

TATIANA DE CARVALHO GUARNIERI

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DAS VARIAÇÕES POSICIONAIS DA CABEÇA
DA MANDÍBULA NA FOSSA ARTICULAR DECORRENTES DA
ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE RESINAS ACRÍLICAS
PARA BASE DE PRÓTESE TOTAL SUBMETIDAS
A DIFERENTES TÉCNICAS DE
PROCESSAMENTO**

São Paulo

2006

Tatiana de Carvalho Guarnieri

**Avaliação *in vitro* das variações posicionais da cabeça da mandíbula
na fossa articular decorrentes da alteração dimensional
de resinas acrílicas para base de prótese total
submetidas a diferentes técnicas de
processamento**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da
Universidade de São Paulo, para obter o título de
Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em
Odontologia.

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Atlas Edson Moleros Nakamae

São Paulo

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Guarnieri TC. Avaliação *in vitro* das variações posicionais da cabeça da mandíbula na fossa articular decorrentes da alteração dimensional de resinas acrílicas para base de prótese total submetidas a diferentes técnicas de processamento [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo, __/__/2006

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais,

À Tia Malú,

Ao Rodrigo,

palavras são sempre poucas para descrever sentimentos absolutamente impossíveis
de serem dimensionados.

AGRADECIMENTOS

À tão querida Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, na pessoa de seu diretor Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo e do Chefe do Departamento de Prótese Prof. Dr. Carlos Gil, pela oportunidade.

À Comissão de Pós-Graduação da FOU SP, presidida pelo Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias e à Coordenadora do Programa de Pós-Graduação na época de meu ingresso Profa. Dra. Maria Cecília Miluzzi Yamada.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Atlas Edson Moleros Nakamae, pela oportunidade de crescimento pessoal e profissional, e, principalmente, pelo respeito com que sempre me tratou e pela confiança que depositou em mim.

Aos professores da Disciplina de Prótese Total Maria Cecília Miluzzi Yamada, Vyto Kiausinis, Regina Tamaki e Roberto Nobuaki Yamada, pelos braços abertos que encontrei desde o início nessa disciplina.

À Profa. Dra. Emico Okuno do Instituto de Física Nuclear da Universidade de São Paulo, ao Prof. Dr. Marcelo Alves, do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, à Profa. Dra. Denise Aparecida Botter do Instituto de Matemática e Estatística da Universidade de São Paulo, aos Prof. Dr. Cláudio Mendes Panutti e Antônio Muench da Faculdade de Odontologia da Universidade e ao professor Rubens Camargo Guarnieri da Faculdade de Engenharia Industrial, pelo auxílio valoroso na parte conceitual desta tese e por toda a atenção com que me receberam em suas unidades.

À CAPES, pela bolsa cedida para esta pesquisa.

À bibliotecária Glauci Elaine Damasio Fidelis e demais funcionários do Serviço de Documentação Odontológica da FOU SP.

A todos os colegas do curso de Pós-Graduação e, em especial, ao colega de graduação, monitoria, estágio e pós-graduação Flavio Jun Yamaguchi, pela amizade e descontração nas horas de desespero.

Aos companheiros de disciplina Karin, Roger, Jun, Ricardinho, Eder e monitores, por tornarem a vida na faculdade tão mais leve e gratificante.

À Suarez Import Com Internacional Ltda, à Clássico Artigos Odontológicos, à Dentsply Indústria e Comércio Ltda e à Empresa Actual, pela doação do material para esta pesquisa.

Aos protéticos Luís e Paula, às secretárias Sandra, Val e Cora e todos os outros funcionários do Departamento de Prótese, por toda a ajuda e torcida.

A Pedro Henrique Moreira Alves, da Techno Máquinas Indústria e Comércio Ltda pela solicitude com que me atenderam e pelos esclarecimentos prestados sobre seu produto.

Ao Betão, técnico do Instituto de Física, ao protético Valter, a Vitório Sasaki e Luizinho do Serviço de Manutenção da FOU SP, pela confecção dos materiais utilizados nesta pesquisa.

À minha família, aos amigos e colegas não listados aqui, mas nem por isso esquecidos ou menos importantes.

A Deus, pela graça de uma vida tão feliz.

Amanhã está toda a esperança
Amanhã existe e é para vicejar
Amanhã será a estrada que surge para se trilhar
Amanhã será dos que esperam ver o dia raiar
Amanhã será pleno.

