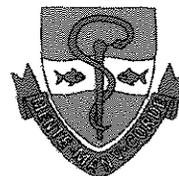




UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SECÃO CIRCULANTE



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MARCO ANTÔNIO BORGES DE ALMEIDA  
Cirurgião-Dentista

**MOVIMENTAÇÃO LINEAR DE DENTES EM PRÓTESE TOTAL SUPERIOR  
PROCESSADA PELA TÉCNICA DE CARACTERIZAÇÃO INTRÍNSECA,  
SOB INFLUÊNCIA DE DOIS MÉTODOS DE POLIMERIZAÇÃO**

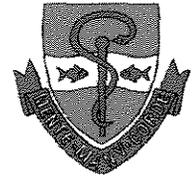
200330199

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

Piracicaba  
2003



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



MARCO ANTÔNIO BORGES DE ALMEIDA  
Cirurgião-Dentista

**MOVIMENTAÇÃO LINEAR DE DENTES EM PRÓTESE TOTAL SUPERIOR  
PROCESSADA PELA TÉCNICA DE CARACTERIZAÇÃO INTRÍNSECA,  
SOB INFLUÊNCIA DE DOIS MÉTODOS DE POLIMERIZAÇÃO**

Orientador: Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

Este exemplar foi devidamente corrigido,  
de acordo com a Resolução CCPG-036/83  
CPG. 22/07/2003  
Assinatura do Orientador

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

Piracicaba  
2003

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	AL64m
V	EX
TOMBO BC	55756
PROC.	16/124103
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	17/09/03
Nº CPD	

CM00188593-4

BIBID 300674

### Ficha Catalográfica

AL64m	<p>Almeida, Marco Antônio Borges de.  Movimentação linear de dentes em prótese total superior processada pela técnica de caracterização intrínseca, sob influência de dois métodos de polimerização. / Marco Antônio Borges de Almeida. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.  xvi, 111p. : il.</p> <p>Orientador : Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita.  Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Resinas acrílicas. 2. Microondas. 3. Prótese dentária. I. Mesquita, Marcelo Ferraz. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p>
-------	---

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



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 19 de Maio de 2003, considerou o candidato MARCO ANTONIO BORGES DE ALMEIDA aprovado.

1. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

2. Prof. Dr. FRANCISCO DE ASSIS MOLLO JÚNIOR

3. Prof. Dr. ALFREDO JÚLIO FERNANDES NETO

4. Prof. Dr. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

5. Profa. Dra. CELIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

## DEDICO ESTE TRABALHO

*À minha esposa Yasmine, companheira e  
incentivadora em todos os momentos e a  
meus filhos Pedro e Maria Teresa.*

## AGRADECIMENTO ESPECIAL

*Ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, professor associado da Área Prótese Total, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pelos ensinamentos, pela orientação habilidosa deste trabalho e sobre tudo pela amizade.*

## AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, nas pessoas do diretor, Prof. Dr. THALES ROCHA DE MATTOS FILHO e Diretor Associado Prof. Dr. OSLEY PAES DE ALMEIDA.

Aos docentes do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, em especial aos Professores MAURO ANTÔNIO DE ARRUDA NÓBILO e GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES pelos ensinamentos e pela participação ativa em meu crescimento científico.

Ao Prof. Dr. SAÍDE SARCKIS DOMITTI, pela atenção e presteza fundamentais ao longo desta jornada.

Ao Diretor da Policlínica da Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberaba Prof. Dr. LUIS HENRIQUE BORGES, por ter indicado o caminho da pós-graduação e pela sincera amizade.

Aos amigos JULIANA SAAB RAHAL e GILBERTO ANTÔNIO BORGES, pelo carinho, participação e incentivo em todos os momentos.

Aos colegas de pós-graduação pelo companheirismo e excelente convívio.

À Professora CÉLIA MARISA RIZZATTI BARBOSA pela permissão de uso do microscópio comparador linear.

À área de MATERIAIS DENTÁRIOS pelo livre acesso e utilização de seus laboratórios.

Ao Sr. ANTÔNIO CARLOS FONSECA PONTES pela confecção da análise estatística.

Ao cirurgião-dentista MÁRCIO ANTÔNIO ALVES pela presteza e pela confecção dos moldes de silicone utilizados neste trabalho.

Aos técnicos em prótese dentária CLEIDE FERNANDES e LUCAS VITORINO ESSELIN pela colaboração durante a realização da fase laboratorial deste trabalho.

À bibliotecária MARILENE GIRELLO pela organização e correção das referências bibliográficas.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio e concessão de bolsa de Doutorado.

A todos que indiretamente possibilitaram a realização deste trabalho, meus sinceros agradecimentos.

## SUMÁRIO

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	3
1. INTRODUÇÃO.....	5
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	11
3. PROPOSIÇÃO.....	57
4. METODOLOGIA.....	59
4.1. Materiais.....	59
4.2. Método.....	62
5. RESULTADOS.....	79
6. DISCUSSÃO.....	85
7. CONCLUSÃO.....	93
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	95
APÊNDICE.....	103

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar a movimentação linear dos dentes em prótese total superior, confeccionada com resina acrílica ativada termicamente, processada pela técnica de caracterização intrínseca, sob a influência de dois métodos de polimerização: água aquecida e energia de microondas. A partir da duplicação de uma prótese total superior confeccionou-se 30 conjuntos idênticos de modelo de gesso/base-de-prova/dentes artificiais. Estes conjuntos foram separados aleatoriamente em três grupos experimentais, sendo submetidos aos seguintes tratamentos: G1- processamento de caracterização intrínseca com polimerização em microondas; G2- processamento convencional com polimerização em água aquecida (controle); G3- processamento de caracterização intrínseca com polimerização em água aquecida. A movimentação linear dos dentes foi mensurada em sete distâncias em cada prótese, em dois estágios de sua confecção: antes da inclusão e após polimerização, acabamento, polimento e armazenagem em água destilada à temperatura de  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  por 30 dias. Todas as mensurações foram realizadas por um mesmo operador em microscópio comparador linear (Olympus), com precisão de 0,0005mm. Os dados obtidos e submetidos ao teste de Kruskal-Wallis em nível de 5% de significância permitiram concluir que: A movimentação linear dos dentes artificiais, nos grupos processados pela técnica de caracterização intrínseca em ambos os métodos de polimerização investigados, não apresentou diferença estatística significativa para a maioria das distâncias avaliadas; A escolha da técnica de processamento a ser

empregada deve ser baseada em critérios individuais e particulares que considerem o domínio da técnica de processamento empregada, o tempo de confecção despedido e o resultado estético a ser alcançado; A correta execução dos procedimentos técnicos e laboratoriais durante as etapas de confecção das próteses totais deve prevalecer à escolha deste ou daquele ciclo de polimerização, técnica de processamento ou marca comercial de resina.

## ABSTRACT

The aim of this study was to verify the linear teeth movement in maxillary denture made with heat-cured acrylic resin, processed by technique of intrinsic characterization, under influence of two methods of polymerization heat-water and microwave energy. Thirty identical maxillary dentures were obtained and randomly assigned in 3 groups in order to receive the following treatments: Group 1- intrinsic characterization processing and microwave polymerization; Group 2- conventional processing and heat-water polymerization; Group 3- intrinsic characterization processing and heat-water polymerization. Seven individual measurements were taken on each denture at two specific stages in the construction of denture: before investment and after polymerization, finishing, polishing procedures and storage in the water at  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  for 30 days. Measurements were made by a single operator with a linear comparator microscope (Olympus), with accuracy of 0,0005mm. Data were analyzed with Kruskal-Wallis test at 5% of significance and showed that: The linear movement of artificial teeth, in the groups processed for the technique of intrinsic characterization in both the investigated methods of polymerization, was without difference significant statistics for the majority of the evaluated distances; The choice of the technique of processing must be based on individual and particular criteria that consider the domain of the processing technique used, the time consumed and the aesthetic result to be reached; The correct execution of the technical procedures and laboratorial stages of

construction of the dentures must prevail to the choice of this or that cycle of polymerization, technique of processing or commercial resin brand.

# 1. INTRODUÇÃO

Desde sua introdução o polímero de poli(metil)metacrilato (PMMA), comumente conhecido como resina acrílica, tem sido o material de eleição para confecção de próteses totais (CRAIG *et al.*,1996). Sua popularidade se deve ao conjunto de características satisfatórias que possui como facilidade de processamento, baixo custo, e comportamento estável no ambiente oral (KATSIKAS *et al.*,1994; VAN NOORT, 1995). Apresenta também, resistência adequada aos esforços mastigatórios, durabilidade, pequena solubilidade e baixa sorção de fluídos orais, além de propriedades estéticas únicas, estabilidade de cor e possibilidade de pigmentação e caracterização (SPENCER & GARIAEFF, 1949; WINKLER, 1984). A resina acrílica é considerada como o material que melhor se combina com a aparência dos tecidos orais (WONG *et al.*, 1999).

A reabilitação por meio de próteses totais visa o restabelecimento das funções mastigatória, fonética e da estética, possuindo também forte conotação psicológica e social. Nestes trabalhos, a obtenção de aparência agradável é tão importante quanto a restauração da função, sendo que uma não deve ser dissociada da outra (SCHWARZ, 1963; FIORI, 1993). Além disso, a estética satisfatória pode servir ao paciente como motivação inicial para uso da prótese (DIRKSEN, 1955; SMITH, 1979). Assim sendo, um resultado estético aprimorado deve ser um dos objetivos do tratamento, podendo ser alcançado mais facilmente pela caracterização da resina acrílica utilizada como base de prótese total (SMITH,

1979; ESPOSITO, 1980). A caracterização da base assume maior importância em portadores de prótese total que possuam linha do sorriso alta, onde a porção gengival visível pode destacar o aspecto artificial das resinas de cor rosa comumente usadas (ESPOSITO, 1980; CURTIS *et al.*, 1987; REIS *et al.*, 1996; PANTALÉON *et al.*, 1997).

POUND em 1951 e, posteriormente, QUINLIVAN, 1975; WINKLER & VERNON, 1978; ZIMMERMAN *et al.*, 1982; GOMES *et al.*, 1997; defenderam o método de caracterização intrínseca das bases de prótese total, como um recurso valioso para a obtenção de estética agradável, sendo capaz de reproduzir profundidade e translucidez, além da estabilidade de cor em longo prazo.

No método de caracterização intrínseca, para se criar um efeito estético tridimensional, são utilizados polímeros de diversas cores, aplicados em sucessivas camadas no interior do molde de gesso. Fibras estéticas na cor vermelha, azul ou violeta, podem ser usadas para simular a presença de vasos sangüíneos na região correspondente à mucosa alveolar. Após a distribuição de cada camada de polímero colorido no molde, e ao término da seqüência de caracterização, é imperativo que ocorra completa saturação deste polímero por monômero (ZIMMERMANN *et al.*, 1982). Ao final do processo, o molde deve ser completamente preenchido com resina acrílica em estado de fluidez e viscosidade adequadas a fim de evitar o deslocamento, durante a prensagem, da caracterização produzida (GOMES *et al.*, 1998). Esta técnica, no entanto, difere em alguns aspectos do processamento convencional da resina acrílica,

tradicionalmente encontrado na literatura: técnica de compressão do molde com resina prensada no estágio plástico (MUTLU *et al.*, 1992 e 1994; CRAIG *et al.*, 1996; ANUSAVICE, 1998).

Durante a caracterização intrínseca da resina acrílica das bases de prótese total, a distribuição do polímero, pulverizado em camadas no interior do molde e a subsequente saturação líquida por gotejamento de monômero constituem passos críticos e fundamentais para a correta execução da técnica. Nesta etapa, pode ocorrer inclusão de ar entre as partículas espalhadas do pó e, além disso, o controle da proporção pó/líquido da mistura, por ser visual, se torna inexato. Verifica-se ainda que o tempo para realização da caracterização intrínseca varia em cada caso, alterando a quantidade de evaporação e de monômero livre presente e, conseqüentemente, a consistência da resina no momento da prensagem. MUTLU *et al.*, em 1992 e VAN NOORT, em 1995, afirmaram que a resina acrílica prensada durante os estágios iniciais (fibroso ou arenoso), contém grande quantidade de monômero livre entre as partículas do pó, fazendo com que o material não apresente corpo suficiente para prensagem, escoando-se prontamente para fora do molde, ocorrendo assim diminuição de pressão no interior da mufia. Recentemente, um trabalho avaliou características superficiais de uma resina acrílica submetida ao processo de caracterização intrínseca, verificando que as propriedades de dureza e rugosidade superficial além da ocorrência de porosidades foram semelhantes às da resina acrílica obtida por processamento convencional (ALMEIDA, 2001).

Por outro lado, sabe-se que fatores relacionados aos procedimentos laboratoriais, provocam alterações durante a confecção das próteses totais, e são inerentes às características dos materiais e as técnicas empregadas, além do erro potencial que pode ainda ser incorporado pelo profissional envolvido (WOELFEL, 1977; NOGUEIRA *et al.*, 1999; CONSANI *et al.*, 2000). Como resultado, modificações significativas podem ocorrer na resina acrílica, com prejuízo para o desempenho clínico da prótese. A modificação do posicionamento dos dentes artificiais durante e após a prensagem, alterando a dimensão vertical de oclusão (GARFUNKEL, 1983; ABUZAR *et al.*, 1995) e a alteração dimensional da resina (TAKAMATA & SETCOS, 1989), provocando a desadaptação das bases, ocorrem com freqüência.

A fim de minimizar a ocorrência desses fenômenos, inúmeras modificações ocorreram ao longo do tempo visando melhorar as características deste material (WOELFEL, 1977). Técnicas de polimerização foram estudadas e implementadas, objetivando a produção de bases de próteses com propriedades físicas com técnicas laboratoriais aprimoradas. Para polimerização das resinas, por exemplo, estão disponíveis diversos meios de ativação tais como o calor (por água aquecida ou energia de microondas), substâncias químicas e a luz visível (TAKAMATA & SETCOS, 1989).

A polimerização da resina acrílica por energia de microondas, foi descrita pela primeira vez por NISHII, em 1968, sendo posteriormente extensivamente investigada (KIMURA *et al.*, 1983; REITZ *et al.*, 1985; SANDERS

*et al.*, 1987; DEL BEL CURY *et al.*, 1994; ILBAY *et al.*, 1994). Este método trouxe vantagens sobre o convencional, tornando o processamento mais rápido e fácil (DE CLERK, 1987; TURCK & RICHARDS, 1993; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1998).

Tendo em vista a popularização crescente da técnica de caracterização intrínseca das bases de resina acrílica e sua possível associação com diferentes métodos de polimerização e, levando em consideração a escassez de estudos específicos sobre este relacionamento, este trabalho teve como objetivo avaliar a movimentação linear de dentes artificiais em próteses totais superiores confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente processada pela técnica de caracterização intrínseca, sob a influência de dois métodos de polimerização, água aquecida e energia de microondas.



## 2. REVISÃO DA LITERATURA

SPENCER & GARIAEFF, em 1949, compararam as características da resina acrílica com as da borracha vulcanizada (vulcanite) para a confecção de bases de próteses. Relataram as características de um material ideal: ser de fácil manipulação; ter resistência e resiliência suficientes à temperatura bucal para resistir aos estresses normais da mastigação; ser de fácil reparo, não devendo contrair nem expandir durante a confecção da prótese; ter resistência ao impacto suficiente para resistir a acidentes; ser impermeável aos fluidos bucais e resistir à ação e ao crescimento bacteriano; ter harmonia com os tecidos moles em cor e translucência, e manter tais propriedades indefinidamente na boca; ser tolerável aos tecidos bucais, sem odor e sem sabor; ter baixa gravidade específica; manutenção da forma dentro ou fora da boca. Os autores verificaram que a resina acrílica apresentava vantagens sobre a borracha vulcanizada, tais como: fácil manipulação e reparo; maior condutibilidade térmica; resistência ao crescimento bacteriano; translucidez e estabilidade de cor; estética satisfatória e possibilidade de pigmentação; menor permeabilidade aos fluidos bucais; e menor contração durante o processamento. Segundo os autores, as resinas acrílicas quando bem processadas apresentam vantagens definitivas sobre a vulcanite.

Em 1951, MAHLER realizou um estudo entre cirurgiões-dentistas e técnicos de laboratório, verificando o aumento da dimensão vertical de oclusão em

próteses totais indicado pela abertura do pino guia incisal. Verificou que a média esperada de desajuste oclusal seria de 0,5 a 1 mm após a polimerização. Aumentos de dimensão vertical da ordem de 2 a 3 mm ocorriam como uma decorrência da somatória das alterações ocorridas em cada arcada, o que não implicaria necessariamente em quantidade proporcional de deslocamento dental. Sendo assim, uma abertura no pino guia incisal de 1,0 mm poderia ser resultado de uma movimentação dental de 0,25 a 0,5 mm se as próteses fossem analisadas individualmente. Segundo o autor, ao final do fechamento da mufla, existe uma resistência interna ao escoamento devido à viscosidade da resina acrílica, provocando grande distribuição de tensões na massa não polimerizada. A manifestação prática deste fenômeno parece ser o deslocamento desigual dos dentes artificiais para ambos os lados da prótese, e o aumento da dimensão vertical de oclusão sob influência da pressão imposta à resina acrílica.

POUND, em 1951, foi o responsável pela criação e divulgação do método científico de caracterização intrínseca das resinas acrílicas para base de próteses totais. Segundo o autor, são três os fatores principais envolvidos na reprodução da aparência estética em prótese total, cada um com igual importância e dependente do sucesso da aplicação dos outros. O primeiro fator deve ser atribuído aos dentes artificiais, pois sua forma, tamanho, cor e disposição devem estar em harmonia com as características faciais e com a personalidade do paciente. O segundo está relacionado com o contorno da base da prótese, que deve reproduzir, tanto quanto possível a anatomia natural dos tecidos bucais,

permitindo um correto posicionamento externo dos lábios, bochechas e musculatura facial. O terceiro fator seria a cor da base da prótese total que deve ser caracterizada, de maneira a harmonizar com a pigmentação individual intra e extra-oral. Geralmente este último fator é esquecido, embora represente a etapa mais sensível da criação do "novo aspecto". Em seu trabalho, o autor utilizou um estojo com oito frascos de diferentes polímeros de metilmetacrilato coloridos, conhecidos como *REPLIDENT*. Cada polímero constituído de um fino pó pigmentado, pode ser sistematicamente aplicado e cores diferentes espalhadas e combinadas conforme cada caso. Concluiu que o desenvolvimento desta nova aparência nas próteses totais pode resultar em um estímulo decisivo para a odontologia estética e fonética.

DIRKSEN, em 1955, afirmou que a obtenção de forma e harmonia de cor deve ser o objetivo máximo de todo cirurgião-dentista que exerça a "arte" da prótese dentária. Todos os esforços devem ser dirigidos para reproduzir com naturalidade o arranjo e a cor dos dentes artificiais, refazendo o contorno, a estrutura e a cor dos tecidos circundantes, minimizando a "aparência de dentadura" das próteses totais. Enfatizou ser necessário excluir superfícies extremamente lisas resultantes do polimento excessivo e a cor de pêssego brilhante das próteses totais. O autor comentou: "Nós devemos confeccionar uma prótese total que lisonjeie, em vez de depreciar a aparência do paciente. Isto proporcionará um estímulo psicológico que pode ser valioso durante a fase inicial do uso da prótese fazendo com que se torne uma experiência tolerável, em vez de

penosa". Sua contribuição para melhorar a aparência das próteses totais, se deve ao fato de ter criado um método para reproduzir contornos bucais e labiais naturais, obtendo uma prótese que complementa a aparência do paciente em harmonia com um esquema natural de forma e cor.

Em 1959, WOELFEL & PAFFENBARGER estudando a alteração dimensional das próteses totais, dividiram-na em dois grupos: aquela que ocorria durante sua confecção e aquela que ocorria durante o uso no ambiente oral. As propriedades físicas da resina e do gesso de inclusão seriam responsáveis pelas alterações que ocorriam durante a etapa de confecção. Verificava-se contração linear da distância entre molares, principalmente quando a prótese polimerizada era removida do modelo de gesso. Durante a função no ambiente oral, ocorria sorção de água pela resina, compensando em parte a contração de polimerização. Após três meses em uso, a alteração dimensional era insignificante.

Observando que durante a confecção das bases de prótese total a posição original dos dentes era freqüentemente alterada, resultando na modificação da oclusão previamente estabelecida, VIEIRA investigou, em 1962, a influência de determinados fatores envolvidos no relacionamento dental, observando: (1) a distorção do conjunto modelo de gesso/base-de-prova em cera durante armazenagem; (2) a expansão de presa do gesso de inclusão; (3) o tipo de resina utilizada para construção da base; (4) o processo de prensagem e polimerização empregado; e (5) a influência dos procedimentos de acabamento e polimento. Foram mensuradas em cada prótese, sete distâncias entre dentes com

auxílio de um microscópio comparador com precisão de 0,0005mm. A partir dos resultados obtidos, o autor concluiu que: a base de prova não deveria ser armazenada e a prótese total deveria ser polimerizada o mais breve possível; as alterações ocorridas durante a polimerização foram diferentes entre as próteses superiores e inferiores; os métodos de injeção e compressão do molde produziram resultados comparáveis; a expansão do gesso de inclusão não influencia na alteração de posição relativa dos dentes; as alterações das distâncias entre molares e pré-molares, bem como as distâncias ântero-posteriores foram significantes; a forma da prótese total foi importante na distorção ocorrida, e, ocorreram alterações em algumas áreas durante o acabamento e polimento.

