chapa de prova.

4.2.4 OBTENÇÃO DA MATRIZ DE SILICONA PARA MONTAGEM DOS DENTES

Um modelo inferior edêntulo foi fornecido pelo Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru. Sobre ele, foi confeccionada uma dentadura inferior, que foi fixada ao seu respectivo modelo, sendo esse conjunto, dentadura e modelo inferior montado no articulador semi-ajustável Dentatus. Um dos modelos experimentais superiores com sua respectiva chapa de prova foi utilizado, e sobre ele foram montados os dentes em cera, antagonizando o modelo inferior previamente montado. Esse modelo superior com a dentadura em cera foi fixado ao articulador através da técnica do split-cast com imã.

Esse mesmo modelo superior com os dentes montados em cera foi utilizado para a confecção da matriz de silicone “Elite Double 8” (Zhermack) (figura 6), a qual

possibilitou que todos os dentes fossem montados da mesma forma, antagonizando o modelo inferior já fixado ao articulador, e com dimensões semelhantes, nos demais corpos de prova.

Figura 6 – Matriz de silicone para montagem dos dentes.

Os dentes anteriores (2D, cor 66, da Dentsply) e posteriores (30L, cor 66, da Dentsply) eram perfurados, posicionados dentro da matriz (figura 7) e nela era vertida cera líquida. O modelo com sua chapa de prova era então posicionado dentro da matriz e após o resfriamento da cera, os excessos eram recortados.

Figura 7 - Dentes posicionados na matriz.

Assim, foram obtidos 40 modelos superiores com dentes montados em cera (figura 8).

Figura 8 - Modelo com dentes montados em cera.

4.2.5 LEITURA INICIAL

Todos os modelos superiores foram reposicionados no articulador, através das referências-guia do split-cast.

Foram feitas três leituras iniciais de dimensão vertical para cada modelo com o relógio micrométrico adaptado ao pino incisal do articulador (figura 9), onde se obteve a dimensão vertical média inicial de cada corpo de prova (modelo + chapa de prova + dentes montados em cera).

Figura 9 – Modelos montados no articulador: A) Modelo experimental.

B) Modelo inferior fixo.

Relógio micrométrico (C).

4.2.6 GRUPOS

As dentaduras em cera foram separadas aleatoriamente em 4 grupos de 10 elementos cada para receber os tratamentos relacionados na tabela abaixo:

GRUPO	FASE DE INSERÇÃO DA RESINA	UTILIZAÇÃO DA TÉCNICA DO PROPICIAODOR DE ESPAÇO
F	Fibrilar	Não
FP	Fibrilar	Sim
A	Arenosa	Não
AP	Arenosa	Sim

4.2.7 INCLUSÃO EM MUFLA

Nos grupos F e A, a inclusão em muflas FRP foi realizada de maneira convencional. A parte interna da mufla foi isolada com vaselina em pasta. A proporção 100 g de gesso comum (Kerr) para 50 ml de água foi utilizada e o gesso manipulado

vertido, sendo a dentadura posicionada uniformemente em relação às paredes da porção inferior da mufla. O gesso cobriu lateralmente o modelo, tomando-se o cuidado de não se deixar paredes retentivas expostas.

Já nos grupos FP e AP, a única diferença foi a utilização da técnica do propiciador de espaço. Após incluído, o modelo foi isolado. A silicona fluida Vipsil foi manipulada conforme especificações do fabricante e esparramada o mais uniformemente possível ao redor do modelo. A seguir, quatro pedaços de uma placa de acetato de 1 mm foram posicionadas ao redor da silicona, sobre as bordas laterais da mufla (figura 10), e uma outra placa de acetato, com uma abertura central do tamanho aproximado do modelo, posicionada sobre os quatro pedaços e a silicona (figura 11). Um pequeno pote plástico foi posicionado sobre a placa, cobrindo o modelo, e sobre ele, posicionou-se um peso de 1 kg (figura 12), a fim de se obter sempre propiciadores de espaço semelhantes, com 1 mm de espessura. Após o endurecimento da silicona fluida, os excessos foram recortados (figura 13).

Figura 10 - Silicona Vipsil (A) e placas de acetato (B) nas bordas da mufla.

Figura 11 - Placa de acetato com abertura central posicionada.

Figura 12 - Pote plástico e peso de 1 kg posicionados sobre a placa de acetato.

Figura 13 - Propiciador de espaço.

As superfícies de interesse foram isoladas após a reação de presa do gesso e a muralha de silicone Zetalabor foi confeccionada (figura 14).

Figura 14 - Muralha de Zetalabor confeccionada.

A contra-mufla foi parafusada, sendo preenchida com gesso comum, aguardando-se 1 h para a presa do gesso.

4.2.8 ELIMINAÇÃO DA CERA – ABERTURA DA MUFLA

A eliminação da cera foi igual para todos os corpos de prova. A mufla foi colocada dentro do forno microondas (Electrolux 800 W) em seu prato giratório, por dois minutos em potência máxima, sendo então retirada e aberta, removendo-se o excesso grosseiro da cera com algodão umedecido em detergente líquido caseiro. A mufla era então fechada com um chumaço de algodão interposto e novamente levada ao microondas por mais um minuto na potência máxima para limpeza final. Após a limpeza da cera e o resfriamento do gesso, todas as superfícies de gesso expostas foram isoladas com isolante para resina (Cel-Lac – S. S. White).

4.2.9 PREENCHIMENTO E PRENSAGEM DAS MUFLAS

Para os grupos F e FP, a resina Onda Cryl (artigos odontológicos Clássico) foi manipulada e inserida em sua fase fibrilar, enquanto que nos grupos A e AP, houve inserção na fase arenosa.

Para isso, a resina foi manipulada conforme as especificações do fabricante, na proporção ideal de três partes de pó para uma parte de líquido (21cc de pó para 7cc de líquido), obtida através dos medidores que acompanham o produto. O líquido (monômero) era depositado primeiramente no pote misturador, seguido do pó (polímero), sendo ambos misturados manualmente até que a mistura ficasse homogênea, numa sala especial, a qual apresentava como características a temperatura de 23°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) e a umidade de 50% ($\pm 10\%$) constantes. Assim, nessas condições, a resina atingia a fase arenosa imediatamente após manipulação, sendo vertida nessa fase nos grupos A e AP, e após 15 min, a resina atingia sua fase fibrilar (tempos esses previamente determinado no teste piloto), sendo vertida nesses casos nos grupos F e FP. Nos grupos FP e AP, antes de ser vertida a resina, o propiciador de espaço era removido, ficando um “espaço” livre para o escoamento de excessos (figura 15).