GRANT, em 1962, verificou o efeito do procedimento de inclusão sobre a movimentação de dentes artificiais em prótese total. No modelo de gesso incluído na base da mufla e nos dentes posteriores, foi adaptado um sistema de pinos que permitiu a conexão a um microscópio comparador, para verificação da movimentação em intervalos regulares. Os resultados indicaram que a fixação com gesso, do modelo na mufla, não alterou a posição dos dentes. O movimento do dente e do modelo ocorreu num plano vertical e ficou dependente da expansão do gesso situado entre base da mufla e modelo. Quando a inclusão foi realizada, a posição do modelo não foi alterada, porém a dos dentes alterou. Esse movimento representava a expansão do volume do gesso comum, situado acima da superfície do modelo, envolvendo os dentes. Aparentemente, a magnitude dessa expansão de presa seria reduzida pelo confinamento do gesso no interior da mufla fechada.

O autor concluiu que o movimento dos dentes foi causado pela expansão de presa do gesso e não pela expansão térmica da cera. A movimentação dos dentes poderia ser minimizada pela pressão exercida na mufla pelo grampo, até que se completasse a presa final do gesso, a menos que uma matriz de gesso tenha sido colocada ao redor dos dentes antes do término da inclusão.

Segundo SCHWARZ, em 1963, a aparência agradável é uma parte tão importante quanto a restauração da função, na construção adequada de uma prótese total, e uma não pode ser separada da outra. O autor recomendou a utilização de pigmentos acrílicos em forma de pó marca *KAY-SEE*, incorporados à base da prótese durante o processamento. Afirmou que é de fundamental importância a caracterização da base, já que esta é um dos fatores que destacam a artificialidade da prótese.

WOELFEL *et al.*, em 1965, realizaram uma avaliação clínica num período entre 3 a 6 anos, de 63 próteses totais confeccionadas com 11 tipos de materiais. Os autores observaram que as próteses finas contraíam 2 vezes mais quando removidas do modelo, pois não eram suficientemente rígidas para resistir à liberação de tensões acumuladas durante o processamento, que se manifestava primariamente na região posterior devido a sua forma. As diferenças no processo de contração entre próteses do mesmo material seriam consequência da variação de forma e tamanho das próteses. A espessura da base seria especialmente importante porque governava a rigidez, limitando o grau de contração da prótese.

De acordo com os autores, expansão e contração ocorriam na distância molar a molar e borda a borda durante o uso.

LAM, em 1965, estudou a movimentação dos dentes artificiais em relação ao modelo como consequência dos procedimentos de inclusão. O autor afirmou que o deslocamento dos dentes seria devido à expansão do gesso de inclusão, da liberação da tensão interna após a polimerização causando deformação na resina e consequente inclinação dos dentes ou falha no fechamento completo da mufla. A presença de resina entre as duas partes do molde poderia causar alteração na relação horizontal e vertical dos dentes no molde. A posição resultante do dente dependeria do ângulo de inclinação do modelo na mufla e o modo pelo qual o padrão oclusal final era afetado pelo movimento dos dentes, contribuindo para o fenômeno conhecido como aumento de mordida.

A utilização da energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas, foi pela primeira vez estudada por NISHII, em 1968. A aplicação da irradiação por microondas, chamado método de aquecimento dielétrico, proporciona aquecimento imediato tanto da superfície como das partes profundas da resina, de maneira rápida e uniforme. A energia de microondas gerada por um oscilador magnético, quando irradia uma substância é absorvida e transformada imediatamente em calor. O autor avaliou a geração de porosidade, além de propriedades físicas como sorção de água, dureza, resistência à tração, resistência transversa, deflexão transversa, além da resistência de união de

dentes artificiais e adaptação de bases de próteses. Foram confeccionadas amostras de resina acrílica convencional ativada termicamente, obtidas pela prensagem em muflas metálicas perfuradas. Os tempos de irradiação utilizados para polimerização foram: 9, 10, 11 e 12 minutos. Foram obtidos resultados satisfatórios quanto à porosidade, quando se utilizou muflas metálicas perfuradas e redução da energia de alta frequência. As propriedades físicas da resina polimerizada durante 11 minutos foram tão satisfatórias quanto às da resina polimerizada pela técnica convencional em banho de água quente.

QUINLIVAN, em 1975, comentou diversos aspectos relacionados à anatomia das bases protéticas, além das técnicas de utilização de pigmentos na produção de uma aparência natural. Sob seu ponto de vista, a forma da base deveria ser valorizada, pois afetaria tanto a estética como a função. Por outro lado, condenou a técnica de caracterização extrínseca, que considerou pobre em resultados, de difícil harmonização, com mudança de matiz em curto tempo, sem profundidade e fácil desgaste por abrasão. Em resposta a este fato, o autor utilizou a técnica de caracterização intrínseca, na qual os pigmentos eram aplicados no interior da mufla. A técnica seria realizada mais facilmente quando aplicada em camadas, sendo a última translúcida. Em seus trabalhos, o autor utilizou um estojo de resina da marca *KAYON*, fornecido em cinco tonalidades.

ZAKHARI, em 1976, investigou o relacionamento entre os materiais de inclusão e as alterações oclusais e abertura vertical durante o processamento das próteses totais na técnica de compressão do molde. As próteses totais foram

incluídas de acordo com um dos quatro grupos: 1- inclusão em gesso com dentes cobertos por uma camada de silicone; 2- inclusão em uma camada de silicone com superfície oclusal dos dentes cobertas com gesso artificial; 3- inclusão em gesso artificial e 4- com gesso comum e superfície oclusal dos dentes cobertas por gesso artificial. Os resultados mostraram que o aumento de dimensão vertical foi menor que 1mm para todos os grupos. A diferença entre a expansão térmica da resina acrílica e do gesso, quando aquecidos no ciclo de polimerização, poderia ser uma das razões da alteração dimensional. Outra razão poderia ser a pressão exercida sobre os dentes durante a prensagem da resina acrílica. O autor concluiu que a combinação de gessos durante a inclusão poderia minimizar a movimentação dental.

WOELFEL, em 1977, comentou que, desde a introdução da resina acrílica, têm ocorrido diversas modificações e melhoramentos, sempre encontrando grande aceitação por parte dos pacientes, cirurgiões dentistas e técnicos de laboratório. As modificações introduzidas seriam: adição de agentes de ligação cruzada, copolímeros, resinas de polimerização química, resina de reparo, resinas de caracterização com fibras, resinas radiopacas, resinas de alto impacto, resinas fluidas, resinas reembasadoras resilientes. Concluiu que a maioria dos problemas com relação às próteses totais era causada pela inabilidade técnica do profissional ou pelo relacionamento entre este e o paciente, reafirmando que a resina acrílica possui propriedades únicas e constituem o melhor material plástico disponível para confecção de próteses totais.

WINKLER & VERNON, em 1978, descreveram os diferentes períodos evolutivos e os agentes usados para a coloração da resina acrílica para base de prótese total. Relataram ser impossível reproduzir exatamente o efeito de cor da gengiva, mas que uma ilusão que a simule, pode ser criada, usando técnicas emprestadas do impressionismo e da camuflagem. Segundo os autores, os primeiros experimentos de coloração com utilização de ésteres solúveis não foram favoráveis, porque alteraram a polimerização da resina. Corantes solúveis em água também foram pesquisados, com resultados não satisfatórios, especialmente quanto à estabilidade de cor. Os primeiros sucessos foram conseguidos com uso de pigmentos inorgânicos. Os autores acreditavam que, embora as fórmulas para produção das tonalidades de produtos comerciais tenham permanecido em segredo, muitos fabricantes ainda faziam uso extensivo destes pigmentos. Os pigmentos inorgânicos, usados comumente, incluíam sulfato de cádmio, óxido de ferro, cromato de zinco e sulfato de mercúrio. A utilização dos pigmentos inorgânicos não afetaria as propriedades físicas da resina, modificando apenas sua cor e transparência. Informaram ainda que os pigmentos orgânicos surgiram no mercado na década de 1950. Os primeiros estudados foram insolúveis no monômero, água e álcool e eram muito potentes. Apresentavam problemas de estabilidade de cor e eram alterados pelo calor da polimerização. Lembraram que quase todos os fabricantes produziam polímeros com fibras para caracterização, sendo mais comuns as fibras acrílicas e as de nylon. Concluíram que as bases de resina acrílica para prótese total podem ser caracterizadas, permitindo resultados

esteticamente agradáveis, com aparência natural, sendo virtualmente indetectáveis.

Para SMITH, em 1979, a maioria das próteses parciais removíveis produz uma significativa contribuição na aparência dos pacientes, sendo que um bom resultado estético irá motivar o paciente ao seu uso. Segundo o autor, um fator estético importante é a harmonia entre borda da prótese e cores da mucosa. Recomendou como melhor método, para evitar desarmonia entre as cores das bordas e da mucosa, o uso de um guia de cores de resina acrílica.

ESPOSITO, em 1980, considerou que nenhuma aparência pode ser mais artificial que uma base de prótese total festonada e de coloração rosa uniforme. Esta situação se agrava quando os pacientes possuem uma linha dos lábios alta e dispõe de grande quantidade de tecido gengival aparente. Outra situação delicada ocorre quando uma prótese total superior é confeccionada contra dentes naturais inferiores ou quando é feita a reposição de dentes anteriores perdidos com uma prótese parcial removível. O autor considerou que o objetivo essencial na obtenção da estética nas próteses totais é a harmonia da cor da base com a cor da mucosa dos lábios.

ZIMMERMAN *et al.*, em 1982, afirmaram que para conseguir aparência natural na confecção de próteses totais, um dos fatores básicos deve ser o contorno correto das bases. Esta deve ser matizada numa cor que se harmonize com a pigmentação individual intra e extra-oral. Os autores influenciados pelos

trabalhos de POUND, em 1951, desenvolveram uma técnica de caracterização intrínseca. Utilizaram o estojo de polímeros acrílicos coloridos da *KAYON*, incluindo as seguintes cores: rosa pálido, rosa médio, violeta, rosa escuro, azul, marrom e preto, junto a fibras acrílicas vermelhas usadas para simular pequenos vasos sangüíneos. Também utilizaram o estojo de pigmentos produzido pela *HOWMEDICA* com cores variando desde o rosa pálido até o arroxeadado. A aplicação das resinas coloridas variava com as áreas da cavidade oral. Assim, a parte da mufla onde seriam colocados polímeros coloridos, foi dividida em três áreas: a) área das bordas vestibulares; b) área do palato e c) área das bordas linguais mandibulares. Cada camada, após aplicação, era umedecida com gotas de monômero, preferencialmente utilizando uma seringa com agulha calibre 25. Segundo os autores, o sucesso desta técnica está na aplicação de camadas de cor, uma sobre as outras, para refletir e incorporar o brilho, criando um efeito tridimensional de profundidade e translucidez. Concluíram que esta técnica de caracterização torna possível a execução de metas desejadas. O realismo é obtido através da incorporação de cores que reproduzem os tons teciduais com fidelidade.

*KIMURA et al.*, em 1983, avaliaram a polimerização de resinas ativadas termicamente por meio da energia de microondas em diferentes proporções de manipulação. Foram utilizados ainda dentes artificiais de resina ou de porcelana. Grampos de CoCr com 0,9mm de diâmetro foram inseridos em amostras de resina. Foram confeccionadas amostras pesando: 7, 15 e 21g, e submetidas à

irradiação durante períodos que variaram de 5 a 40s, para que o tempo necessário para a resina atingir a fase plástica fosse avaliado. As potências utilizadas para polimerização da resina foram: 200W e 500W. Numa segunda fase, foram confeccionadas amostras para testar diferentes tempos de polimerização (2 a 15min). Foi avaliada a estabilidade dimensional das bases das próteses polimerizadas com energia de microondas e comparadas ao método de banho de água (elevando a temperatura a 100°C em 60min e mantendo-a em ebulição por 30min) e dos moldes em gesso tipo III, após serem submetidos à irradiação em microondas por 0,5 a 20min e esfriados em temperatura ambiente. Uma polimerização efetiva com ausência de porosidades foi possível com 3min de aquecimento em forno de microondas e esfriamento em temperatura ambiente. A adaptação das bases de próteses polimerizadas por energia de microondas foi melhor que aquelas polimerizadas em banho de água aquecida, sendo este fator justificado pelo aquecimento homogêneo da massa de resina acrílica e do molde em gesso. Os dentes de resina acrílica e de porcelana não sofreram fratura, assim como a cor das resinas não se alterou quando as amostras foram submetidas à energia de microondas. Os moldes em gesso tipo III não sofreram nenhuma alteração dimensional quando submetidos à irradiação. Em relação à porosidade, as amostras de 1,5 e 3mm de espessura polimerizadas por 3min e esfriadas à temperatura ambiente, não apresentaram porosidades, já amostras de 10mm de espessura, quando seccionadas, apresentaram concentração de poros em sua região central interna. Os grampos de CoCr não alteraram a polimerização nem induziram a ocorrência de porosidade nas amostras.

GARFUNKEL, em 1983, avaliou a alteração dimensional em próteses totais processadas pela técnica de injeção e pela de compressão em molde. Observou que ocorrem alterações no posicionamento dental desde o enceramento até a entrega da prótese total, apropriadamente ajustada ao paciente. Foram realizadas mensurações de pontos referenciais localizados sobre superfícies dentais pré-determinadas, em três momentos: após processamento e antes da desinclusão; após desinclusão; após polimento e imersão em água à temperatura ambiente por uma semana. O autor concluiu que ocorrem modificações significativas de posicionamento dental desde a fase de enceramento até o processamento e polimento, não havendo no entanto, diferenças estatísticas significantes entre as técnicas.

WINKLER, em 1984, informou que a resina acrílica foi introduzida como material para confecção de bases de próteses totais ao final dos anos 30, e seu uso desde então, tornou-se consagrado na Odontologia pelo conjunto de propriedades satisfatórias apresentadas, tais como: adequada resistência, pequena solubilidade e absorção de água. Também pelo fato de serem inertes aos tecidos bucais, livres de toxicidade sistêmica, fácil reparo e reembasamento, com capacidade de reproduzir e guardar detalhes e dimensões de um modelo, possuindo excelentes propriedades estéticas, demonstrando boa estabilidade de cor e podendo ser facilmente pigmentadas e caracterizadas.

REITZ *et al.*, em 1985, avaliaram a resistência transversa, dureza e a porosidade de 20 espécimes confeccionados com resina acrílica, sendo metade

polimerizada em água a 60°C por 8h, e os demais polimerizados com energia de microondas a 400W por 2½ minutos. A porosidade foi verificada após a imersão das amostras em tinta preta, de acordo com 3 grupos de ocorrência : (1) menos que 10, (2) 10 até 20 e (3) 20 ou mais. De acordo com os resultados não houve diferenças estatísticas significativas para as variáveis analisadas nos processos de polimerização utilizados. Nas amostras polimerizadas em microondas, houve presença de porosidade nas regiões centrais. Quando foram aplicados baixos valores de potência e ciclo longo, o grau de porosidade da resina acrílica foi reduzido. Segundo os autores, este mesmo critério deve ser utilizado quando se pretende polimerizar próteses que apresentam volume de seção transversal maior que dos espécimes utilizados no estudo.

WOLFAARDT *et al.*, em 1986, verificaram a influência de variáveis de processamento na alteração dimensional da resina termopolimerizada. As variáveis escolhidas foram o gesso, isolante, proporção monômero/polímero, inclusão do modelo, pressão externa e ciclo de polimerização. As mensurações das alterações dimensionais foram efetuadas com micrômetro com precisão de 0,001mm, nas regiões finas e espessas pré-determinadas nos corpos-de-prova em forma de cruz. Os resultados indicaram que as alterações dimensionais que ocorreram durante o processamento da resina termopolimerizável não foram uniformes. Variaram de acordo com a espessura da resina submetida à polimerização e dependeram da localização na mufla, possuindo relacionamento estatisticamente significativo com as variáveis de processamento, portanto, pode-

se considerar que todas as alterações ocorridas durante o processamento do polimetilmetacrilato são complexas e requerem investigações adicionais.

ULUSOY *et al.*, em 1986, realizaram um estudo com o objetivo de selecionar o método de polimento que pudesse fornecer uma superfície mais lisa sobre resinas acrílicas ativadas química e termicamente, comparando a efetividade de diferentes técnicas. Foram confeccionados 10 corpos-de-prova para cada grupo, submetidos a diferentes tipos de polimento com baixa rotação, realizados pelo mesmo profissional, com pressão suave e contato intermitente sob *spray* de água. A pedra abrasiva foi aplicada durante 15 segundos. Cada tipo de disco abrasivo foi aplicado durante 15 segundos sobre cada lado da amostra. Foram aplicados também um cone de feltro com pasta de pedra-pomes e água e escova macia com pó de giz, durante 15 segundos cada. A rugosidade superficial das amostras foi determinada pelo parâmetro de rugosidade média (Ra). Os dados foram analisados estatisticamente para as diferenças entre as várias técnicas de polimento. As amostras foram também analisadas por microscopia eletrônica de varredura. Os melhores resultados (Ra de  $0,31 \pm 0,03 \mu\text{m}$ ) foram obtidos com a utilização seqüencial e sucessiva de pedras abrasivas, discos abrasivos grossos, médios e finos, cone de feltro com pasta de pedra-pomes e água e escova macia com pó de giz e água.

DE CLERK, em 1987, avaliou alguns aspectos na utilização das microondas para a polimerização da resina. Segundo o autor, a polimerização do polimetilmetacrilato, é do tipo reação em cadeia, e requer a ativação de um

iniciador (peróxido de benzoíla), o qual cria os primeiros radicais livres que iniciam a polimerização, abrindo as duplas-ligações do metilmetacrilato. Uma reação térmica acima de 60°C gera radicais livres, e a exotermia da polimerização (12,9 kcal/mg) tem tendência de se acelerar à medida que essa temperatura aumenta. Resinas polimerizadas em temperaturas próximas à da ebulição do monômero (100,8°C) apresentam altos níveis de porosidade, e tal temperatura é facilmente atingida quando o calor interno gerado pela reação exotérmica da resina não é dissipado eficazmente. Nos métodos de polimerização mais freqüentemente usados, água e ar quente, essa dissipação é prejudicada principalmente pela diferença de temperatura entre meio externo e interior da mufla, além do coeficiente de condutividade térmica desfavorável do material de revestimento. Para evitar porosidade, portanto, utilizam-se ciclos com baixas temperaturas por períodos longos. Porém, se o calor necessário à quebra do peróxido de benzoíla em radicais livres pudesse ser gerado dentro da própria resina, a temperatura no exterior da mufla poderia se manter baixa. Dessa forma, o calor da reação de polimerização poderia ser dissipado com maior eficiência, minimizando-se os riscos de porosidade na resina acrílica. Além disso, seria eliminado o tempo necessário para transferir calor do meio externo para a resina, através das diversas estruturas envolvidas, tais como mufla, material de revestimento e modelo em gesso. As microondas, ondas eletromagnéticas produzidas por um gerador elétrico chamado magnetron, podem ser utilizadas para gerar calor no interior das resinas. Realizando testes simples, o autor pôde observar que 30cc de monômero sofreram ebulição em 3 minutos e 30 seg no forno de microondas.

Notou também que o polímero isolado não se aquecia quando em contato com as microondas, e que porções de 3mg polímero e monômero misturados, prensados na fase plástica e submetidos a um ciclo de 2 minutos em microondas, iniciaram a polimerização em 4 minutos, estando completamente polimerizados em 8 minutos. O autor concluiu que o processo de polimerização por energia de microondas economiza tempo na produção das próteses e que a resina assim polimerizada tem os menores níveis de monômero residual e propriedades físicas semelhantes ao método convencional de água aquecida.

CURTIS *et al.*, em 1987, observaram que é uma necessidade caracterizar a base da prótese em pacientes que usam próteses totais e parciais removíveis, cujos contornos gengivais sejam visíveis. Afirmaram que as várias tonalidades fornecidas pelos fabricantes, permitem uma construção de um guia de tonalidades. Deste modo, para caracterizar a base de prótese, um passo fundamental seria a confecção de um diagrama da distribuição dos vários tons gengivais e pigmentos a serem usados.

POLYZOIS *et al.*, em 1987, realizaram um estudo comparativo sobre a estabilidade dimensional de resinas processadas em ciclos de polimerização rápido e convencional. Próteses totais foram preparadas pela técnica convencional de inclusão e processadas de acordo com as instruções dos fabricantes. A estabilidade dimensional foi medida em quatro distâncias na base e três nos dentes, nas seguintes situações: antes da inclusão; após o processamento; após a desinclusão; e após armazenamento em água destilada à temperatura ambiente

por uma semana. A mensuração foi realizada pelo mesmo operador e a média de cinco leituras considerada como média final. Os autores concluíram que todas as próteses totais contraíram. As contrações lineares das distâncias da base e dentes foram menores que 1%, alterações obtidas das distâncias borda a borda e molar a molar foram menores que 0,5mm e 0,2mm, respectivamente. A prótese total processada no ciclo rápido apresentou menor distorção na área mediana palatina que a confeccionada pela técnica convencional.

TAKAMATA & SETCOS, em 1989, realizaram uma revisão sobre os métodos tradicionais de polimerização de resina acrílica pelo uso de calor e os novos métodos de ativação. Afirmaram que diversas técnicas de polimerização foram estudadas e introduzidas objetivando a produção de bases protéticas com melhores propriedades físicas, mecânicas e de trabalho. Para polimerização das resinas estão disponíveis vários meios de ativação, como calor, substâncias químicas e luz visível. Compararam 4 sistemas para polimerização de resinas para base de prótese total: água aquecida, ativação química, fotopolimerização e microondas. Observaram que, em relação à estabilidade dimensional, todos os métodos apresentaram contração de polimerização. Relataram que o pior resultado, quanto à estabilidade dimensional, foi da técnica de ativação da resina em água aquecida de 70 a 100°C, e os melhores, ativação química (45°C sob pressão) e por energia de microondas.

Em 1990, LATTA *et al.* estudaram a estabilidade de um novo sistema para base de prótese total. Quarenta próteses maxilares foram construídas com

espessura de uma placa de cera. A polimerização da base da prótese foi efetuada pela técnica de rotina e de acordo com as instruções dos fabricantes. As próteses foram colocadas em um molde de silicone para orientar radiografias tomadas por frontal; lateral; e oclusal, nos intervalos de: 1) antes do processamento; 2) após o processamento; 3) imediatamente após a remoção do molde; e 4) após 30 dias. As medidas das alterações dos referenciais metálicos colocados na base e entre a base e o modelo de gesso, foram efetuadas com paquímetro com sensibilidade de 0,012mm, pelo mesmo operador. Os autores concluíram que as alterações dimensionais ocorreram nas posições oclusal, frontal e lateral de todos os sistemas de resinas. As alterações durante a polimerização foram contração na dimensão oclusal; expansão na frontal; e contração e expansão simultâneas na dimensão lateral. A média das alterações posicionais ficou abaixo de 1% na dimensão oclusal; porém, foi maior nas dimensões frontal (0,2% a 8,1%) e lateral (0,2% a 9%). Diferenças significantes foram observadas entre sistemas de resina e alterações posicionais nas três dimensões.

MUTLU *et al.*, em 1992, realizaram um estudo para determinação dos tempos de manipulação e de trabalho das resinas acrílicas utilizadas como material de base para próteses totais, e propuseram um novo padrão para especificação da consistência de prensagem desses materiais. Afirmaram que a resina acrílica prensada numa fase anterior à plástica contém maior quantidade de monômero livre, não apresentando consistência adequada para prensagem, o que levaria à diminuição da pressão no interior do molde, podendo resultar em produto

final com porosidade devido à contração de polimerização. Foram avaliados quatro métodos: determinação da consistência do material através de verificação tátil e visual, teste de penetração, uso de aparelho empregando carga de 20g e agulha de 1mm de diâmetro e utilização de reômetro. Os autores afirmaram que os diversos estágios da reação da mistura polímero/monômero influenciam diretamente a fluidez da resina e sugeriram que esta deve ser usada tão logo atinja a consistência de massa; seu uso antes ou após este estágio não seria vantajoso. Os resultados indicaram que todos os testes utilizados foram eficientes para avaliação dos tempos de massa e de trabalho dos polímeros. Os autores concluíram que, embora o aparelho utilizado seja excelente para investigação das propriedades de fluidez, não seria recomendado devido ao seu alto custo, sendo que o método de penetração mostrou superioridade, sendo indicado para padronização dos ensaios para verificação da plasticidade dos polímeros.

TURCK & RICHARDS, em 1993, descreveram as técnicas de utilização da energia de microondas em reparos e reembasamento de próteses totais ou parciais removíveis. O ciclo indicado pelos autores foi de 13min a 90W seguidos de 1½ min a 500W e esfriamento em bancada por 30min. Os passos laboratoriais para tais técnicas eram basicamente os mesmos que para a técnica convencional, com exceção do tipo de mufla e da polimerização em forno de microondas. Os autores citaram como vantagens da utilização da energia de microondas: (1) os procedimentos para inclusão da prótese são praticamente iguais ao método convencional por compressão; (2) o tempo de processamento é mais curto; (3) o

tempo de polimerização mais curto minimiza o risco de distorção da resina original; (4) a resina acrílica incluída mantida sob pressão e termopolimerizada é mais resistente que a resina ativada quimicamente; (5) as muflas são duráveis e o processo de desinclusão, simples; (6) são poucos os novos equipamentos ou instrumentais necessários ao laboratório; (7) a montagem desta nova técnica tem baixo custo. Entretanto, citaram também algumas desvantagens: (1) necessidade de muflas especiais; (2) forno de microondas com voltagem regulável e prato giratório; (3) apenas monômeros próprios para microondas deveriam ser usados, embora a maioria dos polímeros com agente de ligação cruzada pudessem ser usados; (4) um pouco mais de tempo gasto com os procedimentos de inclusão quando comparado às técnicas que não utilizam inclusão. Após citarem as técnicas, os autores concluíram que os procedimentos de reparo e reembasamento podem ser perfeitamente realizados em microondas, com maior facilidade e economia de tempo, originando próteses mais resistentes e com vida mais longa.

FIORI, em 1993, afirmou que as estéticas facial e bucal são tão ou mais importantes que o desempenho funcional das arcadas artificiais. Elas advêm da configuração funcional própria das arcadas e das bases, acrescida de artifícios técnicos que proporcionem o posicionamento postural dos lábios e das bochechas durante o repouso e a atividade muscular, e do visual cosmético que os dentes e as gengivas artificiais oferecem quando a musculatura da expressão facial é acionada de modo mais evidente. Disse ainda que a caracterização das bases

representa o efeito cosmético determinado pelas nuances de naturalidade de forma e cor, instituídas para os tecidos gengivais reconstruídos proteticamente. A cor e a translucidez da resina devem proporcionar um efeito que proponha a interação visual das superfícies protéticas e mucosas, confundindo-as como um todo, sem que se perceba a dualidade de suas origens. A gama de graduações de textura e de matização em cor, pigmentação e translucidez dos tecidos bucais, que parte de uma quase ausência para os pacientes albinos e atinge efeitos pictóricos e deslumbrantes naqueles de pele negra, propõe um desafio ao clínico e ao protético. O autor descreve uma técnica de caracterização intrínseca aplicada com pincéis, utilizando fibras artificiais, resina incolor, pigmentos e resina rosa na cor e translucidez selecionadas em uma escala.

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

ILBAY *et al.*, em 1994, investigaram se as resinas acrílicas convencionais podem ser polimerizadas através de energia de microondas estudando algumas propriedades físicas. Amostras com 20,0mm de diâmetro x

1,00mm de espessura foram preparadas com resina ativada termicamente convencional *MELIODENT* e polimerizadas em 21 ciclos de polimerização, com variação de potência e tempo. Verificaram que a polimerização foi efetiva em 15 dos 21 ciclos realizados, sendo que o tempo menor necessário foi de 2 minutos em potência máxima (550W) e o maior 10 minutos em potência mínima (110W). Não foi encontrada porosidade significativa em qualquer das amostras, porém aquelas polimerizadas em potência alta foram mais porosas. Os valores de dureza, resistência transversal e deflexão, obtidos pela técnica de polimerização através de energia de microondas, foram tão satisfatórios quanto os obtidos pelo método convencional em água aquecida. Para sorção de água e solubilidade, os valores encontrados estavam de acordo com as especificações da A.D.A. Concluíram que as resinas convencionais para base de próteses podem ser polimerizadas adequadamente pela energia de microondas, podendo ser aplicadas na preparação de próteses parciais removíveis.

Em estudo sobre as características reológicas de diferentes formulações de resinas acrílicas utilizadas para base de prótese total, MUTLU *et al.*, em 1994, observaram que a maioria das próteses era obtida pelo método de prensagem por compressão no molde, quando a mistura monômero/polímero atinge o estado de massa, com conveniente viscosidade para manipulação. Uma comparação entre diversos polímeros indicou que quanto menores as partículas do polímero, mais prontamente são saturadas pelo monômero, resultando em alta viscosidade. Foi observada alta viscosidade para as resinas de alto peso

molecular e baixa viscosidade para resina de baixo peso molecular.

KATSIKAS *et al.*, em 1994, conduziram estudo para mensurar o efeito das fibras estéticas de viscose de rayon sobre as propriedades de escoamento de uma resina acrílica para base de prótese total. Segundo os autores a duradoura popularidade das resinas acrílicas é devida as suas características de trabalho, facilidade de processamento com custos e equipamentos mínimos, precisão no assentamento, estabilidade no ambiente oral e estética razoável. Comentaram ainda que a fabricação de próteses totais em resina acrílica utilizando a técnica de compressão em molde com resina na fase plástica requer um leve excesso de material para assegurar que o molde seja completamente preenchido. O excesso de polímero seria conduzido por entre as superfícies internas do molde, e um fino filme de resina seria facilmente removido após prensagem. As propriedades reológicas da mistura monômero/polímero durante o estágio plástico da resina poderiam ser a chave para obtenção de assentamento ótimo. As características de escoamento da massa durante a prensagem poderiam influenciar a espessura do excesso de resina remanescente durante a prensagem e conseqüentemente a precisão e a qualidade da prótese. Os resultados do estudo mostraram que as propriedades da resina acrílica não seriam afetadas pela inclusão de fibras abaixo de 0,2% em volume.

DEL BEL CURY *et al.*, em 1994, avaliaram as propriedades físicas de resinas polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada. Cinquenta amostras foram confeccionadas de

acordo com a especificação nº 12 da A.D.A. e analisadas para: 1) sorção e solubilidade em água; 2) resistência transversa e deflexão máxima; 3) resistência ao impacto; e 4) liberação de monômero residual. Os autores observaram que as resinas diferiram entre si em relação às propriedades físicas estudadas e que as diferenças observadas estariam relacionadas ao método de polimerização e a composição das mesmas.

VAN NOORT, em 1995, comentou que diversos materiais já foram utilizados para a construção de bases de próteses totais, tais como: celulose, bakelite, resinas vinílicas e vulcanite. Afirmou que as resinas acrílicas são, atualmente, o material de escolha devido ao seu processamento fácil, utilização de técnicas baratas e obtenção de estética satisfatória. Relatou ainda que estes materiais são apresentados na forma de pó e líquido, que uma vez misturados e subseqüentemente aquecidos, formam um sólido rígido. As razões para esta formulação seriam: possibilitar o processamento pela técnica de compressão da massa e diminuir a contração de polimerização. A proporção pó/líquido deve ser rigorosamente seguida: muito pó pode resultar em uma mistura ressecada, com umedecimento deficiente do polímero pelo monômero, resultando em material quebradiço. Muito monômero irá produzir excessiva contração de polimerização e perda da qualidade de assentamento da prótese. Em relação ao processamento do polimetilmetacrilato, relatou existir dois problemas principais: porosidade e presença de contração de polimerização. Para porosidade existem duas causas principais: contração de polimerização, gerando porosidade de contração e aquela

gerada pela volatilização do monômero, porosidade gasosa. É importante que uma consistência de massa seja obtida na prensagem da resina para assegurar que o material seja mantido sob pressão durante o processamento. Isto eliminaria os vazios incluídos na mistura e poderia compensar a contração de polimerização. Deste modo, a prensagem deveria ser realizada quando a mistura atingisse o estágio de massa. Se há evidência de porosidade localizada, pode ser devido à manipulação deficiente dos componentes ou prensagem do molde antes de atingir o estágio de massa. Durante a polimerização, há uma reação exotérmica que pode fazer com que aconteça a ebulição do monômero se esta temperatura exceder 100°C. Se esta temperatura for atingida antes do processo de polimerização se completar, o monômero se gaseificará gerando porosidade gasosa. A quantidade de calor gerada depende do volume de resina presente, da proporção sólido/líquido e da rapidez com que o calor externo atinja a resina. A ocorrência de porosidade gasosa pode ser evitada permitindo que a temperatura seja controlada e elevada lentamente. Deste modo, o autor concluiu que a polimerização deve ocorrer lentamente e sob pressão.

ABUZAR *et al.*, em 1995, estudaram a movimentação dental que ocorre durante o processamento das próteses totais superiores em relação às diferentes formas de palato. Onze modelos de gesso, cada um contendo sete pontos de mensuração ao longo do arco, foram radiografados em quatro estágios do processamento. As radiografias foram digitalizadas e as imagens obtidas foram processadas e analisadas para mensuração precisa da movimentação dental. Os

autores desenvolveram um índice para avaliação da forma do palato. Foi encontrada correlação positiva entre índice e movimentação dos dentes artificiais, antes e depois do processamento, indicando que o processamento das próteses totais em resina acrílica produz movimentação dental, significativamente influenciada pela forma do palato. Os autores afirmaram ainda, que próteses confeccionadas sobre modelos com dimensões palatinas médias requerem ajustes de instalação menores que aquelas confeccionadas em modelos com palatos rasos ou profundos.

REIS *et al.*, em 1996, em uma revisão da literatura sobre caracterização de cor das bases dos aparelhos protéticos, encontraram uma extensa variedade de técnicas propostas e de materiais utilizados. Com base na literatura consultada, concluíram que: os tecidos gengivais possuem grande variedade de tonalidades em indivíduos de todas as raças; a estética resultante da caracterização da base dos aparelhos protéticos é superior aquela obtida com o uso exclusivo de resina acrílica rosa; o processo de caracterização intrínseca apresenta resultados mais satisfatórios que aqueles que utilizam o processo extrínseco; há um grande número de pigmentos utilizados nas caracterizações de cor das bases de próteses totais e parciais removíveis; a confecção de aparelhos protéticos removíveis, com bases caracterizadas quanto à cor, não é um procedimento comum e corriqueiro nos laboratórios de prótese; a dificuldade de execução das técnicas, o aumento do custo do aparelho protético, o desconhecimento da existência de pigmentos no mercado e a desinformação quanto ao correto modo de utilização destes, são as

principais causas da reduzida freqüência com que são confeccionadas próteses com bases caracterizadas; a utilização, de materiais baratos e facilmente obtidos nos laboratórios de prótese como pigmentos e a elaboração de uma escala de cores obtida destes, simplificariam os procedimentos de caracterização, tornando-os mais freqüentes.

A fim de investigar se a polimerização da prótese total induz modificações significativas no arranjo oclusal dos dentes artificiais, RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI, em 1996, realizaram um estudo com objetivo de determinar se a polimerização convencional da resina poderia influenciar na inclinação das vertentes triturantes das cúspides méso-palatinas dos primeiros molares superiores em prótese total superior, comparando mensurações de angulação nos estágios pré e pós-prensagem. Foi possível determinar que durante a polimerização da resina acrílica ocorreram distorções nas bases das próteses que podem comprometer a inclinação das cúspides dos dentes posteriores. Este fenômeno seria traduzido por um movimento de rotação lateral dos dentes posteriores no plano frontal, fazendo com que as cúspides não mantenham o mesmo posicionamento obtido durante a montagem, justificando assim a necessidade de ajustes oclusais durante a instalação das próteses.

POMÍLIO *et al.*, em 1996, avaliaram as alterações dimensionais que ocorrem em próteses totais da arcada inferior durante o processo de inclusão, condensação da resina, polimerização e polimento. Foram utilizadas 20 próteses totais; em cada uma, foram utilizados 13 pontos de referência pré-determinados

para mensuração, inicialmente com a prótese encerada e após a polimerização e polimento. Após a análise dos dados, foi observada diminuição estatisticamente significativa no comprimento do arco dentário; fechamento do arco na região de molares e aumento na dimensão vertical de oclusão, acontecimentos que justificariam a necessidade de ajuste oclusal antes da instalação da prótese total.

KIMPARA & MUENCH, em 1996, investigaram a alteração dimensional percentual de próteses totais confeccionadas em resina acrílica sob a influência de variáveis de processamento. As variáveis estudadas foram: polimerização imediata ou após 24 horas, consistência da resina durante a prensagem e determinação de medidas em vários locais após desinclusão e após 8 semanas de armazenagem em água. Os resultados mostraram que parte da contração de polimerização é recuperada pela expansão que ocorre em decorrência da absorção de água durante a armazenagem, a alteração dimensional em porcentagem, variou conforme o local de mensuração; não houve influência do tempo pós-prensagem ou fase da resina.

GOMES *et al.*, em 1997, afirmaram que a confecção de próteses totais ou parciais removíveis que imitem com naturalidade a mucosa do paciente tem sido um problema, tanto para o protesista quanto para o técnico em prótese dentária. Mesmo que essa reprodução seja obtida com sucesso, outra dificuldade seria repetir a caracterização quando necessário. Os autores desenvolveram uma metodologia da técnica de caracterização intrínseca com uso de seis tonalidades de resinas pigmentadas. As cores das resinas são as seguintes: rosa claro (RC),

rosa médio (RM), rosa vermelho (RV), rosa roxo (R), rosa marrom (M) e rosa preto (RP). Essas cores, combinadas entre si de acordo com um diagrama, reproduzem variadas cores de mucosas gengivais. A distribuição da resina pigmentada feita em 3 camadas, aplicadas intercaladas com monômero, possibilita a obtenção de até 16 tipos de caracterização. Segundo os autores a aplicação da resina pelo sistema pó/líquido, permite um tempo de trabalho de aproximadamente 2 horas. A resina incolor era depositada, em sua fase fibrilar, complementando a quantidade de resina necessária para prensagem. A mufla era fechada e aguardava-se até a resina atingir a fase plástica. Para minimizar as alterações dimensionais, os autores recomendaram um intervalo mínimo de 12 horas antes de se iniciar o ciclo de polimerização.

PANTALÉON *et al.*, em 1997, em trabalho sobre caracterização de bases protéticas, afirmaram que quando a base de prótese total é confeccionada com resina acrílica rosa, é incapaz de reproduzir a coloração dos tecidos bucais e pode comprometer seriamente o resultado estético. Descrevem a técnica de caracterização intrínseca, apontando como vantagem a facilidade de reprodução, através de uma escala, da intensidade e translucidez da coloração dos tecidos orais. Concluíram que a cor rosa de resina acrílica disponível comercialmente, não era encontrada nos tecidos bucais, sendo o uso de pigmentos indispensável para alteração de sua tonalidade. Também afirmaram que seria ideal a elaboração pelos fabricantes de escalas de cores de resinas pigmentadas, assim como ocorre com os dentes artificiais.

ANUSAVICE, em 1998, no capítulo relativo às resinas para base de próteses totais, citou que a mais empregada é o polimetacrilato de metila. Este material naturalmente transparente, pode ser pigmentado, sendo suas propriedades óticas e de cor estáveis em condições normais de uso, bem como sua resistência e outras propriedades físicas. Uma vantagem deste material, é a facilidade com que pode ser processado. Normalmente, o metacrilato de metila líquido (monômero) é misturado com o pó (polímero). A polimerização pode ser efetuada por aquecimento da mistura, ou por ativação química à temperatura ambiente. Ao monômero, que é o metacrilato de metila, pode ser adicionada pequena quantidade de hidroquinona (0,006% ou menos), a qual auxilia na inibição da polimerização durante a armazenagem. O polímero consiste de um pó, com adição de um plastificante, o ftalato dibutílico, o qual não deve exceder em 8 a 10%. No monômero, é sempre incluído em pequena quantidade um iniciador, o peróxido de benzoíla. A relação entre monômero/polímero é essencial para a estrutura final da resina. As proporções aproximadas são geralmente, de 3 para 1 em volume. A função desta mistura é produzir uma massa passível de compressão em um molde. Com relação à polimerização, quando a temperatura da mistura atinge 60°C, as moléculas de peróxido de benzoíla decompõem-se, formando radicais livres, que iniciam a reação. Geralmente, quanto menor a temperatura efetiva de polimerização, maior o peso molecular do polímero. O efeito do aumento de temperatura acima de 100,8°C poderá ser a ocorrência de porosidade no interior da resina. Quando o monômero é polimerizado, a densidade se altera de 0,94g/cm<sup>3</sup> para 1,19 g/cm<sup>3</sup>. Esta alteração de densidade

provoca uma contração volumétrica de 21%, usualmente chamada de contração de polimerização. Quando pó e líquido forem misturados na relação recomendada a contração volumétrica esperada será de 7%. Citou como fatores que poderiam afetar as características dimensionais da base processada seriam o meio inclusor selecionado, o método de introdução da resina e a temperatura empregada no processo de polimerização. O autor recomenda o esfriamento lento da mufla, até atingir a temperatura ambiente.

RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, em 1998, realizaram uma revisão crítica da literatura sobre a técnica de processamento da resina acrílica polimerizada por energia de microondas, discutindo as investigações desenvolvidas para avaliar prós e contras de seu uso. Como principais vantagens deste método, os autores destacaram que a técnica é fácil, limpa e rápida, sendo um recurso vantajoso, na confecção de próteses novas e, principalmente, em um segundo ciclo, nos casos de reparos, reembasamentos ou confecção urgente. Foram consideradas como desvantagens: o preço relativamente alto e a baixa resistência das muflas não metálicas. Concluíram que o uso da energia de microondas para o processamento de resinas é viável clinicamente.

GOMES *et al.*, em 1998, descreveram a confecção de uma prótese total pela técnica de caracterização intrínseca, utilizando seis cores de polímeros e fibras de caracterização e polimerização em forno de microondas. A distribuição de cores foi orientada por um manual e, segundo os autores, a técnica propicia tempo de trabalho de até 2 horas sem ressecamento da resina acrílica ou início do

processo de polimerização. Recomendaram para próteses de espessura média de 3 a 5mm um ciclo de 6 minutos iniciais a 40% de potência, 5 minutos a 0% de potência e mais 3 minutos a 80% de potência. Os autores afirmam que outras variações de ciclo também podem levar a bons resultados, porém aconselham o fracionamento do tempo e potência.