Figura 15 - Excesso de resina ocupando o espaço gerado pelo propiciador de espaço.

Após o preenchimento, o conjunto mufla e contra-mufla era fechado, sendo interposta uma folha de papel celofane ligeiramente umedecida. A prensagem de todos os corpos de prova foi realizada em prensa hidráulica de bancada (Celta Máquinas Especiais, Ltda), sendo inicialmente aplicada uma carga de 0,5 kg/f, aumentada gradualmente, passando por 0,750 kg/f e finalmente, 1000 kg/f, valores constantemente aferidos no manômetro até sua estabilização.

A mufla era então aberta e o celofane, juntamente com os excessos de resina, eram removidos. A mufla retornava à prensa, e com a carga de 1000 kg/f estabilizada, os parafusos eram posicionados.

O tempo de espera pós-prensagem foi de 24 h, para que houvesse a eliminação do monômero residual e a acomodação da resina dentro da mufla.

4.2.10 CICLO DE POLIMERIZAÇÃO

Os corpos de prova foram todos polimerizados no forno de microondas 800 W (Electrolux) conforme as especificações do fabricante da resina. A mufla foi posicionada no centro do prato giratório do aparelho de microondas. O processo de polimerização consistiu de três ciclos, sendo o primeiro de três minutos com 40% da potência, o segundo de quatro minutos com 0% da potência (repouso) e o terceiro de três minutos com 90% da potência.

Logo após, as muflas foram removidas do forno, permanecendo em bancada até o seu resfriamento completo.

4.2.11 AVALIAÇÃO DAS ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS PELO AUMENTO DA DIMENSÃO VERTICAL DE OCLUSÃO

As dentaduras superiores foram removidas da muflas, juntamente com seus modelos de trabalho, reposicionadas e remontadas no articulador, onde por meio do relógio micrométrico foram realizadas as novas leituras de dimensão vertical (figura 16). Da mesma forma, foram realizadas três mensurações para cada corpo e obtida uma média, a qual foi comparada com a média inicial de quando a dentadura estava ainda em cera.

Figura 16 – Modelos montados no articulador: A) Modelo experimental (remontagem)

B) Modelo inferior fixo.

Relógio micrométrico (C).

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Obteve-se a diferença entre as médias obtidas antes e depois da polimerização, nos quatro grupos estudados. Como estatística descritiva, foram utilizadas as medianas, uma vez que pelos desvios-padrão obtidos, observou-se que as amostras não seguiam a distribuição normal.

Optou-se então pelo teste de Kruskal Wallis para verificar se havia diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Como isso ocorreu, foi aplicado o teste de Miller, com nível de significância 5%.

Resultados

5 RESULTADOS

Os valores individuais de cada corpo-de-prova, assim como as médias iniciais e finais e a diferença entre esses valores, expressos em micrômetros, encontram-se nos anexos (quadros 1, 2, 3 e 4).

A partir desses dados, foi feita uma estatística descritiva, como pode-se observar na tabela a seguir (valores em micrômetros):

Tabela 1 - Mediana, média, desvio padrão, soma e valores máximo e mínimo.

Grupo	Mediana	Média	D. padrão	Soma	Máximo	Mínimo
F	61.70000	62.40000	28.39565	624.00000	26.00000	105.30000
FP	10.60000	14.42000	16.57888	144.20000	0.00000	47.70000
A	23.15000	22.38000	14.42819	223.80000	0.00000	42.50000
AP	6.45000	8.18000	8.23027	81.80000	0.00000	21.70000

A análise estatística mostrou que: o propiciador de espaço foi eficaz na diminuição das alterações de dimensão vertical antes e após o processamento das próteses; a mudança de fase de inserção da resina diminui as alterações, mesmo não sendo estatisticamente significativa e que a associação das técnicas também resulta em menores alterações, embora da mesma forma, não estatisticamente significantes. O nível de significância adotado foi de 5%. Estes dados estão representados nas tabelas a seguir:

Tabela 2 - Teste não-paramétrico de Kruskal Wallis.

Grupo	Mediana	Soma de postos	Posto médio	N. de valores
F	61.7000000	335.5000000	33.5500000	10.0000000
FP	10.6000000	155.0000000	15.5000000	10.0000000
A	23.1500000	211.5000000	21.1500000	10.0000000
AP	6.4500000	118.0000000	11.8000000	10.0000000
Hc = 19.92880				
Quiquadrado com 3 graus de liberdade			Probabilidade = 0.000175	

Tabela 3 - Teste de Miller para comparações individuais.

Nível de significância = 5%			
Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
F X FP	18.0500000	13.4316952	SIGNIFICANTE
F X A	12.4000000	13.4316952	Não signific.
F X AP	21.7500000	13.4316952	SIGNIFICANTE
FP X A	-5.6500000	13.4316952	Não signific.
FP X AP	3.7000000	13.4316952	Não signific.
A X AP	9.3500000	13.4316952	Não signific.

Discussão

6 DISCUSSÃO

O número de pacientes que necessitam de dentaduras completas no país é ainda muito elevado. Dados publicados na APDESP⁵ (2004) informam que três em cada quatro brasileiros que completam 60 anos de idade são desdentados totais em pelo menos uma arcada.

A possibilidade de tratar pacientes desdentados por outro meio que não as dentaduras só está disponível há aproximadamente 25 anos. Apesar do interesse pela implantodontia ter crescido rapidamente nas duas últimas décadas, a grande maioria dos pacientes desdentados do mundo ainda tem que aceitar as dentaduras por razões econômicas ou outros motivos que tornam impossível os tratamentos relacionados com implantes. Em vários países, a saúde bucal vem se desenvolvendo e a taxa de edentulismo vem caindo, o que levará a diminuição pela procura de próteses totais. Entretanto, os Estados Unidos estimaram que ao invés de diminuir, o número de maxilares desdentados irá aumentar até o ano de 2020, devido ao crescimento da população idosa. Além disso, os pacientes desdentados pertencem em sua maioria ao setor da população mais pobre, e não se espera que eles exijam tratamento com implantes. Estudos epidemiológicos da prevalência de implantes são raros, mas há uma estimativa grosseira do fim dos anos 90 indicando que, em nível mundial, 1/1000 dos pacientes parcialmente ou totalmente desdentados se beneficia com tratamento através de próteses implantossuportadas (CARLSSON¹⁶, 2006).