CHEN *et al.*, em 1998, avaliaram o efeito da espessura e do ciclo de polimerização sobre a estabilidade dimensional das bases de prótese total superior confeccionadas em resina acrílica. Após o processamento, de acordo com as recomendações do fabricante, o desajuste na região palatina posterior e a alteração dimensional de molar a molar foram determinadas com microscópio comparador, com precisão de 0,001mm. A contração de polimerização e a distorção induzida por tensões ocorreram durante o processamento da prótese total. A contração térmica diferencial entre modelo gesso e resina acrílica, causou tensão residual na prótese processada. Esse fato poderia ser o principal contribuinte para a liberação de tensões, ocorrida quando a prótese era separada do modelo. A liberação de tensão pela prótese superior tendia a puxar a borda para dentro, resultando no contato prematuro da base nessa região, causando elevação da região palatina. Os autores concluíram que não houve diferença estatística significativa na quantidade de contração que se manifestava na prótese processada pelos ciclos estudados. Na região posterior foi observada uma discrepância entre a base e o modelo, na escala de 0,23mm a 0,50mm, com as bases mais espessas exibindo fendas mais largas. Nas próteses mais finas, a

contração foi maior na dimensão molar a molar. Mudanças lineares de molar a molar poderiam ser corrigidas clinicamente por meio de ajustes oclusais; entretanto, a região palatina posterior era uma área crítica em relação à retenção e uma grande discrepância nessa área dificilmente poderia ser corrigida após o processamento.

A fim de investigar o relaxamento de tensão residual na resina acrílica para base de prótese total no interior do molde, após o processamento, KOMIYAMA & KAWARA, em 1998, confeccionaram corpos-de-prova na forma de halteres com resina termopolimerizada e incluíram eletrodos termoelétricos no interior da resina durante a prensagem. Após o processamento, as muflas foram esfriadas em temperatura ambiente. Os corpos-de-prova foram removidos da mufla nos períodos imediato; quatro horas; um dia; três; cinco e dez dias do início do esfriamento em temperatura ambiente. Os resultados mostraram que quando a mufla foi retirada da polimerizadora e esfriada à temperatura ambiente, a tensão de contração aumentou em cada direção concomitante com o declínio da temperatura. Quando os corpos-de-prova foram removidos da mufla após quatro horas de esfriamento, a contração foi pequena. Imediatamente após a imersão em água a 37°C, a temperatura aumentou rapidamente para 37°C e o corpo-de-prova expandiu em cada direção, como resultado da elevação da temperatura. A alteração dimensional na desinclusão foi a recuperação elástica da tensão residual durante o esfriamento, confirmando o fato que reduzindo a tensão residual, a base da prótese poderia ser confeccionada com menor deformação. Desse modo, a

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

JAMANI & ABUZAR, em 1998, estudaram o efeito da espessura da base sobre a movimentação de dentes artificiais durante o processamento de próteses totais. Foram utilizados 10 modelos, obtidos a partir da duplicação da arcada superior de um paciente, sendo 5 modelos com espessura palatina de 1,25mm e cinco modelos com 2,5mm de espessura. Dentes foram montados sobre a crista do rebordo alveolar e em cada um foi instalado um pino vertical para verificação da movimentação dos dentes artificiais. Cada prótese foi radiografada por meio de um aparelho digital, imediatamente antes de ser processada, após desinclusão, e após acabamento e polimento. Todas as próteses foram processadas em ciclo de nove horas, a temperatura de 74°C. Os resultados indicaram aumento da distância entre molares nas próteses com base espessa, enquanto nas próteses com base fina, pequena diminuição foi observada. Os

autores observaram que uma abertura significativa do pino incisal pode ocorrer após o processamento da prótese total quando a técnica de compressão era utilizada, o que poderia acarretar destruição das características anatômicas dos dentes após o ajuste das próteses além de demandar maior tempo de trabalho do profissional. Os resultados mostraram que existem variações significantes na movimentação dental entre bases finas e espessas.

NOGUEIRA *et al.*, em 1999, compararam os métodos de compressão e de injeção para confecção de próteses totais em resina acrílica ativada termicamente, verificando a abertura do pino incisal, a estabilidade dimensional e o tempo de trabalho laboratorial. Foram utilizados dois grupos de amostras, cada um contendo seis próteses maxilares e seis mandibulares. Para o grupo controle, utilizou-se a resina Lucitone 199, processada pela técnica de compressão do molde e polimerização em água a 74°C por nove horas. No grupo experimental a mesma resina foi utilizada, processada pelo método de injeção e também polimerizada a 74°C em água por nove horas. Os autores verificaram menor abertura do pino incisal, bem como melhor estabilidade dimensional no método de injeção sob pressão. Entretanto, não observaram diferença quanto ao tempo de trabalho entre as técnicas.

REESON & JEPSON, em 1999, descreveram um método para obtenção de bases de resina acrílica para prótese total com espessura uniforme, independente do contorno palatino e da espessura do rebordo residual, com uso de matriz estampada a vácuo como base de prova. Segundo os autores, a

espessura normalmente recomendada para a base estaria entre 1,5 a 3mm e o procedimento normalmente utilizado para produção desta seria a adaptação manual sobre o modelo de gesso, o que poderia conduzir à distorção e variações de espessura indesejáveis. O método apresentado é simples e resulta em uma base de prótese total com espessura homogênea.

ZANNETTI, em 1999, avaliou a influência do material de inclusão e da consistência da resina acrílica no momento da prensagem sobre a alteração das distâncias entre os dentes artificiais de próteses totais superiores, após polimerização por energia de microondas. Foram confeccionadas 60 amostras em resina Onda Ceryl<sup>®</sup>, divididas em 6 grupos. Observou-se que não houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos; o material de inclusão e a fase de prensagem da resina acrílica não influenciaram nas alterações das distâncias entre os dentes artificiais.

ARIOLI FILHO *et al.*, em 1999, analisaram a influência dos tipos de resina, ciclos de polimerização e tempos de armazenagem em água a 37°C nas alterações de posicionamento de dentes artificiais em prótese total superior. As muflas e os tipos de polimerização utilizados em cada grupo foram de acordo com as recomendações dos fabricantes das resinas LUCITONE 550 (convencional), QC20 (água em ebulição), ACRON-MC (microondas). As distâncias entre os segundos molares, primeiros pré-molares, incisivos centrais e pré-molares, e segundos molares de ambos os lados foram avaliadas em microscópio comparador, com precisão de 0,001mm, nas seguintes fases: enceramento da

prótese (controle), inclusão da mufla, remoção da mufla, 24 horas, 7 e 30 dias de armazenagem em água. Os autores concluíram que os métodos de polimerização induziram diferentes movimentações nos dentes. As resinas QC20 e LUCITONE 550 polimerizadas em água mostraram expansão, enquanto a resina ACRON-MC polimerizada em microondas apresentou contração. Os ciclos de polimerização em banho de água aquecida promoveram menores alterações dimensionais no posicionamento dos dentes artificiais e comportamentos mais uniformes.

WONG *et al.*, em 1999, investigaram a alteração linear e sorção de água de próteses totais processadas por calor seco e úmido em diferentes tipos de esfriamento. Os autores observaram que até aquela data não fora encontrado nenhum outro material que combine com a aparência dos tecidos orais com a mesma fidelidade que as resinas acrílicas. Foram confeccionadas próteses totais com espessura de 2,5 mm e polimerizadas conforme se segue: 1- em forno a 72°C por seis horas e trinta minutos, mais 100°C por duas horas e meia, com muflas esfriadas por 12 horas até atingir à temperatura ambiente; 2- em água a 72°C por seis horas e trinta minutos, elevando-se a 100°C por uma hora e trinta minutos, seguidas de esfriamento em água por 36 horas; e 3- aquecimento idêntico ao anterior, com esfriamento das muflas em bancada por 12 horas. Em seguida, as próteses foram finalizadas, pesadas e imersas em água destilada à temperatura de 37°C. As alterações dimensionais das distâncias papila incisal e tuberosidade e inter-tuberosidades, após processamento da base e após saturação em água, foram comparadas com as mesmas dimensões demarcadas

no modelo de gesso, registradas em um microscópio comparador. Os resultados mostraram que todas as bases contraíram, com valores sem diferença estatística significativa entre os métodos de processamento. Todas as bases exibiram padrão similar de sorção de água e secagem. Embora as resinas acrílicas tenham melhorado, o problema indesejável da alteração dimensional parece permanecer insolúvel. Entretanto, o pequeno desajuste resultante do processamento é clinicamente insignificante, porque uma distância entre molares de aproximadamente 50mm, 0,5% de contração equivaleria a uma discrepância linear de 0,25mm. Os autores concluíram que a expansão linear associada com a sorção de água não compensa completamente a contração ocorrida nos processamentos das bases de prótese total.

CONSANI *et al.*, em 2000, verificaram a influência de operadores na adaptação das bases de prótese total superior. As bases com 2,0mm de espessura foram construídas com resina acrílica termopolimerizável Clássico, em ciclo de água aquecida a 74°C por 9 horas, por 3 diferentes operadores. As bases das próteses foram fixadas ao modelo de gesso com adesivo instantâneo e o conjunto seccionado transversalmente nas regiões de distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e região posterior. As alterações dimensionais foram avaliadas em 5 pontos referenciais, com microscópio comparador Leitz, com precisão de 0,001mm. Os autores concluíram que houve influência dos operadores na adaptação das bases de prótese total e o padrão de distorção

verificado na região palatina posterior da base foi confirmado no corte C pelos 3 operadores.

BARNABÉ, em 2000, avaliou a relação entre movimentação dos dentes artificiais com os procedimentos de inclusão, prensagem e polimerização das bases de próteses totais. Foram utilizadas 64 amostras divididas em quatro grupos de 16 (8 inferiores e 8 superiores), que receberam os seguintes tratamentos: Grupo 1 - inclusão das amostras com muralha de silicone, prensagem por 1 hora e polimerização em microondas; Grupo 2 - inclusão com muralha de silicone, prensagem por 12 horas e polimerização em banho de água aquecida em ciclo de curta duração; Grupo 3 - amostras incluídas em muflas adaptadas para injetora de acrílico, com muralha de gesso e polimerização em microondas após 1 hora de prensagem; e Grupo 4 - inclusão das amostras com muralha de silicone, prensagem por uma hora e polimerização em banho de água aquecida, utilizando ciclo de curta duração. O autor concluiu que: todas as amostras sofreram contração após processamento; a técnica que proporcionou menor movimentação dental foi àquela usada para o grupo 1; quando comparados os arcos superiores e inferiores, independente da técnica utilizada e das medidas avaliadas, não houve diferença estatística significativa; o tempo pós-prensagem interferiu na movimentação dos dentes artificiais; e que a distância onde ocorreu a maior alteração foi entre molares.

BRAUN *et al.*, em 2000, compararam as alterações dimensionais de 3 resinas submetidas a diferentes ciclos polimerização, após armazenagem em

água destilada a  $37^{\circ}\pm 2^{\circ}\text{C}$  durante 30 dias. As resinas utilizadas foram: Clássico, Lucitone 550 e Acron MC. Amostras medindo 65,0 x 10,0 x 3,0mm, com marcas iguais em três pontos equidistantes foram confeccionadas a partir da inclusão de matrizes de aço em gesso pedra tipo III. Os resultados mostraram que independente 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 que o ciclo de polimerização ao qual as resinas foram submetidas; a resina convencional, quando polimerizada com energia de microondas, apresentou alteração dimensional semelhante à resina desenvolvida para polimerização em microondas.

COSTA *et al.*, em 2001, avaliaram três tipos de técnicas de processamento em prótese total que poderiam influenciar nas alterações das posições dentárias durante as fases de prensagem e polimerização. Foram utilizadas próteses totais superiores separadas em 3 grupos de acordo com um tipo de processamento da resina acrílica: convencional, microondas ou por injeção. As possíveis alterações foram observadas medindo-se as distâncias entre pontos pré-determinados sobre as superfícies dentais. A análise estatística dos resultados possibilitou concluir que não houve diferença estatística significativa entre as técnicas utilizadas.

Com o objetivo de avaliar a influência da técnica de caracterização intrínseca das bases de prótese total sobre as características de superfície da

resina acrílica, ALMEIDA, em 2001, realizou estudo no qual verificou a dureza, rugosidade superficial e ocorrência de porosidade de amostras polimerizadas por energia de microondas em diferentes tempos pós-prensagem. Amostras em forma de disco com dimensões de 30mm de diâmetro por 5mm de espessura foram confeccionadas em resina acrílica VIPI WAVE, metade pela técnica convencional e o restante pela técnica de caracterização intrínseca. Todas as amostras foram polimerizadas em forno de microondas e receberam em seguida acabamento e polimento padronizados. Foram realizados ensaios de dureza Knoop, rugosidade superficial Ra e verificada a ocorrência de porosidade em lupa estereoscópica, após pigmentação das amostras com tinta nanquim. Após análise dos resultados concluiu-se que não houve influência do tempo pós-prensagem sobre as propriedades estudadas; a dureza superficial da resina acrílica foi estatisticamente semelhante nos grupos avaliados; embora sem significado clínico relevante, os valores de rugosidade superficial média foram estatisticamente superiores para resina caracterizada e; a ocorrência de porosidade foi considerada desprezível em todos os grupos avaliados.

SHIBAYAMA, em 2002, investigou a alteração da posição de dentes artificiais durante o processamento de próteses totais, utilizando uma resina de ciclo rápido de polimerização e uma resina formulada para microondas. Foram utilizadas 40 amostras, divididas em 4 grupos que receberam os seguintes tipos de tratamento: G1- inclusão em muflas metálicas com muralha de gesso pedra e polimerização convencional; G2- inclusão em muflas de fibra de vidro com

muralha de gesso pedra e polimerização em microondas; G3- inclusão em muflas metálicas com muralha de silicone e polimerização convencional e; G4- inclusão em muflas de fibra de vidro com muralha de silicone e polimerização por energia de microondas. Para detecção dos deslocamentos dentais foi utilizado um programa de computador AUTOCAD. O autor concluiu que todas as amostras sofreram alteração de posição dos dentes após o processamento sendo polimerização em microondas associada ao uso de silicone a técnica que produziu a menor movimentação.

CONSANI, em 2002, realizou estudo a fim de investigar a movimentação linear dos dentes em prótese total superior, confeccionada com resina acrílica ativada termicamente Clássico, polimerizada em ciclo de banho de água aquecida, sob influência do tipo de prensagem e desinclusão. Foram mensuradas 5 distâncias entre pontos referenciais localizados sobre superfícies pré-determinadas de dentes, sendo 3 distâncias transversais e 2 distâncias ântero-posteriores, com auxílio de microscópio comparador linear. Com relação aos fatores polimerização, prensagem e desinclusão não foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre os grupos. Supostamente, uma das razões para os resultados obtidos, seria a ação de contenção do molde de gesso mantendo os dentes retidos na base, próximos da posição inicial estabelecida antes da polimerização, independentemente da alteração dimensional ocorrida no sentido transversal durante a polimerização da resina.

KEENAN *et al.*, em 2003, estudaram a alteração dimensional de

próteses totais superiores confeccionadas pelo método de injeção e polimerização em forno de microondas, em comparação à técnica convencional de prensagem e polimerização. As alterações foram verificadas em dois estágios da confecção da prótese: após polimerização e após armazenagem em água por 28 dias. As variáveis estudadas foram distância molar a molar e alteração de dimensão vertical de oclusão. Os autores concluíram que o método de processamento por injeção resulta em menor aumento de dimensão vertical de oclusão quando comparado ao método convencional



### 3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a movimentação linear de dentes em prótese total superior, confeccionada pela técnica de caracterização intrínseca (após polimerização, acabamento, polimento e armazenagem em água por 30 dias), sob influência de dois métodos de polimerização, água aquecida e energia de microondas.



## 4. METODOLOGIA

### 4.1. MATERIAIS

Os materiais utilizados neste estudo, composições, nomes comerciais e fabricantes estão relacionados na TABELA 4.1.

TABELA 4.1 - Material, composição, nome comercial e fabricante.

Material	Composição*	Nome comercial	Fabricante
Resina acrílica convencional ativada termicamente	Pó –copolímero (metil-n-butil)metacrilato, peróxido de benzoila, corantes minerais Líquido – metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato, hidroquinona	LUCITONE 550	Dentsply, Indústria e Comércio Ltda
Resina acrílica ativada termicamente para uso em microondas	Pó – co-polímero metacrilato de metila e metacrilato de butila, peróxido de benzoila, pigmentos acrílicos Líquido – metacrilato de metila, EDMA, inibidores	VIPI-WAVE	Dental Vipi Ltda
Resina acrílica pigmentada, ativada termicamente para uso em microondas e técnica convencional	Pó – co-polímero metil/etil metacrilato, acrilatos, plastificantes, peróxido de benzoila, corantes orgânicos	STG	Dental Vipi Ltda
Dente artificial	Resina acrílica	VIPI-DENT PLUS	Dental Vipi Ltda

\*Informações fornecidas pelo fabricante

Para os grupos experimentais, cujas próteses totais foram polimerizadas pelo ciclo convencional de banho de água por 9 horas a  $74^{\circ}\pm 2^{\circ}\text{C}$ , foi utilizada a resina acrílica convencional marca Lucitone<sup>®</sup> 550 (DENTSPLY Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, Rio de Janeiro), apresentada sob a forma de polímero rosa e incolor, e monômero (FIGURA 4.1). Para o grupo no qual as

próteses foram polimerizadas por energia de microondas, foi utilizada a resina acrílica Vipi Wave® (Dental VIPI Ind. Com. Imp. Exp. de Produtos Odontológicos, Pirassununga, São Paulo), apresentada sob a forma de polímero nas cores rosa médio, cristal e palato STG, e monômero (FIGURA 4.2). Nos grupos processados pela técnica de caracterização intrínseca foi utilizado o sistema de caracterização STG-VIPI, constituído de dois frascos de fibras estéticas nas cores roxa e vermelha e seis frascos de polímeros pigmentados nas cores rosa claro, rosa médio, rosa vermelho, rosa roxo, rosa marrom e rosa preto (FIGURA 4.3). Na confecção de todas as próteses totais foram utilizados dentes artificiais da marca Vipi Dent Plus®, modelo anterior 38 e posterior 34 L (33°)(FIGURA 4.4).



FIGURA 4.1. Resina acrílica Lucitone® polímero e monômero



FIGURA 4. 2. Resina acrílica VIPI WAVE® polímero e monômero

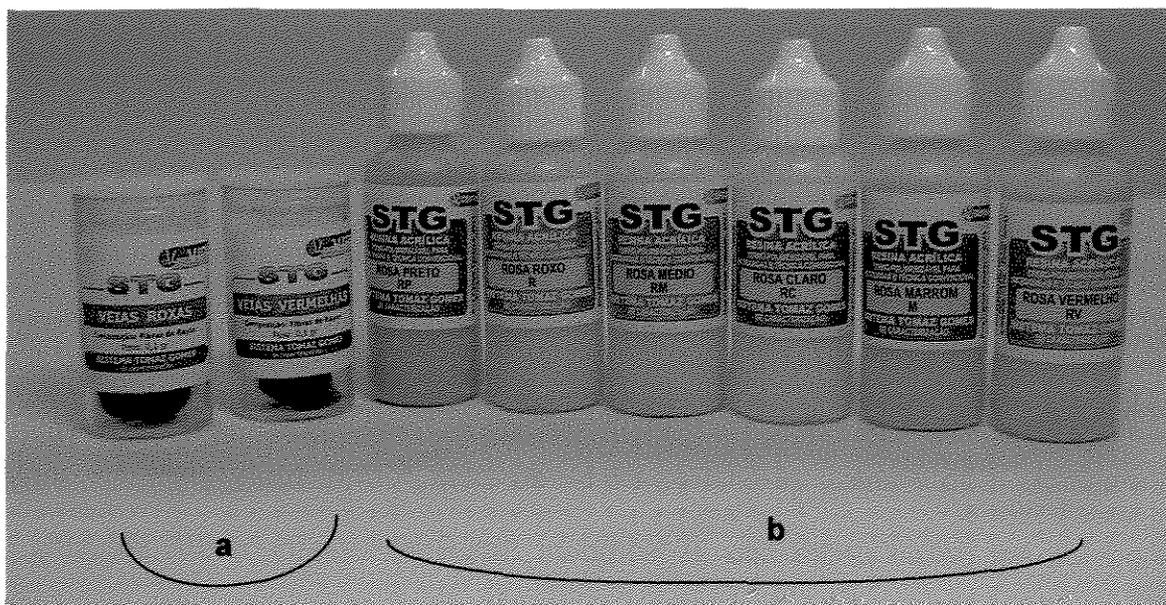


FIGURA 4.3. Kit para caracterização STG: a) frascos de fibras; b) frascos de polímeros pigmentados

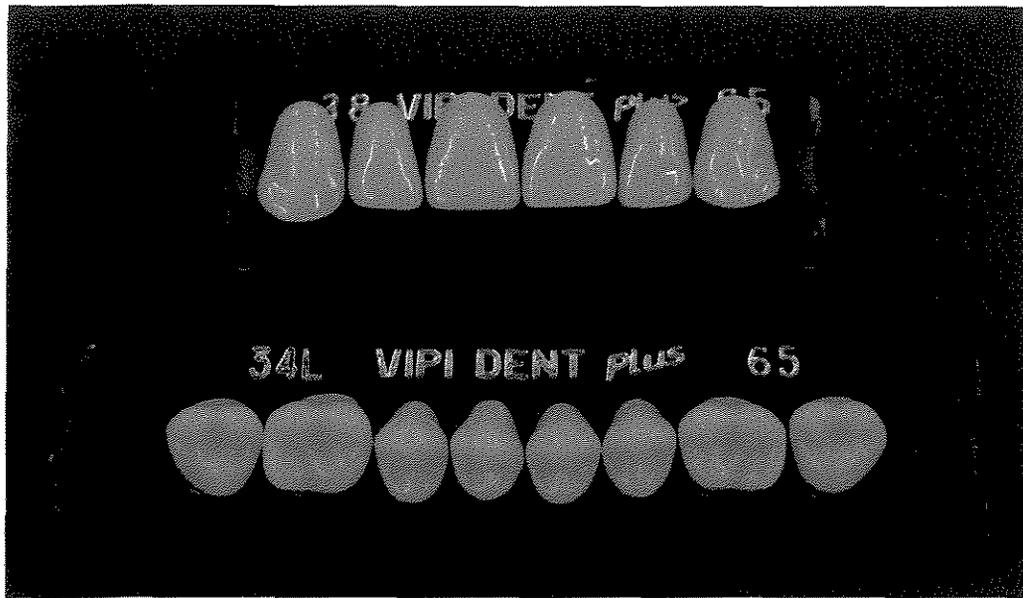


FIGURA 4.4. Dentes artificiais utilizados na confecção das próteses totais

## 4.2. MÉTODO

### 4.2.1. Preparo da prótese total superior

#### 4.2.1.1. Preparo dos modelos de gesso

A partir de um manequim representando uma arcada maxilar desdentada com rebordo normal, sem retenções ou irregularidades acentuadas, (FIGURA 4.5.a), foi obtido um molde de silicone industrial BX3 8001(Dow Corning, Campinas, São Paulo), (FIGURA 4.5.b) do qual foram confeccionados trinta modelos em gesso pedra tipo III Herodent Soli-Rock (Vigodent S/A Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, RJ), (FIGURA 4.5.c), proporcionado na relação 100g de pó para 30mL de água e manipulado de acordo com as instruções do fabricante.

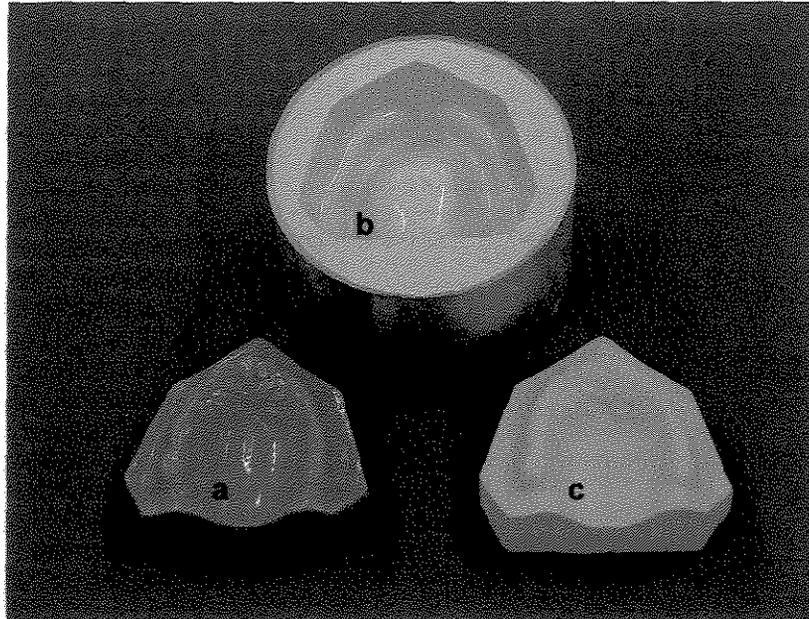


FIGURA 4.5. (a) Manequim, (b) molde de silicone, (c) modelo em gesso

#### 4.2.1.2. Confeção do conjunto modelo de gesso/base-de-prova/plano de cera

Sobre um modelo da arcada maxilar desdentada foi confeccionada uma base de prova com espessura aproximada de 2,5mm, utilizando um disco de PVC, em aparelho plastificador a vácuo BioArt (Equipamentos Odontológicos São Carlos, São Paulo, Brasil), conforme técnica descrita por REESON & JEPSON, em 1999. Em seguida, sobre esta base foi confeccionado um plano de orientação com cera nº7 (Epoxyglass<sup>®</sup>, Comércio e Indústria de Produtos Químicos Ltda., Diadema, SP) na região correspondente ao rebordo alveolar residual, com 1 cm de altura por 1cm de largura em toda sua extensão.

#### 4.2.1.3. Fixação do conjunto modelo de gesso-base de prova-plano de cera no articulador

O conjunto modelo de gesso-base de prova-plano de cera foi fixado com gesso tipo IV Herostone (Vigodent S/A, Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, RJ), na placa de montagem de um articulador semi-ajustável Mondial 4000 Profissional (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP), ajustado com distância intercondilar média, ângulo de Bennet 15° e ângulo de inclinação condilar 30°, em posição paralela à haste superior. Em seguida, para servir como modelo antagonista, propiciando um guia para montagem dos dentes artificiais, foi fixado sobre a placa de montagem localizada na haste inferior do articulador um modelo de arcada mandibular dentada reproduzido em gesso tipo IV Herostone. Este modelo foi convenientemente posicionado contra o plano de cera da base de prova do modelo superior, com o articulador com pino guia e mesa incisal no referencial zero.

A seguir foi realizada a montagem dos dentes artificiais com base na técnica preconizada por TURANO & TURANO (1993). Obtida a montagem dos dentes artificiais, a posição destes foi retificada de modo que as incisais dos incisivos centrais e a ponta das cúspides linguais dos dentes posteriores (primeiros pré-molares e primeiros molares) tocassem um mesmo plano oclusal, orientado por uma placa metálica fixada junto ao ramo superior do articulador (FIGURA 4.6).

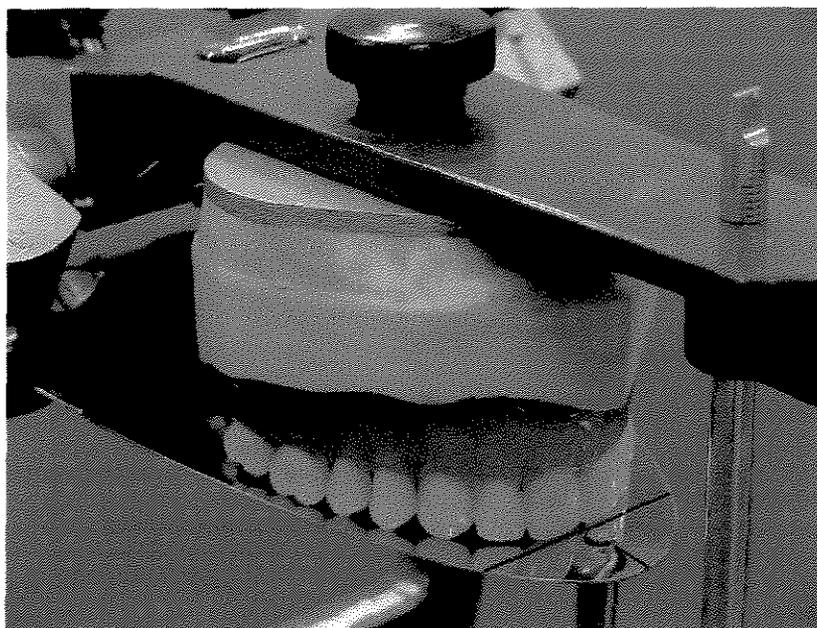


FIGURA 4.6. Conjunto modelo de gesso/ base de prova/ dentes artificiais posicionado sobre plano oclusal metálico adaptado ao ramo superior do articulador

Após o procedimento de montagem dos dentes artificiais e retificação do posicionamento dental em relação ao plano oclusal, o conjunto modelo de gesso-base de prova-dentes artificiais foi cuidadosamente removido do articulador e duplicado em um molde (FIGURA 4.7) de silicone industrial BX3 8001 (Dow Corning, Campinas, SP). No interior deste molde, dentes artificiais foram assentados em suas respectivas posições (FIGURA 4.8) e sobre estes, vertida cera derretida (banho-maria) até o completo preenchimento da cavidade. Um modelo de gesso em duplicata foi adaptado ao molde e mantido em posição até o completo esfriamento da cera. A seguir o conjunto modelo de gesso-base de prova-dentes artificiais foi cuidadosamente removido do molde. Desta maneira foi obtida cada réplica utilizada no trabalho (FIGURA 4.9).

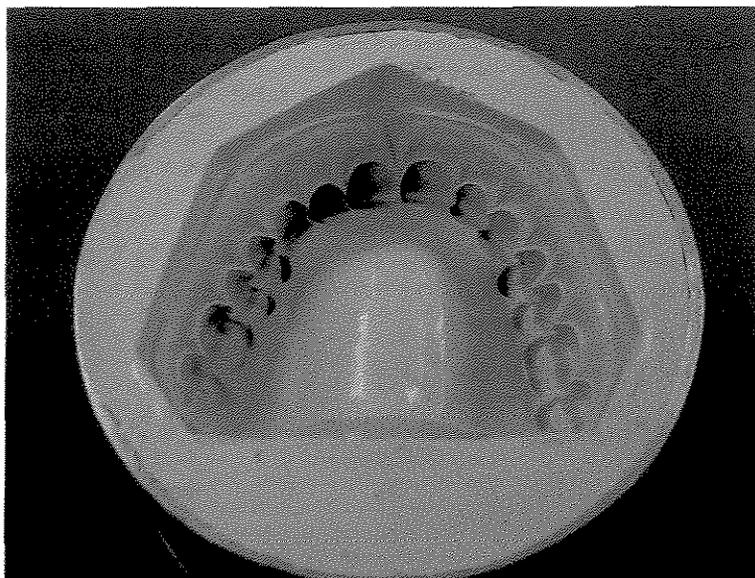


FIGURA 4.7. Molde de silicone do conjunto modelo de gesso/ base de prova/dentes artificiais

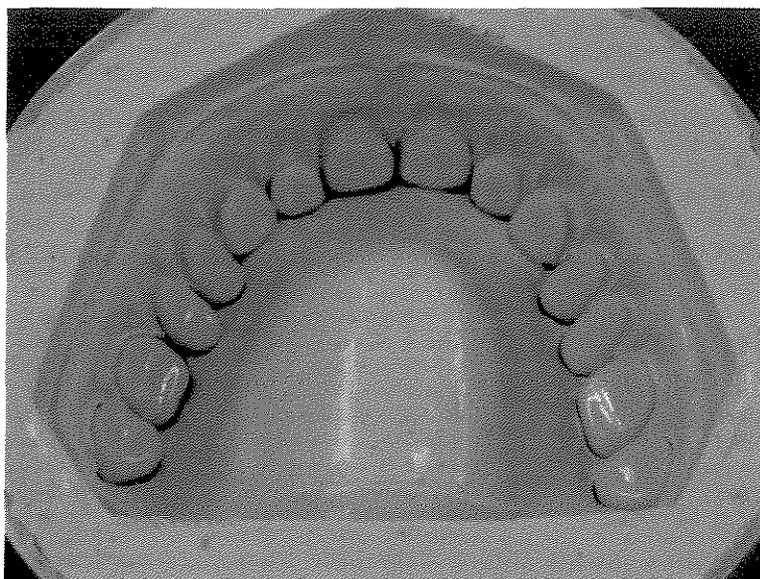


FIGURA 4.8. Dentes artificiais posicionados no molde de silicone

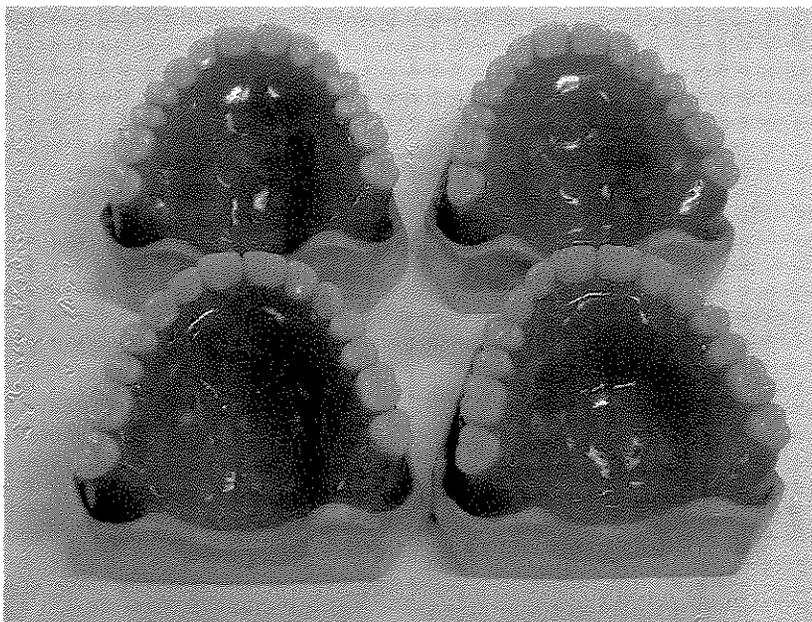


FIGURA 4.9. Réplicas do conjunto modelo de gesso-base de prova-dentes artificiais

#### 4.2.1.4. Confeção dos pontos referenciais para mensuração dos deslocamentos dentais

Para mensuração dos possíveis deslocamentos dos dentes nos momentos propostos, foram confeccionados pontos referenciais sobre a superfície dos dentes selecionados. Utilizando em baixa rotação uma broca espiral (Maillefer, Switzerland) com diâmetro de 0,45mm e parte ativa de 2mm, foram realizadas perfurações na região mediana da borda incisal dos incisivos centrais, no centro da cúspide palatina dos primeiros pré-molares e no centro da cúspide disto-palatina dos primeiros molares (FIGURA 4.10). Segmentos de fios ortodônticos de CrNi nº 18 (Dental Morelli, Sorocaba, SP) foram inseridos perpendicularmente ao longo eixo dos dentes e fixados com adesivo

instantâneo à base de cianocrilato Super Bonder (Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi. SP).

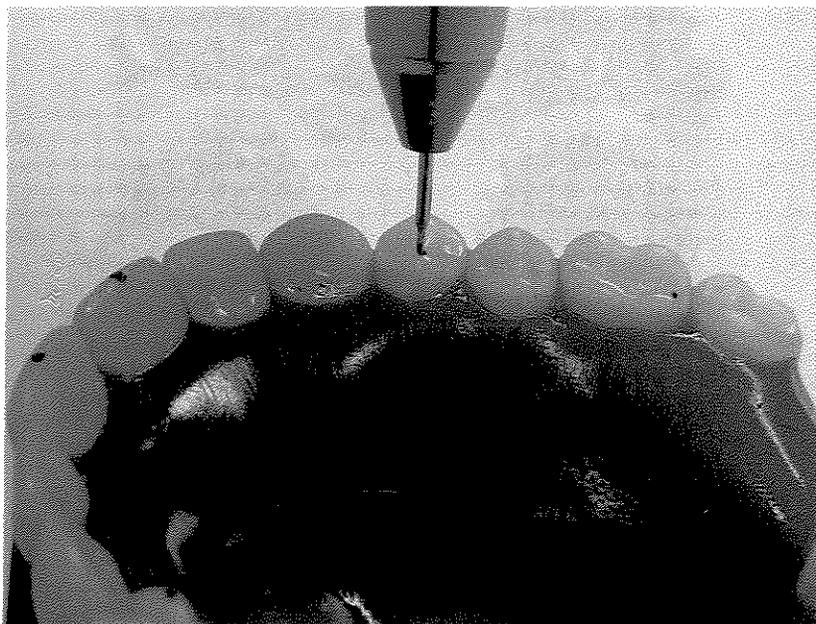


FIGURA 4.10. Perfuração da cúspide lingual do 1<sup>o</sup> pré-molar

#### 4.2.2. Grupos de amostras

Os conjuntos modelo de gesso-base de prova-dentes obtidos foram aleatoriamente separados em 3 grupos experimentais de 10 conjuntos cada, a fim de serem submetidos aos seguintes tratamentos:

GRUPO 1- processamento de caracterização intrínseca da resina, polimerização por energia de microondas;

GRUPO 2- processamento convencional da resina, polimerização em água aquecida a  $74^{\circ}\pm 2^{\circ}\text{C}$  por 9 horas;

GRUPO 3- processamento de caracterização intrínseca da resina, polimerização em água aquecida a  $74^{\circ}\pm 2^{\circ}\text{C}$  por 9 horas.

#### 4.2.3. Mensuração das distâncias entre os pontos referenciais

A determinação dos pontos de mensuração foi baseada em adaptação de metodologia descrita por VIEIRA, em 1962, de acordo com as seguintes distâncias no plano horizontal: A) látero-laterais - entre os incisivos centrais (I-I'), primeiros pré-molares (P-P') e primeiros molares (M-M') e B); ântero-posteriores-entre incisivos central e pré-molar direitos (I-P), incisivo central e pré-molar esquerdos (I'-P'), entre pré-molares e molares direitos (P-M) e pré-molares e molares esquerdos (P'-M') (FIGURA 4.11). As mensurações foram realizadas com microscópio comparador linear modelo STM (Olympus Optical Co., Tóquio, Japão), com precisão de 0,0005mm (FIGURA 4.12) nos seguintes momentos:

- 1- antes da inclusão (na fase de enceramento);
- 2- após polimerização, acabamento, polimento e armazenagem em água destilada a  $37^{\circ}\pm 2^{\circ}\text{C}$  por 30 dias.

Para cada distância considerada foi realizado um ajuste fino de foco, sendo que o retículo ótico mensurador da lente ocular era posicionado tangencialmente à borda interna da imagem dos pontos referenciais circulares, estando a base do modelo de gesso localizada paralelamente ao plano horizontal da plataforma móvel do microscópio.

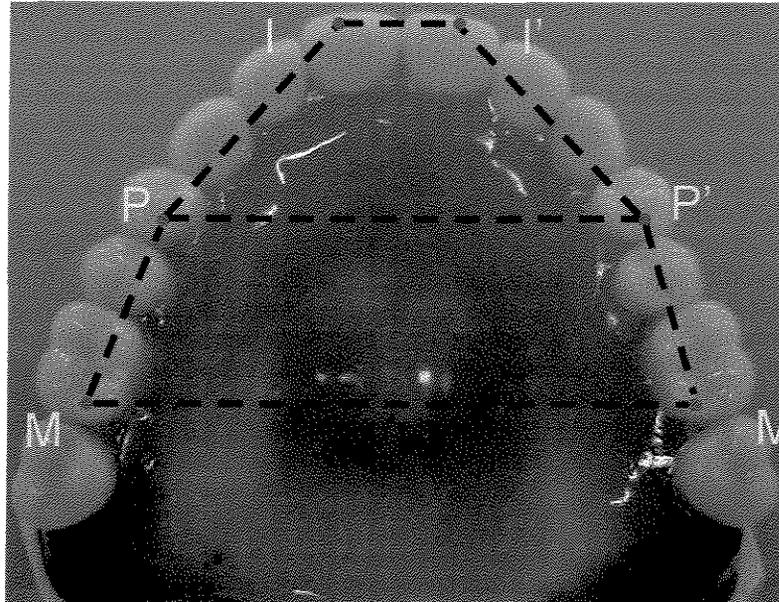


FIGURA 4.11. Esquema gráfico representativo das distâncias látero-laterais e ântero- posteriores mensuradas em cada prótese

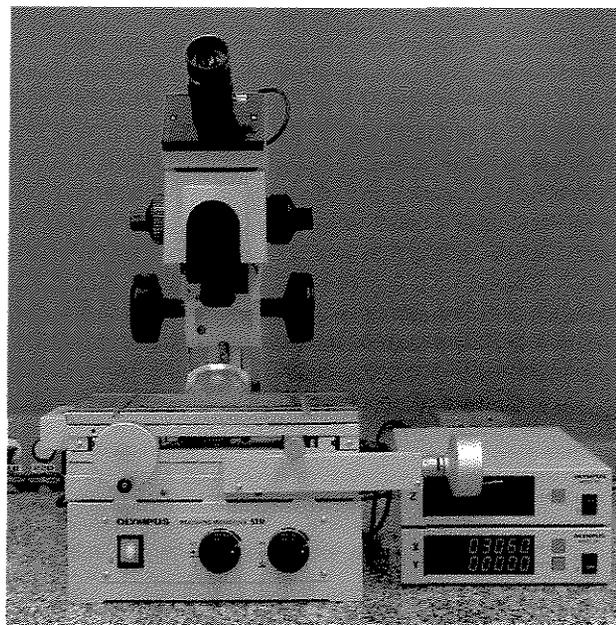


FIGURA 4.12. Microscópio comparador linear Olympus, modelo STM

#### 4.2.4. Inclusão do conjunto modelo de gesso/ base-de-prova/ dentes artificiais

Os modelos de gesso foram isolados com vaselina em pasta (Labcenter, Campinas, SP) e fixados na parte inferior das muflas com gesso tipo II (Gesso Rio, Rio Claro, SP), proporcionado na relação 100g de pó para 50mL de água e espatulado manualmente em gral de borracha por 1 minuto de acordo com as instruções do fabricante. Para os conjuntos pertencentes ao grupo 1 (polimerização por energia de microondas) a inclusão ocorreu em muflas de polímero reforçadas com fibra de vidro VIPI-STG (Dental Vipi Ltda, Indústria de Comércio Importação e Exportação de Artigos Odontológicos, Pirassununga, SP). Para os conjuntos pertencentes aos grupos 2 e 3 (polimerização em água aquecida) a inclusão ocorreu em muflas metálicas nº6 DCL (Dental Campineira Ltda, Campinas, São Paulo), conforme FIGURA 4.13.