Segundo BARBOSA, COMPAGNONI E LELES⁹ (2002), o polimetilmetacrilato é a resina mais comumente empregada na confecção de próteses totais. Desde a sua introdução há mais de 60 anos, houve uma contínua procura para modificar os meios de processamento das resinas para melhorar não somente as propriedades físicas e mecânicas, mas também as propriedades de trabalho para facilitar as técnicas laboratoriais da construção de uma dentadura^{18,44,47,84,87,89,96}. O desenvolvimento técnico ultra-sofisticado utilizado em muitas áreas para minimizar problemas ou achar soluções ainda não conseguiu dominar totalmente as alterações dimensionais da resina acrílica em prótese total (GOMEZ et al.⁴³, 1998).

Entre os principais fatores dos quais resultam as alterações dimensionais, sem dúvida a contração de polimerização da resina é um dos mais importantes. Durante o resfriamento, a resina contrai em direção às áreas de maior volume, como é o caso das

porções correspondentes aos rebordos da base da dentadura. Tal contração provoca a ocorrência de uma tensão de tração na região mais fina do palato. Quando essa tensão é removida, nas dentaduras superiores, a resina se afasta do palato, e, como também acontece nas dentaduras inferiores, os dentes posteriores situados em cada uma dos arcos tendem a se inclinar, como que aproximando-se uns dos outros. Isto evidencia o fenômeno da contração linear, alterando a dimensão vertical. Ou seja, a alteração da dimensão vertical está geralmente associada ao processamento da base da dentadura (AULER E SALLES⁶, 2000).

Em 1968, NISHII⁶⁴ introduziu a utilização da polimerização das resinas acrílicas em fornos de microondas. Seus estudos indicaram que esse método é mais limpo e rápido quando comparado à polimerização com água quente. Da mesma forma, as propriedades físicas são comparáveis, bem como a adaptação da dentadura é semelhante ou até mesmo superior^{2,3,4,8,9,13,32,38,55,61,63,71,78,79,90,91,92}.

Foi por esses motivos que em nosso estudo, optou-se por utilizar a resina acrílica Onda-Cryl, polimerizada através das microondas. Diversos autores já a utilizaram em seus estudos^{9,33,66,68,80,90}.

Em seu estudo, realizado em 1998, GOMEZ et al.⁴³ utilizaram uma resina acrílica polimerizada pelo método convencional e afirmaram que para esse tipo de material, a fase ideal de inserção em mufla seria na fase pegajosa ou na que a antecede, e não na fase plástica, geralmente utilizada. Na fase pegajosa ou anterior, a resina estaria mais fluida e com maior capacidade de se acomodar sobre os dentes e sobre o modelo, o que geraria menores tensões internas.

Já CONSANI, DEL BEL CURY & GARCIA²⁶ (2001) realizaram um estudo avaliando a influência da mudança da fase de inserção (fibrilar, plástica ou borrachóide) de uma resina acrílica polimerizada pelo método convencional (banho de água a 74°C por 9 h), seguindo as instruções recomendadas pelo fabricante. Foram confeccionadas 15 bases, as quais foram removidas, acabadas e fixadas aos seus respectivos modelos. Esses foram seccionados em três cortes e a fenda entre base-modelo medida em cinco pontos para cada secção. Os resultados mostraram que a fase plástica apresentou valores de adaptação (0,210 mm) com diferença estatística significativa quando comparada com a fibrilar (0,231 mm) e borrachóide (0,224 mm). Em todos os estágios, os melhores resultados foram observados na região de distais de caninos e os piores na região posterior do palato.

Assim sendo, nosso estudo buscou avaliar essa proposição (influência da mudança da fase de inserção na alteração de dimensão vertical de oclusão) utilizando-se a resina de microondas. Como a fase de inserção indicada pelo fabricante dessa resina é a fibrilar, nosso grupo experimental consistiu em inserção na fase arenosa, ou seja, a imediatamente anterior à fibrilar.

Em 1964, LERNER & PFEIFFER⁵⁴ realizaram um estudo verificando as alterações de dimensão vertical quando se promovia um “isolamento com cera” ao redor das dentaduras, que ia das bordas das próteses até as bordas internas da mufla durante a inclusão, de espessuras variáveis de acordo com a área (maior na região da língua, por exemplo): um “propiciador de espaço” realizado com cera. Nesse estudo, os autores relataram alterações de 0,3 mm a 0,5 mm, sendo as próteses processadas pelo método convencional.

Da mesma forma, COMPAGNONI et al.²¹ (1983) realizaram um estudo com a finalidade de verificar as alterações de dimensão vertical nas bases das dentaduras variando-se a técnica de isolamento (Cel-Lac ou uma lâmina de cera azul de 0,29 mm de espessura) do gesso durante a inclusão. A lâmina de cera era posicionada sobre o gesso, desde a periferia da base em cera até o limite interno da base metálica da mufla, sem no entanto invadi-lo. Essa lâmina de cera, após sua eliminação, deixava o espaço correspondente a sua espessura para acomodação da resina no momento da prensagem. Isso nada mais era do que o “propiciador de espaço”, também realizado com cera ao invés de silicona, e já nesse estudo, a alteração de dimensão vertical foi menor quando se realizou o alívio em cera (0,062 mm) quando comparado ao CEL-LAC (0,194 mm).

GEORGETTI, GEORGETTI & OLIVEIRA⁴⁰ (2003), também com a finalidade de se diminuir alterações dimensionais das resinas acrílicas, em especial a de dimensão vertical de oclusão, afirmaram que a técnica do propiciador de espaço, onde o alívio era realizado com o silicone fluido Vip Sil, praticamente a eliminava. Como até então não havíamos testado essa técnica, ela foi incluída como outra variável em nosso estudo.

Assim sendo, nosso estudo buscou avaliar a influência da mudança da fase de inserção e da utilização do propiciador de espaço na dimensão vertical de oclusão de próteses totais. As medianas das alterações de dimensão vertical obtidas variaram de 61,7 micrômetros (0,62 mm aproximadamente) para o grupo controle (fase de inserção fibrilar, conforme especificações do fabricante, sem empregar a técnica do propiciador de espaço) a 6,45 micrômetros (0,06 mm aproximadamente) onde foi modificada a fase de inserção para arenosa e utilizado o propiciador de espaço. O propiciador de espaço

foi eficaz em reduzir as alterações de dimensão vertical. No caso da mudança da fase de inserção, ela promoveu alterações menores, embora não estatisticamente significantes. Talvez com um aumento do número de corpos de prova, haveria significância. Cabe ainda ressaltar que em todos os grupos experimentais existiram corpos de prova sem alteração de dimensão vertical, o que não ocorreu no grupo controle.