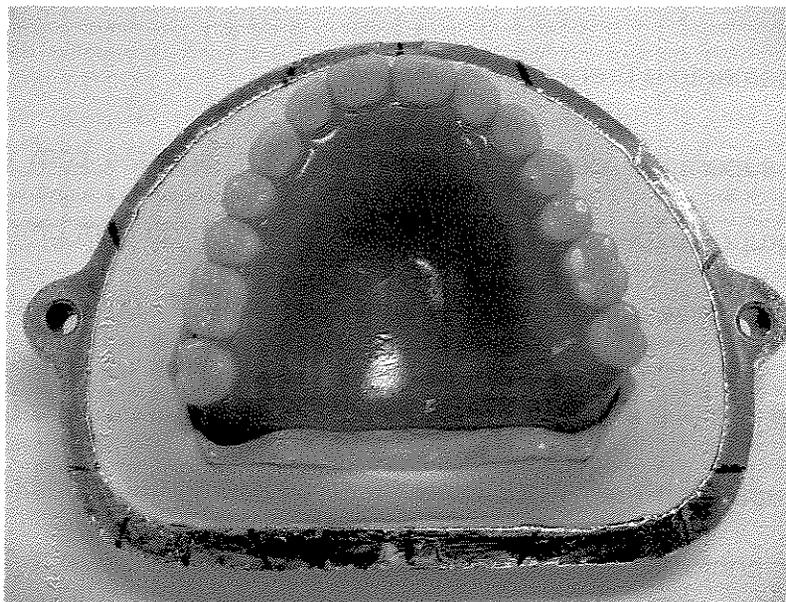


FIGURA 4.13. Inclusão do modelo na parte inferior da mufla metálica

Decorridos 30 minutos, a superfície do gesso de fixação foi isolada com vaselina em pasta, e sobre o conjunto incluído na mufla foi erguida uma muralha em gesso (GRANT,1962; ZAKHARI,1976) tipo IV Herodent (Vigodent S/A) manipulado na proporção de 100g de pó para 22mL de líquido, espatulado manualmente por um minuto, segundo recomendação do fabricante. Após a presa do gesso especial, a parte superior da mufla foi posicionada e preenchida totalmente com gesso pedra tipo II espatulado conforme as recomendações do fabricante, sendo mantidas em prensa de bancada por 1 hora. Após este período, as muflas foram liberadas da prensa e colocadas em água em ebulição por 5 minutos, a fim de plastificar a cera. Após a remoção da água fervente, as muflas foram abertas e as bases removidas. Em seguida, os dentes e as superfícies de gesso foram lavados com água aquecida e detergente líquido, para remoção dos remanescentes de cera e vaselina.

#### 4.2.5. Processamento e prensagem das amostras

As superfícies de gesso na mufla foram isoladas com Cel-Lac (S. S. White), e os grupos experimentais processados de acordo com uma das técnicas: caracterização intrínseca (G1 e G3) ou convencional (G2), como visto a seguir:

GRUPOS 1 e 3: Foram confeccionadas próteses pelo processamento de caracterização intrínseca, utilizando resinas pigmentadas, fibras coloridas e resina incolor conforme técnica descrita por GOMES *et al.*, em 1998. A resina caracterizada foi obtida através da distribuição intercalada de fibras, cobertas por camadas de polímero pigmentado, saturadas pelo gotejamento de monômero. As

fibras de caracterização foram desfiadas sobre uma placa de vidro. Na cavidade do molde, com auxílio de pincel nº04 (TIGRE), as fibras de caracterização foram espalhadas uniformemente por toda face correspondente à vestibular do modelo. Utilizando resina pigmentada, foi realizada na hemiarcada, a deposição da primeira camada de polímero, com espessura aproximada de 1mm até cobrir totalmente as fibras dispostas anteriormente na região localizada próximo ao colo dos dentes artificiais (FIGURA 4.14a). A seguir, esta camada foi saturada pelo gotejamento de monômero (FIGURA 4.14b). A quantidade de monômero necessária para saturação foi verificada através de inspeção visual. Sobre esta aplicação distribuiu-se uma segunda porção de fibras de caracterização do mesmo modo como descrito anteriormente (FIGURA 4.14c), sendo realizada nova deposição de polímero e saturação com monômero (segunda camada). Para a terceira camada, foi feita nova deposição de polímero e saturação (FIGURA 4.14d; 4.14e ). Sobre a terceira camada, foi pulverizada uma fina camada de polímero. A caracterização do hemiarco oposto foi realizada como descrito anteriormente (FIGURA 4.14f) e, finalmente realizada saturação com monômero (FIGURA 4.14g) e depositada resina acrílica incolor no estado fluido, proporcionada e manipulada conforme recomendação do fabricante (FIGURA 4.14h). Sobre esta aplicação, foi interposto um filme de polietileno. A mufla foi fechada e levada a uma prensa hidráulica de bancada (Delta Máquinas Especiais, Vinhedo, SP) aplicando carga lenta e gradual até 500kgf de pressão para remoção do excesso de material. Após a abertura da mufla, remoção do filme e recorte dos excessos de resina acrílica com lâmina de bisturi nº 15 (FIGURA 4.14i), a prensagem final foi efetuada pela

técnica de rotina, com pressão de 1.250 kgf, durante 30 minutos. Após este período as muflas foram levadas para polimerização.

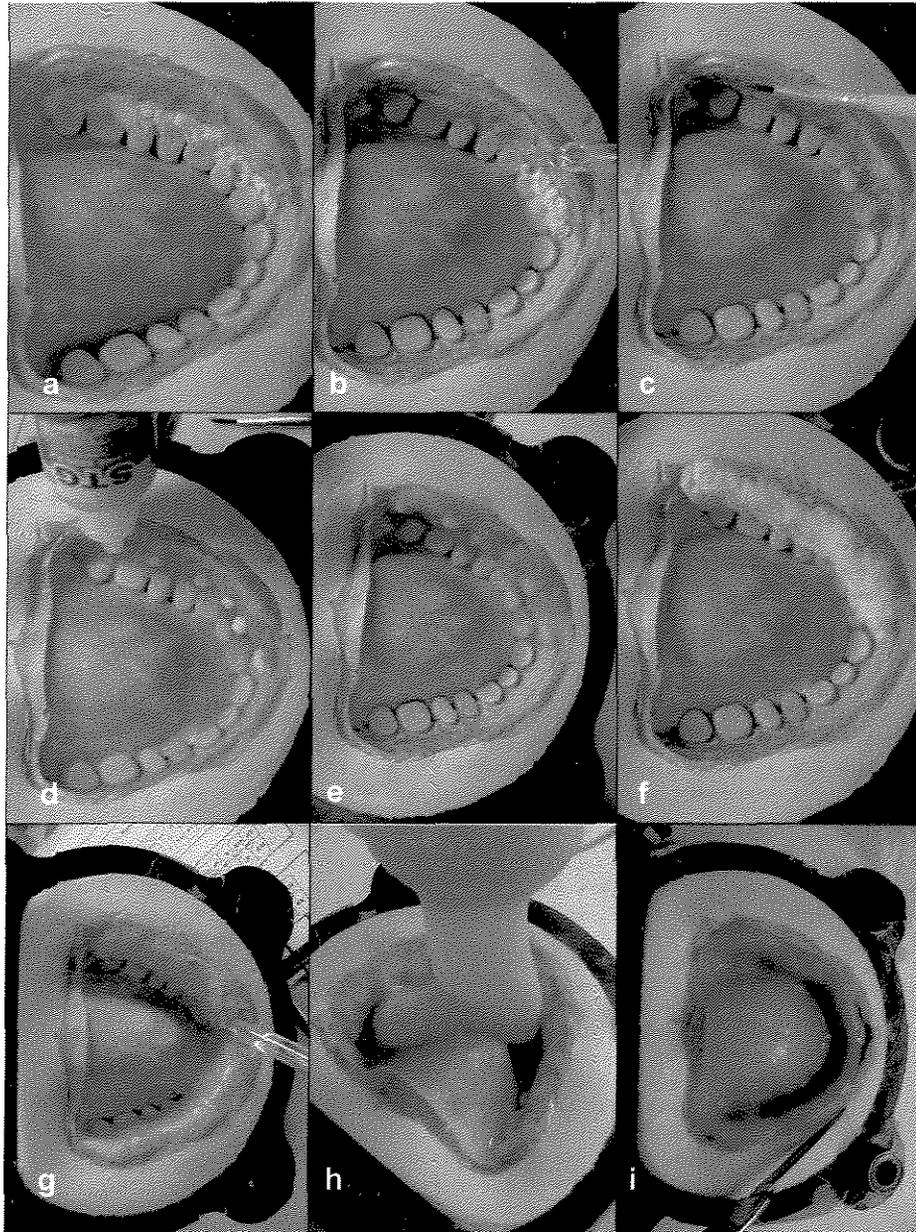


FIGURA 4.14. Confeção de prótese total pela técnica de caracterização intrínseca

GRUPO 2 (Controle): Foram confeccionadas próteses em resina acrílica, obtidas pelo processamento convencional, ou seja, técnica de compressão em molde da resina na fase plástica (CRAIG *et al.*,1996; ANUSAVICE, 1998). A proporção volumétrica para manipulação recomendada pelo fabricante foi de três partes de pó para uma de líquido em volume, obtida em frasco graduado que acompanha o produto. Em um pote de vidro, a resina acrílica foi manipulada por 30 segundos, aguardando-se até que atingisse a fase plástica ( $\pm 7$  minutos). Na fase plástica, a resina foi homogeneizada manualmente, adaptada sobre os dentes e gesso de inclusão, em seguida a parte superior da mufla foi adaptada e o conjunto levado à prensagem inicial efetuada em prensa hidráulica de bancada (Delta Máquinas Especiais, Vinhedo, SP) aplicando carga lenta e gradual até atingir 500kgf de pressão, para remoção do excesso de material. Durante a prensagem inicial, um filme de polietileno permaneceu interposto entre a resina acrílica e o molde de gesso de inclusão.

Após a abertura da mufla, remoção do filme interposto e recorte dos excessos de resina acrílica com lâmina de bisturi nº 15, a prensagem final foi efetuada pela técnica de rotina, com pressão de 1.250 kgf, durante 30 minutos. As muflas foram retiradas da prensa hidráulica e transferidas para prensas de grampo sendo então levadas para polimerização.

#### 4.2.6. Polimerização das amostras

Amostras do grupo 1 foram confeccionadas com resina acrílica Vipi Wave<sup>®</sup> (Dental Vipi Ltda., Indústria de Comércio Importação e Exportação de Artigos Odontológicos, Pirassununga, SP), e polimerizadas em forno de microondas modelo *AW42 Continental 2001* (Continental Eletrônica da Amazônia Ltda, Manaus, AM) com potência de saída de 1400W e frequência de operação de 2450MHz, sendo submetidas à irradiação conforme recomendação do fabricante da resina acrílica, durante 20 minutos a 10% de potência, seguidos de 5 minutos com 40% de potência.

As amostras dos grupos 2 e 3, foram confeccionadas com resina acrílica Lucitone<sup>®</sup> (Dentsply, Indústria e Comércio, Ltda, Petrópolis, RJ); polimerizadas em termopolimerizadora de controle automático modelo P-100 (Termotron Equipamentos, Piracicaba, SP), com água à temperatura ambiente e regulada para o ciclo de polimerização de 9 horas a  $74^{\circ}\pm 2^{\circ}\text{C}$ .

Após o esfriamento, as muflas foram abertas e as próteses foram cuidadosamente desincluídas. Em seguida, com auxílio de uma espátula nº 7 atuando como alavanca, na região posterior do palato, as próteses foram separadas dos modelos de gesso sendo os excessos e irregularidades da resina removidos com pedras abrasivas, tiras de lixa e frezas do tipo Maxicut. A seguir as próteses totais foram submetidas ao polimento em torno de bancada, com utilização seqüencial de pasta de pedra-pomes e água aplicadas com escova de pelo e roda de pano, seguido do uso de pasta de branco de Espanha e água com

rodas de feltro (ULUSOY *et al.*, 1986), aplicadas na superfície externa da prótese durante 15 segundos para cada tipo de abrasivo, sempre por um mesmo operador, com pressão suave e contato intermitente sob refrigeração água. Em seguida, as próteses de todos os grupos foram armazenadas em água destilada, em estufa à temperatura de  $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$  durante um período de 30 dias. Após este período, as próteses foram posicionadas sobre o modelo de gesso recuperado e realizada leitura em microscópio comparador para mensuração das distâncias de deslocamento entre os dentes.

#### 4.2.7. Análise estatística dos resultados

Os dados obtidos nas mensurações das distâncias entre os dentes foram tabulados e enviados à análise estatística, sendo submetidos ao teste de Kruskal-Wallis e a testes de comparações múltiplas com nível de significância mínima de 5%.



## 5. RESULTADOS

Neste trabalho foram avaliadas 30 próteses totais, referentes a três grupos de processamento, cada um contendo 10 amostras. Em cada grupo foram realizadas duas leituras: inicial e final. A variável de interesse foi distância entre dentes. Foram mensuradas sete distâncias em cada prótese, sendo três distâncias látero-laterais (I-I', P-P' e M-M') e quatro distâncias ântero-posteriores (I-P, P-M, I'-P' e P'M'). Os resultados originais das leituras das distâncias, bem como os testes necessários à verificação das pressuposições inerentes à aplicação dos testes estatísticos encontram-se dispostos no Apêndice.

Tendo em vista que o interesse do estudo foi verificar diferenças entre os grupos de processamento (tratamentos), utilizou-se a diferença relativa dos valores de deslocamento dental obtidos entre as leituras inicial e final. Considerando-se para cada prótese  $j$  do tratamento  $i$  a leitura final ( $LF_{ij}$ ) e a leitura inicial ( $LI_{ij}$ ) tem-se que a diferença relativa percentual absoluta  $D_{ij}$  é dada por:

$$D_{ij} = ABS \left[ 100 \times \left( \frac{LF_{ij} - LI_{ij}}{LI_{ij}} \right) \right]$$

O uso da diferença relativa percentual permitiu eliminar possíveis discrepâncias existentes entre as medidas iniciais em cada distância, fornecendo assim uma análise apropriada das variações ocorridas entre os grupos de processamento. Além disso, utilizou-se valor absoluto, uma vez que tanto a

ocorrência de expansão (expressa em valor positivo) como de contração (valor negativo), seriam indícios da ocorrência de deslocamento dental.

A partir da aplicação de testes estatísticos preliminares (págs.107 a 109) verificou-se que resultados mais consistentes foram obtidos, em cada distância, com utilização de metodologia não-paramétrica. Assim, com o intuito de uniformizar procedimentos, foi realizado, para cada medida, o teste de Kruskal-Wallis. A TABELA 5.1 apresenta valores referentes ao teste, com os respectivos p-valores, em cada uma das sete distâncias estudadas. São indicadas ainda as distâncias onde se detectam diferenças estatisticamente significativas ao nível de 5% de significância.

TABELA 5.1. Teste de Kruskal-Wallis para as distâncias ântero-posteriores e látero-laterais nos grupos de processamento.

	I-I'	I-P	P-M	I'-P'	P'-M'	P-P'	M-M'
Valor de H	0,730	4,834	6,893	4,895	8,462	8,596	2,818
p-valor	0,7041	0,0882	0,0278	0,0845	0,0113	0,0104	0,2518
Significância a 5%	NÃO	NÃO	SIM	NÃO	SIM	SIM	NÃO

A partir da análise dos dados verifica-se que existem diferenças estatisticamente significativas, ao nível de 5%, entre os grupos de processamento quando se consideram as distâncias P-M, P'M' e P-P'. A fim de determinar em quais grupos de processamento ocorreram essas diferenças, foram realizados testes de comparações múltiplas não-paramétricos, com resultados apresentados a seguir.

## 5.1. Distâncias látero-laterais

As médias das diferenças percentuais das distâncias entre dentes látero-laterais I-I' e P-P' e M-M' são apresentadas na TABELA 5.2 e FIGURA 5.1. Verifica-se que para as distâncias I-I' e M-M' não ocorreram diferenças estatísticas significativas entre os grupos de processamento ( $p>0,05$ ). No entanto para a distância látero-lateral P-P', foi constatada diferença estatística significativa ( $p<0,05$ ) entre o grupo de processamento 1 (1,26%) e os grupos 2 e 3 (0,32 e 0,30%, respectivamente), e que estes não diferiram estatisticamente entre si ( $p>0,05$ ).

TABELA 5.2. Médias e desvios-padrão das diferenças percentuais absolutas das distâncias entre dentes látero-laterais nos grupos de processamento.

	I-I'	P-P'	M-M'
G1(Carac/micro)	1,74 (0,87) a	1,26 (1,15) a	0,68 (0,33) a
G2(Conv/H <sub>2</sub> O)	1,93 (0,73) a	0,32 (0,24) b	0,63 (0,15) a
G3 (Carac/ H <sub>2</sub> O)	1,64 (0,70) a	0,30 (0,12) b	0,49 (0,21) a

Médias seguidas por letras iguais em colunas, não diferem estatisticamente considerando um n.m.s de 5%.

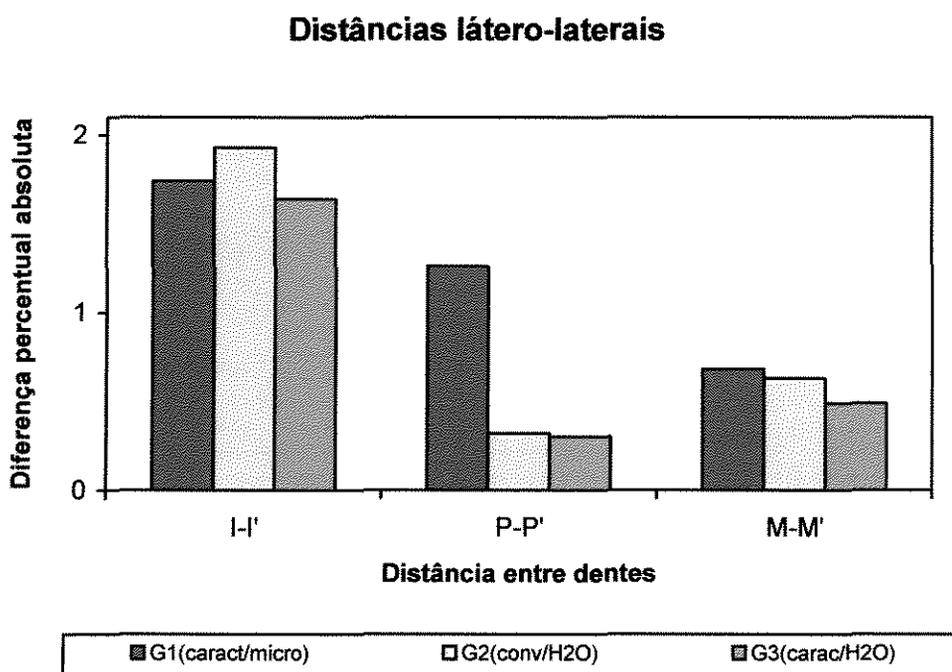


FIGURA 5.1. Ilustração gráfica das médias das diferenças percentuais absolutas das distâncias entre dentes látero-laterais, em função dos grupos de processamento.

## 5.2. Distâncias ântero-posteriores

As médias das diferenças percentuais das distâncias entre dentes ântero-posteriores I-P e P-M e I'-P' e P'-M' são apresentadas na TABELA 5.3 e FIGURA 5.2. Verifica-se que para as distâncias I-P e I'-P' não ocorreram diferenças estatísticas significativas entre os grupos de processamento ( $p > 0,05$ ). Para a distância ântero-posterior P-M, foi constatada diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre o grupo de processamento 3 (1,42%) e o grupo 2 (2,01%), sendo que o grupo 1 (1,79%) não diferiu estatisticamente dos demais. Para a distância ântero-posterior P'-M', foi constatada diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre o grupo 1 (1,46%) e o grupo 2 (2,05%), sendo que o grupo 3 (1,93%) não diferiu estatisticamente dos demais.

TABELA 5.3. Médias e desvios-padrão das diferenças percentuais absolutas das distâncias entre dentes ântero-posteriores nos grupos de processamento

	I-P	P-M	I'-P'	P'-M'
G1(Carac/micro)	1,19 (0,31) a	1,79 (0,50) ab	0,64 (0,29) a	1,46 (0,51) a
G2(Conv/H <sub>2</sub> O)	0,83 (0,33) a	2,01 (0,35) b	0,55 (0,23) a	2,05 (0,29) b
G3 (Carac/ H <sub>2</sub> O)	1,14 (0,80) a	1,42 (0,80) a	0,83 (0,31) a	1,93 (0,40) ab

Médias seguidas por letras iguais em colunas, não diferem estatisticamente considerando um n.m.s de 5%.

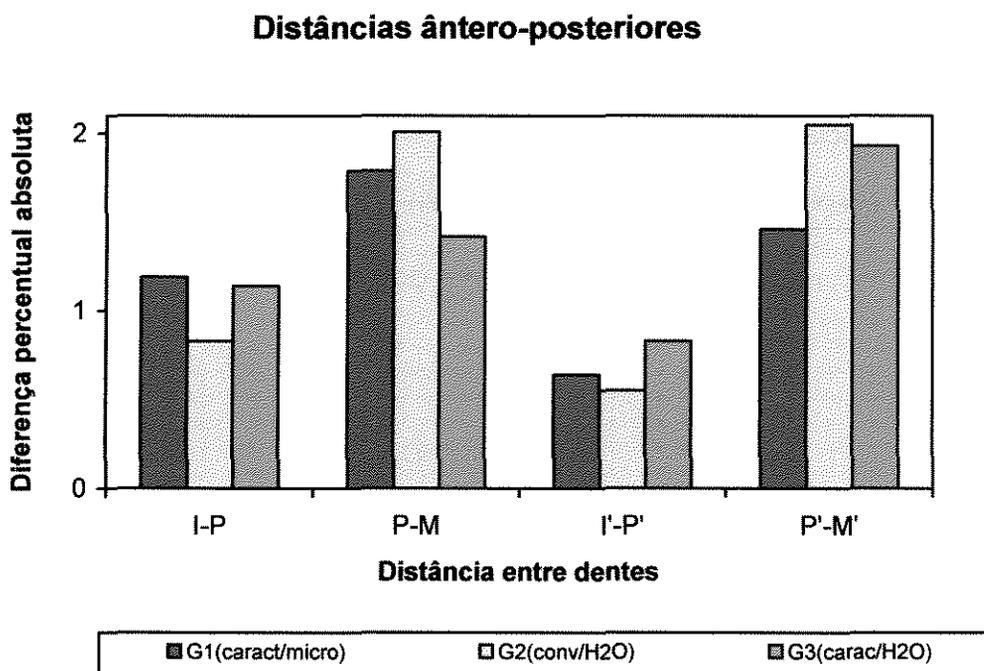


FIGURA 5.2. Ilustração gráfica das médias das diferenças percentuais absolutas das distâncias entre dentes látero-laterais, em função dos grupos de processamento.

## 6 - DISCUSSÃO

Este trabalho avaliou a movimentação linear de dentes artificiais em próteses totais superiores confeccionadas pela técnica de caracterização intrínseca das bases de resina acrílica conforme preconizou GOMES *et al.*, em 1998, polimerizadas segundo os métodos, água aquecida e energia de microondas, comparando-as com próteses obtidas por processamento convencional.

A movimentação dos dentes artificiais, durante o processamento da resina acrílica, altera a harmonia do esquema oclusal obtido ao final do estágio de prova em cera (VIEIRA, 1962; ABUZAR, *et al.*, 1995) conduzindo, invariavelmente, a modificações posicionais que necessitam, em maior ou menor grau, de ajustes corretivos (RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI, 1996; POMÍLIO *et al.*, 1996). Esta movimentação merece atenção especial, pois provoca aumento da dimensão vertical de oclusão em proporção de duas a quatro vezes maior que o deslocamento dental que a produz; mesmo sem se considerar o efeito somatório dessas alterações quando ambas as arcadas estiverem articuladas (MAHLER, 1951).

Embora a alteração de posicionamento de dentes artificiais já tenha sido extensivamente investigada (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959; VIEIRA, 1962; GRANT, 1962; WOELFEL *et al.*, 1965; LAM, 1965; ZAKHARI, 1976;

GARFUNKEL, 1983; WOLFAARDT *et al.*, 1986; POLYZOIS *et al.*, 1987; LATTA *et al.*, 1990; ABUZAR *et al.*, 1995; RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI, 1996; POMÍLIO *et al.*, 1996; KIMPARA & MUENCH, 1996), a busca por seu entendimento parece ser ainda uma preocupação atual (CHEN *et al.*, 1998; JAMANI & ABUZAR, 1998; NOGUEIRA *et al.*, 1999; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999; ZANNETTI, 1999; WONG *et al.*, 1999, BARNABÉ, 2000; COSTA *et al.*, 2001; SHIBAYAMA, 2002; CONSANI, 2002, KEENAN *et al.* 2003), fato que motivou a realização do presente trabalho

#### a) Distâncias látero-laterais

Observando-se a TABELA 5.2 e FIGURA 5.1 (pág. 82) que representam as médias das distâncias lineares látero-laterais, verifica-se que as distâncias I-I' e M-M' não apresentaram diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ) entre os grupos de processamento. Para a distância P-P', no entanto, o teste de Kruskal-Wallis indicou diferença entre os grupos ( $p < 0,05$ ). Sendo assim, procedeu-se ao teste de comparações múltiplas que indicou diferença estatística significativa entre o grupo 1 (processamento de caracterização intrínseca com polimerização em microondas) com média de variação percentual (1,26%) superior aos valores encontrados nos grupos 2 e 3 (0,32 e 0,30%, respectivamente).

A análise dos resultados obtidos neste estudo, prescinde da percepção dos inúmeros fatores envolvidos no relacionamento entre processamento da resina acrílica e movimentação dental. O ponto de partida poderia ser a compreensão da natureza física deste material que exhibe, invariavelmente,

contração de polimerização, mesmo se considerando um correto proporcionamento entre pó/líquido durante a manipulação (ANUSAVICE, 1998). Sendo assim, a ocorrência de alterações dimensionais e/ou posicionais durante a confecção de prótese total é um evento esperado.

De acordo com trabalhos sobre a movimentação de dentes em prótese total publicados anteriormente, este fenômeno poderia também estar associado a: pressão interna presente durante a prensagem (MAHLER, 1951); distorção da cera da base de prova durante armazenagem, forma da prótese total e procedimentos de acabamento e polimento (VIEIRA, 1962); expansão de presa do gesso durante a inclusão (GRANT, 1962); espessura da base e variações de forma e tamanho (WOELFEL, 1965); ângulo de inclinação do modelo na mufla e excesso de resina durante a prensagem (LAM, 1965); diferença entre a expansão térmica da resina e do gesso e a pressão exercida sobre os dentes durante a prensagem (ZAKHARI, 1976); inabilidade técnica do profissional (WOELFEL, 1977); forma e profundidade do palato (ABUZAR *et al.*, 1995); e relaxamento da tensão residual interna no molde de gesso após esfriamento (KOMIYAMA & KAWARA, 1998). WOOLFAARDT, em 1986, ressaltava a natureza complexa das variáveis de processamento envolvidas, tornando impossível a determinação um fator causal único; afirmativa prudente e plenamente aplicável ao presente trabalho.

Observando-se o comportamento das distâncias látero-laterais, I-I' e M-M' verificou-se que nestas, não ocorreu diferença estatística significativa. Em

hipótese, um dos fatores que poderia ter contribuído para isto ocorresse seria o método de inclusão utilizado. A aplicação de camada de gesso IV ao redor dos dentes e a inclusão complementar em gesso tipo II, restringiria a movimentação dentária decorrente do fenômeno de expansão da resina (GRANT, 1962; ZAKHARI, 1976). CONSANI, em 2002, observara que o molde de gesso poderia manter os dentes retidos na base de resina, próximos da posição inicial estabelecida antes da polimerização, independente da alteração dimensional ocorrida no sentido transversal durante a polimerização, e que, posteriormente, após a desinclusão essa movimentação seria mínima, fazendo com que não ocorressem diferenças detectáveis estatisticamente.

Para a distância látero-lateral P-P', no entanto, a existência de diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) indica que outra combinação de variáveis pode ter prevalecido. A diferença estatística apresentada pelo grupo 1, nesta distância, poderia estar relacionada a algum fator ligado à polimerização em microondas, como por exemplo a inclusão em muflas especiais reforçadas, diferentes das muflas metálicas utilizadas para a inclusão das próteses dos grupos 2 e 3 (banho de água aquecida). RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI, em 1996, mostraram que as distorções ocorridas nas bases das próteses totais podem comprometer a inclinação das cúspides dos dentes posteriores. Este fenômeno seria traduzido por um movimento de rotação lateral dos dentes posteriores no plano frontal, fazendo com que as cúspides não mantivessem o mesmo posicionamento obtido durante a

fase de montagem em cera, acarretando desta forma, alteração de posicionamento dentário detectável estatisticamente.

Trabalhos publicados anteriormente (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959; LATTA, 1990; KIMPARA & MUENCH, 1996; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999; BRAUN *et al.* 2000), constataram a ocorrência de maior contração na distância molar a molar, cuja justificativa seria a contração térmica diferencial entre o modelo de gesso e resina acrílica, causando tensão residual na prótese processada e a posterior liberação de tensões que ocorreria quando a prótese fosse separada do modelo, seguida da recuperação pela expansão que ocorre em decorrência da absorção durante a armazenagem em água. WOELFEL *et al.*, em 1965, observaram que uma das importantes causas para a ocorrência de maior contração nesta posição seria a forma da prótese, além da espessura da base. Esta última especialmente importante porque governa a rigidez, limitando o grau de contração da prótese. No presente trabalho, a espessura de 2,5mm da base associada a profundidade, tamanho e forma do palato, parecem ter sido suficientes para promover estabilização dos dentes na região posterior, na altura da distância molar a molar. Há que se lembrar ainda que a expansão linear associada com a sorção de água durante o armazenamento pode ter compensado em parte a contração ocorrida durante o processamento da resina (WONG *et al.*, 1999).

## b) Distâncias ântero-posteriores

Observando-se as TABELA 5.3 e FIGURA 5.2 (pág. 80) que representam as médias das distâncias lineares ântero-posteriores verifica-se que as alterações ocorridas não apresentaram diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ) entre os grupos de processamento, quando consideradas as distâncias I-P, e I'-P'. Nas distâncias P-M e P'M' foram detectadas diferenças estatísticas ( $p < 0,05$ ) que ocorreram em grupos diferentes em cada situação.

A análise desses resultados parece indicar a presença de movimentação linear assimétrica entre os grupos de processamento, sem maior repercussão para determinação de um grupo de processamento preponderante. A justificativa para esse comportamento poderia ser encontrada no trabalho de WOLFAARDT *et al.*, de 1986, o qual verificou que as alterações dimensionais que ocorrem durante o processamento não são uniformes, variando de acordo com a espessura da resina submetida à polimerização e seriam dependentes da localização na mufla, possuindo relacionamento estatisticamente significativo com as variáveis de processamento, demonstrando assim toda a complexidade envolvida no processo. Sabe-se também que alteração dimensional pode variar conforme o local de mensuração (KIMPARA & MUENCH, 1996), influenciando diretamente os resultados obtidos; e que ainda podem ocorrer durante a fase de acabamento e polimento da prótese (VIEIRA, 1962). A mesma opinião é compartilhada por ABUZAR *et al.*, em 1995, que constataram uma tendência de

movimentação dos dentes para fora após os procedimentos de acabamento e polimento, a despeito da forma do palato presente.

Quando observadas todas as distâncias conjuntamente e considerando os resultados encontrados com diferença estatística significativa, verifica-se que estas foram esparsas e não conclusivas no que se refere determinação de um tratamento mais favorável. Ao nível de 5% de significância, em quatro das sete distâncias verificadas não foram detectadas diferenças entre os grupos de processamento (tratamentos). Além disso, nas três distâncias em que foram detectadas diferenças estatísticas significativas (P-M, P'-M' e P-P') a diferença mais favorável ocorreu, em cada distância, entre grupos de processamento diferentes.

Numa extrapolação para a clínica estes resultados provavelmente não teriam relevância e não permitem a determinação sobre qual seria a combinação entre técnica de processamento e método de polimerização mais favorável para confecção de prótese total. Na prática, a escolha do profissional certamente será baseada em critérios individuais e particulares que considerem por exemplo o domínio da técnica de processamento empregada, o tempo de confecção despendido, o resultado estético a ser alcançado, além de outros fatores.

A constatação de que diversos trabalhos encontrados na literatura sobre o relacionamento entre processamento da resina acrílica e a movimentação de dentes artificiais não tenham detectado diferenças entre os grupos experimentais (GARFUNKEL, 1983; KIMPARA & MUENCH, 1996; CHEN *et al.* ,

1998; NOGUEIRA *et al.*, 1999; ZANNETTI, 1999; WONG *et al.*, 1999; COSTA *et al.*, 2001; CONSANI, 2002), em oposição a outras pesquisas que determinaram a existência de um grupo preponderante (POLYZOIS *et al.*,1987; TAKAMATA & SETCOS,1989, LATTA *et al.*,1990; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999; BARNABÉ, 2000 e SHIBAYAMA, 2002, KEENAN *et al.* 2003) mantém o assunto controverso e aberto a novas investigações.

Por fim, seria lícito inferir que a correta execução dos procedimentos técnicos e laboratoriais durante as etapas de confecção das próteses totais deve prevalecer à escolha deste ou daquele ciclo de polimerização, técnica de processamento ou marca comercial de resina.

## 7 – CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada e diante dos resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

- A movimentação linear dos dentes artificiais, nos grupos processados pela técnica de caracterização intrínseca em ambos os métodos de polimerização investigados, não apresentou diferença estatística significativa para a maioria das distâncias avaliadas.
- A escolha da técnica de processamento a ser empregada deve ser baseada em critérios individuais e particulares que considerem o domínio da técnica de processamento empregada, o tempo de confecção despendido e o resultado estético a ser alcançado.
- A correta execução dos procedimentos técnicos e laboratoriais durante as etapas de confecção das próteses totais deve prevalecer à escolha deste ou daquele ciclo de polimerização, técnica de processamento ou marca comercial de resina.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

ABUZAR, M.A.M.; JAMANI, K.; ABUZAR, M. Tooth movement during processing of complete dentures and its relation to palatal form. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.73, n.5, p.445-449, May 1995.

ALMEIDA, M.A.B. *Influência da técnica de caracterização intrínseca sobre a dureza, rugosidade superficial e porosidade de uma resina acrílica em diferentes tempos pós-prensagem*. Piracicaba, 2001. 128p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

ANUSAVICE, K.J. *Phillips: materiais dentários*. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap.4, 11 e 30, p.28-43, 140-160, 394-405.

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

BARNABÉ, W. *Processamento de próteses totais. Influência de quatro técnicas na alteração da posição de dentes artificiais*. Bauru, 2000. 123p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

BRAUN, K.O. *et al.* Alteração dimensional linear de resina para bases de próteses polimerizadas com microondas. *Pesqui Odontol Bras*, São Paulo, v.14, n.3, p.278-282, jul./set. 2000.

---

\* Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviaturas de periódicos de conformidade com a Base de Dados MEDLINE.

CHEN, J.C.; LACEFIELD, W.R.; CASTLEBERRY, D.J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. *Dent Mater*, Oxford, v.4, n.1, p.20-24, Apr. 1998.

CONSANI, R.L.X. *Movimentação linear de dentes em prótese total superior sob influência dos tipos de prensagem e desinclusão*. Piracicaba, 2002. 122p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

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

COSTA, S.C. *et al.* Comparação de alterações do posicionamento dentário, observado em próteses totais, utilizando-se três técnicas de prensagem. *Arq Odontol*, Belo Horizonte, v.37, n.1, p.61-68, jan./jun. 2001.

CRAIG, R.G.; O'BRIEN, W.J.; POWERS, J.M. *Dental materials: properties and manipulation*. 6<sup>th</sup> ed. Saint Louis : Mosby, 1996. Chap.6, p.96-113.

CURTIS, T.A.; SHAW, E.L.; CURTIS, D.A. The influence of removable prosthodontic procedures and concepts on the esthetics of complete dentures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.57, n.3, p.315-323, Mar. 1987.

DE CLERK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.57, n.5, p.650-658, May 1987.

DEL BEL CURY, A.A.; RODRIGUES JÚNIOR, 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.

DIRKSEN, L.C. A natural esthetic bucal and labial anatomic forms for complete dentures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.5, n.3, p.368-374, May 1955.

ESPOSITO, S.J. Esthetics for denture patients. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.44, n.6, p.608-615, Dec. 1980.

FIORI, S.R. *Atlas de prótese parcial removível*. 4.ed. São Paulo: Pancast, 1993. p.386-403.

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

GOMES, F.L. *et al.* Emprego de resinas pigmentadas para caracterizar próteses totais e próteses parciais removíveis. *Odonto POPE*, Bauru, v.1, n.3, p.170-181, jul./set. 1997.

GOMES, T. *et al.* Prótese total caracterizada e polimerizada por energia de microondas. *Odonto POPE*, Bauru, v.2, n.2, p.359-370, abr./jun. 1998.

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

ILBAY, S.G. *et al.* Processing dentures using microwave technique. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.21, n.1, p.103-109, Jan. 1994.

JAMANI, K.D.; ABUZAR, M.A.M. Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.25, n.9, p.725-729, Sept. 1998.

KATSIKAS, N.G. *et al.* The effect of esthetic fibers on the flow properties of an acrylic resin denture base material. *Dent Mater*, Oxford, n.10, p.2-5, Jan. 1994.

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

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

KIMURA, H. *et al.* Applications of microwave for dental technique (part 1). *J Osaka Univ Dent Sch*, Suita, v.23, p.41-49, Dec. 1983.

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

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

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

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

MUTLU, G.; HUGGET, R.; HARRISON, A. Determination of doughing and manipulation times of acrylic denture base material and proposal for a specification for a packing plasticity test. *J Dent*, Oxford, v.20, n.5, p.311-317, Oct. 1992.

MUTLU, G.; HUGGET, R.; HARRISON, A. Factors that affect the rheologic properties of acrylic resin denture base materials. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.71, n.2, p.186-91, Sept. 1994.

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

NOGUEIRA, S.S. *et al.* Comparison of accuracy between compression and injection-molded complete dentures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.82, n.3, p.291-300, Sept. 1999.

PANTALÉON, M.D.J.S. *et al.* Caracterização de bases protéticas. *Odonto POPE*, Bauru, v.1, n.1, p.16-29, jan./mar. 1997.

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

POMÍLIO, A.; CAMPOS JÚNIOR, W.M.; TEDESCO, A.C. Alterações dimensionais da prótese total. *Rev Gaúcha Odontol*, Porto Alegre, v.44, n.2, p.83-86, mar. 1996.

POUND, E. Esthetic dentures and their phonetic values. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.1, n.2, p.98-111, Jan./Mar. 1951.

QUINLIVAN, J.T. Characterization of dentures bases. *Dent Clin North Am*, Philadelphia, v.19, n.2, p.321-332, Apr. 1975.

REESON, M.G.; JEPSON, N.J.A. Achieving an even thickness in heat-polymerized permanent acrylic resin denture bases for complete dentures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.82, n.3, p.359-361, Sept. 1999.

REIS, S.M.A.R. *et al.* Caracterização das bases das próteses removíveis totais e parciais. *ROBRAC*, Goiânia, v.6, n.17, p.22-26, mar. 1996.

REITZ, P.V. *et al.* The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence Int*, Berlin, v.6, n.8, p.547-551, Aug. 1985.

RIZZATI-BARBOSA, C.M.; DALLARI, A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. *RGO*, Porto Alegre, v.44, n.2, p.83-6, mar./abr. 1996.

RIZZATI-BARBOSA, C.M. *et al.* Uso de la energía de microondas em el procesamiento de prótesis odontológicas. *Rev Asoc Odontol Argent*, Buenos Aires, v.86, n.2, p.105-108, mar./abr. 1998.

SANDERS, J.L.; LEVIN, B.; REITZ, P.V. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quintessence Int*, Berlin, v.18, n.7, p.453-456, July 1987.

SCHWARZ, W.D. Improving full denture appearance. *Dent Pract Dent Rec*, Bristol, v.13, n.8, p.319-327, Apr. 1963.

SHIBAYAMA, R. *Análise da variação da posição relativa dos dentes artificiais durante o processamento de próteses totais superiores mensurada por computação gráfica*. Araçatuba, 2002. 172p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho.

SMITH, B.J. Esthetic factors in removable partial prosthodontics. *Dent Clin North Am*, Philadelphia, v.23, n.1, p.53-63, Jan. 1979.

SPENCER, H.R.; GARIAEFF, P. The present status of vulcanite versus plastics as a baseplate material. *Contact Point*, San Francisco, v.27/28, p.263-267, June 1949.

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

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

TURCK, M.D.; RICHARDS, M.W. Microwave processing for denture relines, repairs and rebases. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.69, n.3, p.340-343, Mar. 1993.

ULUSOY, M.; ULUSOY, N.; AYDIN, A.K. An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.56, n.1, p.107-112, July 1986.

VAN NOORT, R. *Introduction to dental material*. London: Mosby, 1995. Chap.3 pt.2, p.183-191.

VIEIRA, D.F. Changes in the relative position of teeth in the construction of denture bases. *J Dent Res*, Washington, v.41, n.6, p.1450-1460, Nov./Dec. 1962.

WINKLER, S. Denture base resins. *Dent Clin North Am*, Philadelphia, v.28, n.2, p.287-297, Abr. 1984.

WINKLER, S.; VERNON, H.M. Coloring acrylic denture base resins. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.40, n.1, p.4-7, July 1978.

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

WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. *Int Dent J*, Saint Albans, v.9, n.4, p.451-460, May 1959.

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.

WOLFAARDT, J.F.; CLEATON-JONES, P.; FATTI, P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly(methyl methacrylate). *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.55, n.4, p.518-25, Apr. 1986.

WONG, D.M.S. *et al.* Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.81, n.3, p.300-4, Mar. 1999.

ZANNETTI, G.R. *Influência da fase de prensagem da resina acrílica e material de inclusão sobre distâncias entre os dentes em próteses totais polimerizadas por energia de microondas*. Piracicaba, 1999. 148p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

ZAKHARI, K.M. Relation of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.36, n.5, p.501-9, Nov. 1976.

ZIMMERMAN, D.E. *et al.* Denture esthetics III. Denture base color. *Quintessence Int*, Berlin, v.7, n.7, p.747-758, July 1982.