SALVADOR et al.⁸⁰, em 2001, realizaram um estudo onde variaram a marca comercial da resina (Onda Cryl, Acron MC e Clássico saturada com líquido da resina Onda Cryl). Todas as resinas foram processadas da mesma maneira, através de polimerização por energia de microondas. Ocorreu alteração de dimensão vertical em todos os grupos, sendo que a Clássico (alteração média de 1,078 mm) e a Onda Cryl (1,110 mm) resultaram em alterações estatisticamente semelhantes, e a Acron MC apresentou valores estatisticamente menores (0,045 mm). Embora a metodologia foi semelhante, os resultados do grupo Onda Cryl (1,110 mm) desse estudo foram maiores quando comparados ao nosso grupo controle (0,62 mm).

CARVALHO, COMPAGNONI & BARBOSA¹⁷, no mesmo ano, realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar a influência de diferentes ciclos de polimerização em banho de água quente sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais. Utilizaram-se três ciclos para polimerização da prótese total superior, um ciclo longo de tempo (9h a 74°C), outro australiano (aquecimento até 65°C em 30 min, permanecendo nessa temperatura por mais 1h) e o último foi estabelecido empiricamente (aquecimento num caldeirão em fogo alto até a ebulição, seguido de fogo baixo por 1h, resultando num ciclo de 2h aproximadamente). Não existiu diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados. Para os ciclos longo e australiano, ocorreram aumentos na DVO após a polimerização da prótese total superior. No entanto, para o ciclo empírico, dois corpos-de-prova após a polimerização tiveram a DVO reduzida. A média das alterações verticais para os ciclos foram respectivamente de 0,335mm, 0,236mm e 0,233mm. Da mesma forma que em nosso estudo, esses autores obtiveram valores baixos de alteração de dimensão vertical, ressaltando que o problema provavelmente se agravaria no caso de próteses totais duplas, sendo recomendado o ajuste oclusal para um correto restabelecimento da dimensão vertical de oclusão antes que as próteses totais sejam concluídas e entregues ao paciente. Assim, os contatos prematuros seriam eliminados e se evitaria a transmissão de forças oclusais indesejáveis no rebordo, o que poderia levar a uma reabsorção precoce.

BARBOSA, COMPAGNONI & LELES⁹ (2002) realizaram um estudo semelhante com a finalidade de observar a influência dos ciclos de polimerização na resina de microondas Onda Cryl na alteração de dimensão vertical, comparando-a com um grupo controle (resina Clássico, polimerizada em banho de água, 9 h a 74°C). A metodologia empregada foi similar a desse estudo, fazendo-se as mensurações das próteses superiores em cera, e após polimerizadas. A média de alteração em todos os grupos foi menor que 0,5 mm, valores semelhantes aos encontrados em nosso estudo.

COMPAGNONI et al.²³ (2001) realizaram um estudo avaliando a influência da remontagem na alteração de dimensão vertical de oclusão. Para isso, utilizou uma metodologia muito semelhante a empregada em nosso estudo, e as variáveis foram fixação com godiva bastão ou adesivo instantâneo universal (Super Bonder) e remoção da placa de montagem superior do articulador com o corpo de prova montado (1X, 2X, 3X). A alteração máxima de dimensão vertical independente do método de fixação empregado foi de 0,23 mm e com relação a remoção da placa de montagem superior, houve uma oscilação muito grande dos valores, os quais ora aumentavam, ora diminuía ou se mantinham constantes, o que não permitiu relacionar essa variável à alteração de dimensão vertical. No nosso estudo, a fixação do modelo superior se deu única e exclusivamente através do sistema split-cast com imã, na tentativa de se minimizar quaisquer influências dos meios de fixação, e não houve remoção da placa de montagem superior após todos os modelos terem sido ajustados, e essa etapa foi realizada antes de quaisquer mensurações de dimensão vertical.

TURANO et al.⁹⁰ (2003) realizaram um estudo com a finalidade de se verificar se realmente ocorriam variações de dimensão vertical durante a polimerização de próteses totais. Para isso, variaram os tipos (método convencional ou através de energia de microondas) e ciclos de polimerização (australiano ou panela de pressão para o método convencional; e proposto pelo fabricante da resina ou outro alternativo para microondas), assim como o material para confecção de muralhas (gesso ou silicona). Em todos os casos houve um aumento de dimensão vertical, variando de 0,5 mm até maiores que 3 mm. Cabe ressaltar que nesse estudo o valor de 3 mm é considerado como clinicamente aceitável, e que a alteração medida foi uma somatória das alterações da prótese superior com a inferior, ao contrário do nosso estudo, onde somente a prótese superior foi mensurada. Além disso, TURANO et al.⁹⁰ empregaram um único conjunto de próteses (composto de uma superior e uma inferior) para cada “grupo” experimental, relatando por exemplo que a manipulação do tipo grupo 1 (Onda Cryl, ciclo proposto

pelo fabricante, muralha de Zetalabor – nosso grupo controle) seria inviável clinicamente, pois promove alterações de dimensão vertical maiores que 3 mm. No nosso estudo, o valor máximo de alteração para esse processamento foi de 1,05 mm, mesmo assim ocorrendo em um único corpo de prova dentre os 10 confeccionados.

KEENAN, RADFORD & CLARK⁴⁶ (2003) realizaram um estudo comparando as alterações dimensionais de dimensão vertical e de posição dos dentes após a polimerização e após o armazenamento em água de próteses totais quando processadas pela energia de microondas ou pelo método de injeção. Houve alterações dimensionais em todos os quatro grupos, ocorrendo diferença estatística apenas no grupo processado pelo método de injeção e resina Microbase quanto a alteração de dimensão vertical, sendo significativamente menor (0,41 mm). A maior alteração ocorreu no grupo controle (resina Trevalon, técnica de compressão), sendo de 0,74 mm. Após armazenamento em água por 28 dias, todos os grupos sofreram aumento de dimensão vertical que variou de 0,1 – 0,16%, não sendo significantes. A alteração da distância intermolares variou de - 0,24% a -0,37%, não sendo significativa entre os grupos. A alteração de dimensão vertical de oclusão no nosso estudo obteve valores próximos aos desse trabalho, embora esses autores utilizaram material e metodologia diferente. Cabe ressaltar que a mensuração da distância intermolar no nosso estudo não foi realizada, embora saibamos a importância desse fator na alteração de dimensão vertical, mas que pelos valores obtidos nos nossos resultados, independente da técnica de processamento, todos os corpos seriam passíveis de sofrerem ajuste oclusal, compensando esse tipo de alteração dimensional.

Independente da metodologia ou material empregado, verificamos que em todos os estudos avaliados há alteração dimensional das bases das dentaduras. Assim, fica evidente a importância do procedimento de remontagem em articulador das próteses logo após sua confecção, o que infelizmente, é geralmente relevado. SOUZA, LELES & COMPAGNONI⁸³ realizaram, em 2002, uma pesquisa sobre o ensino de prótese total com 84 universidades do país, onde 59 (70%) delas participaram efetivamente. Dentre os achados, vale ressaltar que somente 58,6% fazem remontagem das próteses para ajustes, isso em ambiente universitário. Ou seja, provavelmente a situação deve ser ainda mais preocupante ao se considerarem os inúmeros laboratórios de prótese existentes por todo o país.

Além disso, NACONECY et al.⁶⁰ (2003) fizeram uma revisão de literatura analisando a adaptabilidade do sistema estomatognático frente ao aumento de dimensão

vertical de oclusão. Afirmaram que os estudos recentes têm se mostrado contrários a uma tendência tradicional de que um aumento de dimensão vertical pode levar a distúrbios temporomandibulares e que, além disso, o conhecimento científico atual suporta a hipótese de que moderadas alterações de DVO não parecem ser deletérias ao sistema mastigatório, desde que a estabilidade oclusal seja alcançada. Ou seja, alterações de dimensão vertical moderadas são toleradas pelo sistema estomatognático, mas isso varia muito de indivíduo para indivíduo, e não há como prever um “limite de tolerância” a ser seguido. Sendo assim, a dimensão vertical previamente determinada deve sempre ser mantida até o final do tratamento, e as técnicas que atenuem esses inconvenientes ou os eliminem devem ser amplamente estudadas, divulgadas e principalmente, empregadas.

Conclusões

7 CONCLUSÕES

A partir da metodologia aplicada e diante das condições experimentais propostas, após a análise dos resultados, pode-se concluir que:

- a) A técnica do propiciador de espaço foi eficaz na redução das alterações de dimensão vertical das próteses.
- b) A mudança da fase de inserção da resina de fibrilar (recomendada pelo fabricante) para arenosa parece influenciar nas alterações de dimensão vertical, reduzindo-as. Embora nesse estudo essas reduções não foram estatisticamente significantes, ficaram muito próximos de o serem.
- c) A associação da mudança de fase de inserção da resina com a utilização da técnica do propiciador de espaço promoveu as menores alterações de dimensão vertical.

Referências Bibliográficas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AKAGAWA, Y.; NIKAI, H.; TSURU, H. Histologic changes in rat masticatory muscles subsequent to experimental increase of the occlusal vertical dimension. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 50, n. 5, p. 725-732, Nov. 1983.

2. AL DOORI, D. et al. A comparison of denture base acrylic resins polymerized by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. **Dent Mat**, Copenhagen, v. 4, n. 1, p. 25-32, Feb. 1988.

3. AL-HANBALI, E.; KELLEWAY, J.P.; HOWLETT, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwave or heat. **J Dent**, Oxford, v. 19, n. 3, p. 176-180, June 1991.

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

5. **APDESP informa**. Edição 115, jan./fev. 2004.

6. AULER E SALES, M. **O uso da energia de microondas na polimerização das resinas acrílicas dentais. Estudo da alteração de dimensão vertical de oclusão em dentaduras completas**. 2000. 111f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral)-Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

7. BAEMMERT, R.J. et al. The effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. **Int J Prost**, Lombard, v. 3, n. 6, p. 528-37, Nov./Dez. 1990.

8. BAFILE, M. et al. Porosity of denture resin cured by microwave energy. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 66, n. 2, p. 269-274, Aug. 1991.

9. BARBOSA, D.B.; COMPAGNONI, M.A.; LELES, C.R. Changes in occlusal vertical dimension in microwave processing of complete dentures. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, vol. 13, n. 3, p. 197-200, 2002.

10. BECKER, C.M.; SMITH, D.E.; NICHOLLS, J.I. The comparison of denture-base processing techniques. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 37, n. 4, p. 450-459, Apr. 1977.

11. BOSCATO, N.; DOMITTI, S.S.; CONSANI, S. Efeito dos métodos de polimerização sobre o deslocamento dental em prótese superior. **Cienc Odontol Bras**, São José dos Campos, v. 6, n. 4, p. 54-59, out./dez. 2003.
12. BOTEGA, D.M. et al. Polymerization time for a microwave-cured acrylic resin with multiple flasks. **Braz oral res**, São Paulo, vol. 18, n. 1, p. 23-28, jan./mar. 2004.
13. BRAUN, K.O.; DEL BEL CURY, A.A.; CURY, J.A. Avaliação *in vitro* da efetividade de polimerização da resina acrílica dental ativada através de energia de microondas, quando em contato com metal. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, vol. 12, n. 2, p. 173-181, abr. 1998.
14. BRAUN, K.O. et al. Alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, vol. 14, n. 3, p. 278-282, jul./set. 2000.
15. CARLSSON, G.E.; INGERVALL, B.; KOCAK, G. Effect of increasing vertical dimension on the masticatory system in subjects with natural teeth. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 41, n. 3, p. 284-289, Mar. 1979.
16. CARLSSON, G.E. Facts and fallacies: an evidence base for complete dentures. **Dent Update**, London, v. 33, n. 3, p. 134-6, 138-40, 142, Apr. 2006.
17. CARVALHO, A.L.A.; COMPAGNONI, M.A.; BARBOSA, D.B. Influência do ciclo de polimerização sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 4, n. 3, p. 67-73, set./dez. 2001.
18. CARVALHO, J.C.M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. **Rev Fac Odontol USP**, São Paulo, v. 10, n. 1, p. 127-32, 1972.
19. 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 Mat**, Copenhagen, v. 4, n. 1, p. 20-24, Feb. 1988.
20. CHRISTENSEN, J. Effect of occlusion-raising procedures on the chewing system. **Dent Pract Dent Rec, Bristol**, v. 20, n. 7, p. 233-248, Mar. 1970.