## APÊNDICE

### 1- Resultados originais das distâncias médias entre dentes.

QUADRO A.1- Leitura 1 de todos os grupos de processamento

		I-I'	I-P	P-M	I'-P'	P'-M'	P-P'	M-M'
Grupo 1 Carac/micro	1	3,9795	23,4555	17,4870	23,2875	17,1030	36,6830	46,3450
	2	3,0390	24,1310	16,8690	23,3760	17,7085	36,9520	46,4535
	3	3,1165	23,8900	16,7540	23,5365	17,8730	36,4915	46,7665
	4	3,3830	24,3580	16,2400	23,3215	16,9935	36,7595	47,2180
	5	3,2185	23,9780	17,0890	23,6710	17,5325	36,8225	47,1115
	6	3,5005	23,8910	16,6135	23,7045	16,9705	37,0170	46,8945
	7	4,9100	24,5910	16,4000	23,7985	16,8550	36,5470	47,9230
	8	3,8615	23,9820	17,1325	23,4380	17,3450	37,1245	47,6245
	9	4,8835	23,4720	17,2700	23,9985	17,0420	36,3850	47,5095
	10	4,6450	24,3310	16,9660	23,8490	17,1605	36,4000	46,7390
Grupo 2 Conv/H <sub>2</sub> O	11	3,8700	24,7455	16,7420	23,6750	15,9010	36,4605	47,3520
	12	4,9310	23,2570	17,2410	23,0885	16,4945	36,8270	47,7000
	13	3,7020	23,6855	17,0600	23,4425	17,7490	36,0755	46,6310
	14	3,3670	24,4045	16,9130	23,9535	17,2305	36,9495	47,1345
	15	4,0015	23,6100	16,1115	23,8170	17,3985	36,7445	46,6075
	16	4,2725	23,8955	16,7835	22,1370	16,9080	36,1205	46,7400
	17	3,9665	24,5175	17,2285	24,1615	16,9220	37,0615	47,0040
	18	3,5690	23,9220	17,2420	23,4470	17,0055	36,0420	46,7810
	19	3,6125	24,2080	17,3065	23,7450	16,7350	36,8485	47,3725
	20	4,8595	23,7010	16,9670	23,4420	17,1675	36,8265	46,6435
Grupo 3 Carac/H <sub>2</sub> O	21	3,6665	23,0740	16,5280	23,5010	16,9605	36,5290	46,8310
	22	4,1410	22,8090	16,7440	23,0480	16,1590	36,1955	46,4860
	23	3,0280	23,6195	17,1375	23,8360	17,0955	36,0500	47,1695
	24	3,7735	24,6055	15,5960	23,6535	16,7630	36,9785	46,5280
	25	4,6285	23,0410	16,8805	23,4495	16,8450	36,1760	47,3895
	26	4,6680	24,0465	17,0555	23,9875	16,3045	36,7080	46,4770
	27	4,0000	24,8745	16,2965	23,5250	17,3240	36,5570	47,2890
	28	3,0825	24,1125	17,2825	23,5710	16,5370	36,7045	47,3235
	29	4,6215	23,5055	16,9215	23,5200	16,8820	36,8740	46,8715
	30	3,6000	24,4660	16,3610	23,3980	16,7870	36,6475	46,8565

Quadro A.2- Leitura 2 de todos os grupos de processamento

		I-I'	I-P	P-M	I'-P'	P'-M'	P-P'	M-M'
Grupo 1 Carac/micro	1	4,0565	23,2600	17,2560	23,2100	16,9550	35,7030	46,1575
	2	3,1305	23,7335	16,6400	23,2265	17,4015	35,8685	46,2565
	3	3,1950	23,6445	16,4940	23,4635	17,6235	35,3870	46,5310
	4	3,4485	23,9910	15,8200	23,1010	16,5910	36,4835	46,8490
	5	3,2635	23,7370	16,8080	23,6020	17,3535	36,7840	46,9440
	6	3,5825	23,6710	16,3065	23,5925	16,7095	36,8485	46,6300
	7	4,9230	24,1845	15,9445	23,5380	16,5205	36,3625	47,5575
	8	3,8865	23,7405	16,8670	23,2225	17,0930	36,6740	47,2270
	9	4,9925	23,2250	16,9530	23,8200	16,7685	36,2505	46,8050
	10	4,6955	24,0220	16,7160	23,7015	17,0455	36,1720	46,4300
Grupo 2 Conv/H <sub>2</sub> O	11	3,9560	24,4285	16,4645	23,4735	15,5180	36,2300	47,0700
	12	5,0015	23,1030	16,8085	22,9480	16,1010	36,6575	47,2675
	13	3,8025	23,5260	16,7270	23,3735	17,4085	36,0345	46,3065
	14	3,3400	24,1780	16,5445	23,8200	16,8850	36,8895	46,8400
	15	4,0790	23,4950	15,8500	23,7900	16,9665	36,6735	46,3640
	16	4,3930	23,7440	16,4210	22,0115	16,5710	36,1310	46,4915
	17	3,9950	24,3275	16,9205	23,9880	16,6310	36,8565	46,6865
	18	3,6420	23,8330	16,9760	23,3345	16,6995	36,0450	46,6115
	19	3,7005	23,8810	16,9260	23,6350	16,3695	36,6140	46,9950
	20	4,9645	23,4365	16,5430	23,2455	16,8760	36,6825	46,3775
Grupo 3 Carac/H <sub>2</sub> O	21	3,7275	23,0105	16,2720	23,3895	16,6555	36,6320	46,7095
	22	4,2355	23,6875	16,5605	22,7960	15,7835	36,0445	46,3795
	23	3,0820	23,4090	16,7305	23,6305	16,7085	35,9350	46,9075
	24	3,8690	24,3870	15,4650	23,4575	16,5845	36,8450	46,3015
	25	4,6795	22,6540	16,3665	23,1705	16,4730	36,0220	47,0655
	26	4,7390	23,8905	16,8025	23,8020	15,9775	36,6880	46,1310
	27	4,0630	24,6330	16,0535	23,4825	17,0600	36,5055	47,0085
	28	3,1170	24,0300	17,2385	23,3720	16,1625	36,5625	46,9625
	29	4,7385	23,3090	16,7075	23,2545	16,5260	36,7400	46,7350
	30	3,6100	24,2155	16,2285	23,1865	16,4930	36,5420	46,7105

Quadro A.3 - Diferença percentual absoluta em cada distância para os grupos de processamento

		I-I'	I-P	P-M	I'-P'	P'-M'	P-P'	M-M'
Grupo1 Carac/micro	1	1.93492	0.83349	1.32098	0.33280	0.86535	2.67154	0.40457
	2	3.01086	1.64726	1.35752	0.63954	1.73363	2.93218	0.42408
	3	2.51885	1.02763	1.55187	0.31016	1.39596	3.02673	0.50357
	4	1.93615	1.50669	2.58621	0.94548	2.36855	0.75083	0.78148
	5	1.39817	1.00509	1.64433	0.29150	1.02096	0.10456	0.35554
	6	2.34252	0.92085	1.84789	0.47248	1.53796	0.45520	0.56403
	7	0.26477	1.65304	2.77744	1.09461	1.98457	0.50483	0.76268
	8	0.64742	1.00701	1.54969	0.91945	1.45287	1.21348	0.83465
	9	2.23201	1.05232	1.83555	0.74380	1.60486	0.36966	1.48286
	10	1.08719	1.26998	1.47354	0.61847	0.67014	0.62637	0.66112
Grupo 3 Conv/H <sub>2</sub> O	11	2.22222	1.28104	1.65751	0.85111	2.40865	0.63219	0.59554
	12	1.42973	0.66217	2.50856	0.60853	2.38564	0.46026	0.90671
	13	2.71475	0.67341	1.95193	0.29434	1.91842	0.11365	0.69589
	14	0.80190	0.92811	2.17880	0.55733	2.00517	0.16238	0.62481
	15	1.93677	0.48708	1.62306	0.11336	2.48297	0.19323	0.52245
	16	2.82036	0.63401	2.15986	0.56692	1.99314	0.02907	0.53166
	17	0.71852	0.77496	1.78774	0.71808	1.71965	0.55313	0.67547
	18	2.04539	0.37204	1.54274	0.47981	1.79942	0.00832	0.36233
	19	2.43599	1.35079	2.19860	0.46326	2.18405	0.63639	0.79688
	20	2.16072	1.11599	2.49897	0.83824	1.69798	0.39102	0.57028
Grupo 4 Carac/H <sub>2</sub> O	21	1.66371	0.27520	1.54889	0.47445	1.79830	0.28197	0.25944
	22	2.28206	3.85155	1.09591	1.09337	2.32378	0.41718	0.22910
	23	1.78336	0.89121	2.37491	0.86214	2.26375	0.31900	0.55544
	24	2.53081	0.88801	0.83996	0.82863	1.06485	0.36102	0.48680
	25	1.10187	1.67961	3.04493	1.18979	2.20837	0.42570	0.68370
	26	1.52099	0.64874	1.48339	0.77332	2.00558	0.05448	0.74445
	27	1.57500	0.97087	1.49112	0.18066	1.52390	0.14088	0.59316
	28	1.11922	0.34215	0.25459	0.84426	2.26462	0.38687	0.76283
	29	2.53165	0.83597	1.26466	1.12883	2.10875	0.36340	0.29122
	30	0.27778	1.02387	0.80985	0.90392	1.75136	0.28788	0.31159

## 2 - Relatório estatístico

O Quadro A.4 apresenta valores estatísticos para cada distância entre dentes em cada um dos três grupos considerados.

Quadro A.4.

<i>DISTÂNCIAS</i>	<i>GRUPOS DE PROCESSAMENTO</i>	<i>MÉDIA</i>	<i>DESVIO PADRÃO</i>
I-I'	1	1.73728	0.87027
	2	1.92863	0.73084
	3	1.63864	0.70370
I-P	1	1.19234	0.30599
	2	0.82796	0.33124
	3	1.14072	1.02899
P-M	1	1.79450	0.50078
	2	2.01078	0.35265
	3	1.42082	0.80097
I'-P'	1	0.63683	0.28711
	2	0.54910	0.22955
	3	0.82794	0.30660
P'-M'	1	1.46349	0.51390
	2	2.05951	0.29140
	3	1.93133	0.40225
P-P'	1	1.26554	1.15076
	2	0.31797	0.24537
	3	0.30384	0.12069
M-M'	1	0.67746	0.32950
	2	0.62820	0.15219
	3	0.49177	0.20661

Para cada uma das sete distâncias (I-I', I-P, P-M, I'-P', P'-M', P-P' e M-M') foi verificada a observância dos pressupostos da análise de variância, ou seja: verificação da normalidade dos resíduos, utilizando-se os testes de Kolmogorov-Smirnov e o W-test (semelhante ao de Shapiro-Wilks);

- i) verificação da homogeneidade de variâncias, através dos testes de Bartlett e de Levene;
- ii) verificação gráfica da normalidade dos resíduos através do "Normal Probability Plot";
- iii) Q-Q-Plot, por grupo, permitindo a verificação de valores discrepantes e heterogeneidade de variância;

iv) Verificação da presença ou não de valores discrepantes (outliers) em cada caso.

Finalmente, foi feita a recomendação relacionada ao teste a ser utilizado e o resumo dos resultados encontra-se no Quadro A.5. :

Quadro A.5.

Medidas		I-I'	I-P	P-M	I'-P'	P'-M'	P-P'	M-M'
Normalidade dos Resíduos: Estatística de teste (p-valor)	Kolmogorov	0,104	0,207	0,169	0,107	0,085	0,215	0,094
	Smirnov	(> 0,15)	(< 0,01)	(0,036)	(> 0,15)	(> 0,15)	(< 0,01)	(> 0,15)
	W-test	0,9807 (>0,10)	0,8356 (< 0,01)	0,9609 (0,042)	0,9819 (> 0,10)	0,9886 (> 0,10)	0,9249 (< 0,01)	0,9440 (< 0,01)
Homogeneidade de Variâncias: Estatística de Teste (p-valor)	Bartlett	0,455 (0,796)	16,499 (< 0,01)	5,707 (0,058)	0,748 (0,688)	2,640 (0,267)	38,333 (< 0,01)	5,187 (0,075)
	Levene	0,270 (0,765)	0,967 (0,393)	1,313 (0,286)	0,346 (0,710)	0,796 (0,462)	5,601 (0,009)	1,341 (0,278)
Valores Discrepantes	Sim		X					X
	Não	X		X	X	X	X	
Teste Recomendado	Paramétrico	X			X	X		
	Não-paramétrico		X	X			X	X

Verifica-se que para as medidas I-I', I'-P' e P'-M' os testes paramétricos são aplicáveis enquanto que para as outras medidas, recomenda-se a utilização de testes não-paramétricos. Assim, com o intuito de uniformizar os procedimentos, foi realizado, para cada medida, o teste de Kruskal-Wallis. Ainda, nos casos em que o teste paramétrico foi recomendado, foram feitas as análises dos dois casos (paramétrico e não-paramétrico) com o intuito de verificar a confluência dos resultados por ambos os métodos.

O Quadro A.6 apresenta as estatísticas referentes ao teste de Kruskal-Wallis, com os respectivos p-valores, para cada uma das sete medidas realizadas.

No caso do teste de Kruskal-Wallis são apresentados dois p-valores: um obtido pela aproximação de Qui-quadrado dado pelos programas usuais de Estatística (neste caso utilizou-se o MINITAB) e o outro dado pelo programa apresentado em Pontes & Corrente (2001). São indicados ainda os casos onde se detecta diferenças estatisticamente significativas ao nível de 5% de significância em cada caso.

QUADRO A. 6.

		I-I'	I-P	P-M	I'-P'	P'-M'	P-P'	M-M'
Teste F	Estatística	0,37	0,92	2,63	2,66	5,78	6,52	1,59
	p-valor	0,698	0,409	0,091	0,088	0,008	0,005	0,222
	<b>Significância a 5%</b>	<b>NAO</b>	<b>NAO</b>	<b>NAO</b>	<b>NAO</b>	<b>SIM</b>	<b>SIM</b>	<b>NAO</b>
Teste de Kruskal-Wallis	Estatística	0,730	4,834	6,893	4,895	8,462	8,596	2,818
	p-valor ( $\chi^2$ )	0,694	0,089	0,032	0,086	0,015	0,014	0,244
	p-valor (programa)	0,7041	0,0882	0,0278	0,0845	0,0113	0,0104	0,2518
	<b>Significância a 5%</b>	<b>NAO</b>	<b>NAO</b>	<b>SIM</b>	<b>NAO</b>	<b>SIM</b>	<b>SIM</b>	<b>NAO</b>

Observa-se que as conclusões relativas às diferenças entre os grupos, pelo teste F (paramétrico) e pelo teste de Kruskal-Wallis (não-paramétrico) coincidem nos casos das medidas I-I', I-P, I'-P', P'-M', P-P' e M-M'. Ou seja, há coincidência nos resultados apresentados pelos dois testes nos casos em que se recomenda o uso de teste paramétrico (medidas I-I', I'-P' e P'-M') e nos casos em que não há dúvida em relação à significância ou não da diferença, ou seja, em que os p-valores são muito altos ou muito baixos (medidas I-P, P-P' e M-M'). No caso da medida P-M, onde o teste não-paramétrico é recomendado e ao mesmo tempo o p-valor do teste F é baixo, as conclusões diferem. Como as pressuposições para

o teste paramétrico não são satisfeitas, o teste não-paramétrico apresenta resultados mais consistentes.

A partir da análise dos dados verifica-se que existem diferenças estatisticamente significativas, ao nível de 5%, entre os grupos quando se consideram as medidas P-M, P'M' e P-P'. O quadro A.7 apresenta os resultados referentes às comparações múltiplas, bilaterais. São apresentados os resultados do teste não-paramétrico obtido através do programa criado para este fim (Pontes & Corrente, 2001)\*. Para as medidas que não obtiveram significância no teste de Kruskal-Wallis, tais comparações não seriam necessárias e nem válidas mas elas são apresentadas apenas com a finalidade de comparação entre os métodos.

\*Pontes, A.C.F ; Corrente, J.E. Comparações múltiplas não-paramétricas para o delineamento com um fator de classificação simples. *Revista de Matemática e Estatística*, v. 19, p.179-197, 2001.

Quadro A.7.

<i>DISTÂNCIAS</i>	<i>GRUPOS</i>	<i>MÉDIA (DESVIO PADRÃO)</i>	<i>MEDIANA</i>	<i>Exp</i>
I-I'	3	1.63864 (0.70370)	1.61936	A
	1	1.73728 (0.87027)	1.93553	A
	2	1.92863 (0.73084)	2.10305	A
I-P	2	0.82796 (0.33124)	0.72418	A
	3	1.14072 (1.02899)	0.88961	A
	1	1.19234 (0.30599)	1.03997	A
P-M	3	1.42082 (0.80097)	1.37403	A
	1	1.79450 (0.50078)	1.59810	A B
	2	2.01078 (0.35265)	2.05590	B
I'-P'	2	0.54910 (0.22955)	0.56213	A
	1	0.63683 (0.28711)	0.62901	A
	3	0.82794 (0.30660)	0.85320	A
P'-M'	1	1.46349 (0.51390)	1.49542	A
	3	1.93133 (0.40225)	2.05717	A B
	2	2.05951 (0.29140)	1.99915	B
P-P'	3	0.30384 (0.12069)	0.34001	A
	2	0.31797 (0.24537)	0.29212	A
	1	1.26554 (1.15076)	0.68860	B
M-M'	3	0.49177 (0.20661)	0.52112	A
	2	0.62820 (0.15219)	0.61017	A
	1	0.67746 (0.32950)	0.61258	A

- i) Na terceira coluna são dadas as médias e, entre parêntesis, os desvios-padrões.
- ii) Na coluna *Exp* foram utilizadas comparações do tipo *experimentalwise* (p-valores D-W, semelhante ao teste de Tukey HSD - High Square Difference) com um nível de significância global de 5%.
- iii) As médias foram colocadas na ordem inversa pois a variável mensurada é o valor absoluto da variação percentual e assim, valores menores são os mais favoráveis.
- iv) Letras diferentes indicam que foram constatadas diferenças ao nível de 5% de significância.
- v) A ordem das medianas nem sempre é igual à ordem das médias (ver medidas P'-M' e P-P').

**COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS NÃO-PARAMÉTRICAS ENTRE TODOS OS TRATAMENTOS  
PROGRAMA PARA OBTENÇÃO DO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA PARA O TESTE DE KRUSKAL-WALLIS E  
COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS NÃO-PARAMÉTRICAS**

\* DESENVOLVIDO POR: ANTONIO CARLOS FONSECA PONTES (UFAC)  
JOSE EDUARDO CORRENTE (ESALQ/USP)

**DISTÂNCIA I-I'**

Estatística de Kruskal-Wallis (H) ou equivalente (Q) = 0.730323  
N.S. (H ou Q) = 0.703935  
Nível de significância para C.M. entre todos os tratamentos (bilateral)

Tratamentos	Diferença	D-W
1 2	25.00	0.815775
1 3	7.00	0.985430
2 3	32.00	0.713385

**DISTÂNCIA I-P**

Estatística de Kruskal-Wallis (H) ou equivalente (Q) = 4.83355  
N.S. (H ou Q) = 0.08695  
Nível de significância para C.M. entre todos os tratamentos (bilateral)

Tratamentos	Diferença	D-W
1 2	82.00	0.093370
1 3	65.00	0.232840
2 3	17.00	0.910800

**DISTÂNCIA P-M**

Estatística de Kruskal-Wallis (H) ou equivalente (Q) = 6.8929  
N.S. (H ou Q) = 0.02812  
Nível de significância para C.M. entre todos os tratamentos (bilateral)

Tratamentos	Diferença	D-W
1 2	44.00	0.521085
1 3	59.00	0.303530
2 3	103.00	0.021130

**DISTÂNCIA I'-P'**

Estatística de Kruskal-Wallis (H) ou equivalente (Q) = 4.89548  
N.S. (H ou Q) = 0.083345  
Nível de significância para C.M. entre todos os tratamentos (bilateral)

Tratamentos	Diferença	D-W
1 2	31.00	0.728680
1 3	55.00	0.356060
2 3	86.00	0.072330

**DISTÂNCIA P'-M'**

Estatística de Kruskal-Wallis (H) ou equivalente (Q) = 8.46194  
N.S. (H ou Q) = 0.010765  
Nível de significância para C.M. entre todos os tratamentos (bilateral)

Tratamentos	Diferença	D-W
1 2	108.00	0.013730
1 3	87.00	0.069035
2 3	21.00	0.866565

**DISTÂNCIA P-P'**

Estatística de Kruskal-Wallis (H) ou equivalente (Q) = 8.59613  
N.S. (H ou Q) = 0.01017  
Nível de significância para C.M. entre todos os tratamentos (bilateral)

Tratamentos	Diferença	D-W
1 2	91.00	0.050125
1 3	107.00	0.015290
2 3	16.00	0.921000

**DISTÂNCIA M-M'**

Estatística de Kruskal-Wallis (H) ou equivalente (Q) = 2.81806  
N.S. (H ou Q) = 0.250575  
Nível de significância para C.M. entre todos os tratamentos (bilateral)

Tratamentos	Diferença	D-W
1 2	6.00	0.989615
1 3	54.00	0.371465
2 3	60.00	0.292005





BIBLIOTECA CENTRAL  
SECÃO CIRCULANTE