21. COMPAGNONI, M.A. et al. Alteração da dimensão vertical nas bases de dentaduras completas. Estudo comparativo entre duas técnicas de isolamento do gesso durante a inclusão. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, São Paulo, v. 37, n. 1, p. 49-54, jan./fev. 1983.
22. COMPAGNONI, M.A.; NOGUEIRA, S.S. Análise computadorizada das próteses totais. A importância da remontagem e ajuste oclusal durante a sua confecção. **Rev Gaucha Odontol**, Porto Alegre, n. 45, n. 1, p. 32-34, jan./fev. 1997.
23. COMPAGNONI, M.A. et al. Influência da remontagem na alteração da dimensão vertical de oclusão em próteses totais. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 4, n. 2, p. 65-70, maio/ago. 2001.
24. CONSANI, R.L.X. et al. Influência de operadores na adaptação das bases de prótese total. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 3, n. 1, p. 74-79, jan./jun. 2000.
25. CONSANI, R.L.X. et al. Efeito do tempo pós-prensagem da resina acrílica na alteração dimensional da base da prótese total. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, v. 15, n. 2, p. 112-18, abr./jun. 2001.
26. CONSANI, R.L.X.; DEL BEL CURY, A.A.; GARCIA, R.C.M.R. Effect of acrylic resin stages on dimensional accuracy of denture bases polymerized by conventional cycle. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 4, n. 3, p. 13-20, set./dez. 2001.
27. CONSANI, R.L.X. et al. Effect of resin stages on the dimensional accuracy of denture bases. **Braz J Oral Sci**, Piracicaba, v. 1, n. 2, p. 71-75, July/Sept. 2002.
28. CONSANI, R.L.X. et al. Effect of bench-delay after flask cooling on the posterior teeth movement in maxillary complete dentures. **Cienc Odontol Bras**, São José dos Campos, v. 6, n. 1, p. 6-10, jan./mar. 2003.
29. CONSANI, R.L.X. et al. Dimensional stability of distances between posterior teeth in maxillary complete dentures. **Braz Oral Res**, São Paulo, v. 20, n. 3, p. 241-246, nov./dez. 2006.
30. COOPER, E.N. SKINNER, E.W. Dimensional stability of denture resins. **J Dent Res**, Chicago, v.22, n. 3, p.203, 1943.

31. CORREA, G.A. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para seu estudo Parte I – Alteração quanto à espessura. **Rev ABO nac**, São Paulo, v.2, n. 2, p. 110-113, abr./maio 1994.
32. DEL BEL CURY, A.A.; RODRIGUES JUNIOR, A.L.; PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v. 8, n. 4, p. 243-249, out./dez. 1994.
33. DEL BEL CURY, A.A.; RACHED, R.N.; GANZAROLLI, M. Microwave-cured acrylic resins and silicone-gypsum moulding technique. **J Oral Rehabil**, Denmark, v. 28, n. 5, p. 433-438, May 2001.
34. DUKES, B.S. et al. A comparative study of changes in vertical dimension of occlusion using different investing mediums. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 49, n. 4, p. 568-571, Apr. 1983.
35. DUKES, B.S. et al. A laboratory study of changes in vertical dimension using a compression molding and a pour resin technique. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 53, n. 5, p. 667-669, May 1985.
36. ELAHI, J.M.; ABDULLAH, M.A. Effect of different polymerization techniques on dimensional stability of record bases. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 1, n. 2, p. 150-3, Feb. 1994.
37. FAJARDO, R.S.; MUENCH, A. Estudo da retenção entre resina acrílica para base de dentadura e dentes de resina acrílica. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v. 11, n. 2, p. 117-121, abr./jun. 1997.
38. GANZAROLLI, S.M. et al. Resistência de união entre dentes artificiais e bases de próteses polimerizadas com microondas. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 2, n. 2, p. 79-86, jul./dez. 1999.
39. GENNARI FILHO, H. et al. Avaliação comparativa da posição relativa dos dentes artificiais entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas em banho de água quente. **Cienc Odontol Bras**, São José dos Campos, v. 6, n. 4, p. 32-40, out./dez. 2003.
40. GEORGETTI, B.A.; GEORGETTI, M.P.; OLIVEIRA, A.C. Prótese Total – Uma criação mecânica, biológica e estética. In: MORAIS, J.A. et al. **Atualização em**

prótese dentária: procedimentos clínico e laboratorial. – 8º Congresso Paulista de técnicos em prótese dentária. 1ª ed., Curitiba: Editora Maio, 2003, Cap. 6, p. 47-67.

41. GIANELLY, A.A.; RUBEN, M.P.; RIGINSEN, R. Effect of experimentally altered occlusal vertical dimension on temporomandibular articulation. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 24, n. 6, p. 629-635, Dec. 1970.

42. GOMES, M. et al. Efeito do tempo pós-prensagem da resina na adaptação de bases de próteses totais. **Revista Odonto Ciência – Fac. Odonto/PUCRS**, Porto Alegre, v. 19, n. 43, p. 20-24, jan./mar. 2004.

43. GOMEZ, T. et al. Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em Prótese Total. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v. 12, n. 2, p. 181-87, abr./jun. 1998.

44. HARMAN, I.M. Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. **J Amer Dent Assoc**, Chicago, v. 38, n. 2, p. 188-203, Feb. 1949.

45. JACKSON, A.D. et al. The dimensional accuracy of two denture base processing methods. **Int J Prost**, Lombard, v. 2, n. 5, p. 421-8, 1989.

46. KEENAN, P.L.J.; RADFORD, D.R.; CLARK, R.K.F. Dimensional change in complete dentures fabricated by infection molding and microwave processing. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 89, n. 1, p. 37-44, Jan. 2003.

47. KERN, W.R. Possible dimensional changes in denture base materials. **J Amer Dent Assoc**, Chicago, v. 28, n. 12, p. 1952-58, Dec. 1941.

48. KIMOTO, S. et al. Effect of bench cooling on the dimensional accuracy of heat-cured acrylic denture base material. **J Dent**, Oxford, v. 33, n. 1, p. 57-63, Jan. 2005.

49. KIMPARA, E.T.; MUENCH, A. Porosidade em decorrência do processamento e volume de resina acrílica. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v. 10, n. 3, p. 237-239, jul./set. 1996.

50. KIMURA, H. et al. Applications of microwave for dental technique (part I) – Dough-forming and curing of acrylic resins. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v. 23, p. 43-9, Dec. 1983.

51. LATTA, G.H.; BOWLES, W.F.; CONKIN, J.E. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 63, n. 6, p. 654-661, June 1990.
52. LECHNER, S.K.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Processing changes in maxillary complete dentures. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 52, n. 1, p. 20-24, July 1984.
53. LE PERA, F. Avoiding the increase of the vertical dimension of dentures in processing. **J.Prosthet Dent**, St. Louis,, St. Louis, v. 19, n. 4, p. 364-69, Apr. 1968.
54. LERNER, H.; PFEIFFER, K.R. Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 14, n. 2, p. 294-7, Mar./Apr. 1964.
55. LEVIN, B.; SANDERS, J.L.; REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J Prosthe Dent**, St. Louis, v. 61, n. 3, p. 381-383, Mar. 1989.
56. MAHLER, D.B. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 1, n. 5, p. 551-559, Sept. 1957.
57. MARTINS, A.A. et al. Efeitos da diminuição vertical de oclusão sobre a articulação temporomandibular do macaco-prego (*Cebus apella*). Análise através da mesoscopia e da microscopia eletrônica de varredura. . **Rev Odontol Unesp**, São Paulo, v. 21, p. 57-70, 1992.
58. MOTURI, B. et al. Dimensional change of heat-cured acrylic resin dentures with three different cooling regimes following a standard curing cycle. **Eur J Prosthodont Restor Dent, Ramford**, v. 13, n. 4, p. 159-163, Dec. 2005.
59. MOWERY, W.E. et al. Dimensional stability of denture base resins. **J Amer Dent Assoc**, Chicago, v. 57, p. 345-53, Sept. 1958.
60. NACONECY, M.M. et al. Adaptabilidade do sistema estomatognático frente ao aumento da dimensão vertical de oclusão. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v. 18, n. 39, p. 99-103, jan../mar. 2003.
61. NEISSER, M.P., OLIVIERI, K.A.N. Avaliação da resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para bases de próteses totais. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 4, n. 2, p. 35-42, maio/ago. 2001.

62. NEISSER, M.P. et al. Thermal curves of acrylic resins in microwave curing. **Cienc Odontol Bras**, São José dos Campos, v. 8, n. 2, p. 25-30, abr./jun. 2005.
63. NELSON, M.W.; KOTWAL, K.R.; SEVEDGE, S.R. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. **J Prosthet Dent**, St Louis, v. 65, n. 2, p. 306-308, Feb. 1991.
64. 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.
65. NOGUEIRA, S.S.; OGLE, R.E.; DAVIS, E.L. Comparison of accuracy between compression and injection-molded complete dentures. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 82, n. 3, p. 291-300, Sept. 1999.
66. PAES JÚNIOR, T.J.A.; MARCHINI, L.; KIMPARGA, E.T. Estudo in vitro da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo e por energia de microondas. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 2, n. 2, p. 36-42, jul./dez. 1999.
67. PELLIZZER, A.J.; VIEIRA, D.F. Distortion of base plate dentures as a function of their thickness. **Rev Odontol Unesp**, São Paulo, v. 8, n. 9, p. 81-89, 1979-1980.
68. PERO, A.C. et al. Influência da polimerização por meio de energia de microondas sobre a porosidade interna de bases de resinas acrílicas de prótese total superior. **Cienc Odontol Bras**, São José dos Campos, v. 9, n. 4, p. 76-83, out./dez. 2006.
69. PEYTON, F.A. Packing and processing denture base resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 40, p. 520-528, May 1950.
70. POMILIO, A.; CAMPOS JÚNIOR, W.M.; TEDESCO, A.C. Alterações dimensionais da prótese total na base e nos dentes de dentaduras inferiores. **Rev Gaucha Odontol**, Porto Alegre, v.44, n. 2, p. 77-79, mar./abr. 1996.
71. REITZ, P.V.; SANDERS, J.L.; LEVIN, B.L. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintessence Int**, Berlin, v. 6, n. 8, p. 547-551, Aug. 1985.

72. RIBEIRO, R.A. et al. Prevalência de disfunção craniomandibular em pacientes portadores de próteses totais duplas e pacientes dentados naturais. **Cienc Odontol Bras**, São José dos Campos, v. 5, n. 3, p. 84-89, set./dez. 2002.
73. RIVERA-MORALES, W.C.; MOHL, N.D. Relationship of occlusal vertical dimension to the health of the masticatory system. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 65, n. 4, p. 547-553, Apr. 1991.
74. RIZZATTI-BARBOSA, C.M.; DALLARI, A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. **Rev Gaucha Odontol**, Porto Alegre, v. 44, n. 2, p. 83-86, mar./abr. 1996.
75. RIZZATTI-BARBOSA, C.M. et al. A method to reduce tooth movement of complete dentures during microwave irradiation processing. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 94, n. 3, p. 301-302, Sept. 2005.
76. RUGH, J.D.; DRAGO, C.J. Vertical dimension: a study of clinical rest position and jaw muscle activity. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 45, n. 6, p. 670-675, June 1981.
77. RUSSI, S. et al. Dimensão vertical de bases de dentaduras completas. Influência das prensas para polimerização. **Rev Gaucha Odontol**, Porto Alegre, v. 44, n. 2, p. 99-101, mar./abr. 1996.
78. SADAMORI, S. et al. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 72, n. 1, p. 19-22, July 1994.
79. SALIM, S.; SADAMORI, S.; HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 67, n. 6, p. 879-881, June 1992.
80. SALVADOR, M.C.G. et al. O uso da energia de microondas na polimerização das resinas acrílicas dentais. Estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão em dentaduras completas. **Rev FOB**, Bauru, v. 9, n. 3/4, p. 105-111, jul./dez. 2001.
81. SKINNER, E.W.; COOPER, E.N. Physical properties of denture resins: part I. Curing shrinkage and water sorption. **J Amer Dent Assoc**, Chicago, v.30, n. 23, p. 1845-52, Dec. 1943.

82. SKINNER, E.W. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 1, n. 1/2, p. 161-7, Jan./Mar. 1951.
83. SOUZA, R.F.; LELES, C.R.; COMPAGNONI, M.A. A survey of complete denture teaching in brazilian dental schools. **PGR – Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 5, n. 1, p. 5-11, jan../abr. 2002.
84. STECK, N.S. Some observations on making a dimensionally accurate denture. **J Dent Res**, Chicago, v. 27, n. 6, p. 751, 1948.
85. STECK, N.S. Measurements of vertical dimension of processed dentures. **J Dent Res**, Chicago, v. 29, n. 5, p. 616-21, Oct. 1950.
86. SWEENEY, W.T. Denture base material: acrylic resins. **J Amer Dent Assoc**, São Paulo, v. 26, p. 1863-73, Nov. 1939.
87. SWEENEY, W.T.; PAFFEBARGER, G.C.; BEALL, J.R. Acrylic resins for dentures. **J Amer Dent Assoc**, Chicago, v. 20, n. 1, p. 7-33, Jan. 1942.
88. TAYLOR, P.B. Acrylic resins: their manipulation. **J Amer Dent Assoc**, Chicago, v. 28, n. 3, p. 373-87, Mar. 1941.
89. TUCKFIELD, W.J.; WORNER, H.K.; GUERIN, B.D. Acrylic resins in dentistry. Part II. **Austr Dent J**, v. 47, n. 1, p. 1-25, Mar. 1943.
90. TURANO, L.M. et al. É verdade que a distância vertical pode se alterar durante a polimerização de uma prótese total? **PCL**, Curitiba, v. 5, n. 24, p. 152-157, mar./abr. 2003.
91. TURCK, M.D. et al. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture-processing techniques. **Int J Prost**, Lombard, v. 5, n. 4, p. 367-72, July/Aug. 1992.
92. WALLACE, P.W. et al. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 403-408, Sept. 1991.
93. WESLEY, R.C. et al. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.29, n. 1,p. 46-54, Jan. 1973.

94. WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 61, p. 413-430, Oct. 1960.
95. 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 Assoc**, Chicago, v. 70, n. 5, p. 1170-1188, May 1965.
96. WOELFEL, J.B. Processing complete dentures. **Dent Clin North Amer**, Philadelphia, v. 21, n.2 p. 329-38, Apr. 1977.
97. WOLFAARDT, J.; CLEATON-JONES, P.; FATTI, P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly(methyl methacrylate). **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 55, n. 4, p. 518-25, Apr. 1986.
98. ZAKHARI, K.N. Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 36, n. 5, p. 501-9, Nov. 1976.

ANEXOS

Os quadros 1, 2, 3 e 4, nas páginas seguintes, mostram as medidas individuais, médias iniciais e finais, assim como a diferença entre as médias (correspondente à quantidade de alteração de dimensão vertical após o processamento), dos 40 corpos-de-prova, divididos nos quatro grupos (F, FP, A e AP). Os valores encontram-se expressos em micrômetros.

	Inicial 1	Inicial 2	Inicial 3	Inicial Média	Final 1	Final 2	Final 3	Final Média	Diferenças
F1	33	35	33	33.6	142	136	139	139	105.4
F2	0	0	0	0	29	29	29	29	29
F3	0	0	0	0	46.5	46.5	47.5	46.83	46.83
F4	0	0	0	0	89	88.5	89	88.83	88.83
F5	0.5	0.5	0.5	0.5	81	84	84.5	83.16	82.66
F6	0	0.5	0	0.16	53	54.5	54	53.83	53.67
F7	0	0	0	0	26	26	26	26	26
F8	68.5	70	69.5	69.3	139	138.5	139.5	139	69.7
F9	62	67	62	63.6	151	151.5	153.5	152	88.4
F10	0	0	0	0	33.5	34	33.5	33.66	33.66

Quadro 1 - Medidas individuais, médias iniciais/finais e diferenças (quantidade de alteração após processamento) para o grupo F, em micrômetros

	Inicial 1	Inicial 2	Inicial 3	Inicial Média	Final 1	Final 2	Final 3	Final Média	Diferenças
FP1	0.5	0.5	0.5	0.5	0	0	0	0	0.5
FP2	0	0	0	0	22	22	18.5	20.83	20.83
FP3	0	0	0	0	48	47.5	47.5	47.66	47.66
FP4	0	0	0	0	11	10.5	10	10.5	10.5
FP5	1	1	0.5	0.83	15.5	17.5	15.5	16.16	15.33
FP6	10	10	10	10	10	11	9	10	0
FP7	22.5	21.5	21.5	21.8	23.5	23	23.5	23.33	1.53
FP8	0	0	0	0	10	11	11	10.66	10.66
FP9	14	12.5	11	12.5	50	49.5	49.5	49.66	37.16
FP10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Quadro 2 - Medidas individuais, médias iniciais/finais e diferenças (quantidade de alteração após processamento) para o grupo FP, em micrômetros.

	Inicial 1	Inicial 2	Inicial 3	Inicial Média	Final 1	Final 2	Final 3	Final Média	Diferenças
A1	0.5	0.5	0	0.33	12.5	12	12.5	12.33	12
A2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
A3	0	0	0.5	0.16	29.5	30	27.5	29	28.84
A4	14	14	14.5	14.16	0	0.5	0.5	0.33	13.83
A5	0	0	0	0	4.5	7.5	5	5.66	5.66
A6	0	0	0	0	34	34	34	34	34
A7	12	12	11	11.66	48.5	45.5	42	45.33	33.67
A8	0.5	0.5	0.5	0.5	43	43	43	43	42.5
A9	0.5	0.5	0	0.3	18	17	18.5	17.8	17.5
A10	0	0	0	0	36.5	34.5	36.5	35.83	35.83

Quadro 3 - Medidas individuais, médias iniciais/finais e diferenças (quantidade de alteração após processamento) para o grupo A, em micrômetros.

	Inicial 1	Inicial 2	Inicial 3	Inicial Média	Final 1	Final 2	Final 3	Final Média	Diferenças
AP1	0	0	0	0	21	20.5	19	20.16	20.16
AP2	16.5	17	17	16.8	21	21	21	21	4.2
AP3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
AP4	1	1	1	1	14	13.5	13	13.5	12.5
AP5	10	10	10	10	22	22.5	21.5	22	12
AP6	0	0	0	0	22	21.5	21.5	21.66	21.66
AP7	24	23	24	23.66	22	20	21.5	21.16	2.49
AP8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
AP9	1	2	3.5	2.16	11	9.5	12	10.83	8.67
AP10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Quadro 4 - Medidas individuais, médias iniciais/finais e diferenças (quantidade de alteração após processamento) para o grupo AP, em micrômetros.