Adaptado da canção "Amanhã"
de Guilherme Arantes

Guarnieri TC. Avaliação *in vitro* das variações posicionais da cabeça da mandíbula na fossa articular decorrentes da alteração dimensional de resinas acrílicas para base de prótese total submetidas a diferentes técnicas de processamento [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

Este estudo teve o objetivo de avaliar *in vitro* a influência da alteração dimensional de resinas acrílicas para base de prótese total submetidas a diferentes formas de processamento sobre a posição da cabeça da mandíbula, buscando estabelecer uma possível relação com a etiologia das disfunções crânio-mandibulares nos pacientes usuários desse tipo de prótese. Foram duas etapas: a primeira parte enfocou o papel do tipo de prensa (Getom ou de cozimento) e da força de prensagem para fechamento da mufla (1000 ou 1500 kgf) utilizados no processamento de duas resinas: Lucitone 550 e QC-20 e somente da força de prensagem para a resina Acron MC. Já a segunda parte do estudo teve o intuito de avaliar a influência dos ciclos de polimerização curtos e longos na alteração dimensional de cinco resinas: as mesmas três da primeira parte, além da Clássico e Ondacryl. As próteses superiores acrilizadas foram remontadas em articulador totalmente ajustável, tendo como referência a posição de máxima intercuspidação (MIC). Nessa posição de maior estabilidade oclusal, foi vazado gesso tipo IV no espaço entre as esferas condilares do articulador e as paredes dos estojos condilares. Após a cristalização, esses corpos-de-prova de gesso foram removidos do estojo condilar e suas dimensões medidas e submetidas à análise estatística por meio de um modelo de análise de variância com medidas repetidas que permitiu concluir que

houve variações na posição da “cabeça da mandíbula” em 625 das 630 medidas efetuadas; as médias de movimentação condilar variaram de 0,118 (DP = 0,0968) a 1,956 mm (DP = 0,414) e ocorreram principalmente no sentido posterior do lado esquerdo; na maioria dos casos em que a força de prensagem agiu como fator de variação, os deslocamentos obtidos com 1500 kgf foram menores do que aqueles obtidos com 1000 kgf; nos casos em que o tipo de prensa agiu como fator de variação, ora os menores deslocamentos foram obtidos com a prensa de cozimento, ora com a Getom; o ciclo empregado na polimerização não influenciou significativamente na estabilidade dimensional das próteses totais e a única diferença encontrada envolveu a resina Clássico, que levou aos maiores deslocamentos no sentido posterior do lado esquerdo.

Palavras-Chave: Prótese total - Bases de dentadura – Articulação temporomandibular – Transtornos da articulação temporomandibular – polimetil metacrilato

Guarnieri TC. *In vitro* evaluation of changes in the position of the mandibular condyle in consequence of dimensional changes in denture base acrylic resins submitted to different processing methods [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate *in vitro* the influence of dimensional changes in denture base acrylic resins submitted to different processing methods on the position of the mandibular condyle. This was done to establish a relation between these dimensional changes and the etiology of temporomandibular disorders in complete denture wearers. This research was divided into two parts. The first part focused on the type of press (conventional water bath or Getom), on the pressing force for flask closure (1000 or 1500 kgf) when processing Lucitone 550 and QC-20 resins, and on the pressing force when processing Acron MC resin. The purpose of the second part was to evaluate the influence of polymerization time on the dimensional stability of five resins, namely Lucitone 550, QC-20, Acron MC, Clássico and Ondacryl. The polymerized upper prostheses were remounted on a fully adjustable articulator, using the maximal intercuspal position (MIP) as reference. Type IV dental stone was poured into the space between the condylar spheres and the condylar walls. After the dental stone dried, the samples were removed from the articulator and their dimensions were measured and submitted to analysis of variance with repeated measures. The following conclusions were drawn: 625 from 630 measurements done showed changes in the position of the “mandibular condyle” and mean values for condylar movement ranged from 0.118 (SD = 0.0968) to 1.956 mm (SD = 0.414) and occurred mainly in the posterior direction on the

left side; in most cases where the pressing force influenced the condylar position, the changes were smaller in 1500 kgf group than in the 1000 kgf group; in the cases where the type of press influenced the changes in condylar position, the smallest values were found in both groups, sometimes with Getom and other times with conventional water bath press; polymerization time did not significantly affect the dimensional stability of the dentures and the greatest changes occurred in the posterior direction on the left side with Clássico resin.

Keywords: Denture, complete – Denture bases – Temporomandibular joint - Temporomandibular joint disorders – Polymethyl methacrylate

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 4.1 - Espaçador para as paredes superior, medial e posterior do estojo condilar do articulador totalmente ajustável modelo “TT”59
- Figura 4.2 - Esquema do afastamento das esferas condilares pelos espaçadores do estojo condilar.....59
- Figura 4.3 - Prolongamento do novo estojo condilar para evitar a alteração da inclinação da guia condilar.....59
- Figura 4.4 - Porção gengival da prótese superior padronizada em metal.....63
- Figura 4.5 - Aspecto final da montagem em articulador e da montagem dos dentes superiores.....63
- Figura 4.6 - Inclusão do modelo superior com peça metálica e dentes superiores em mufla.....63
- Figuras 4.7 e 4.8 - Prensa Getom desmontada (à esquerda) e com mufla n° 6 em seu interior (à direita).....65
- Figura 4.9 - Prensa de cozimento.....67

Figura 4.10 - Esquema de aperto do parafuso da prensa de cozimento com torquímetro – vistas horizontal (A) e frontal (B).....	67
Figuras 4.11 e 4.12 - Mufla própria para microondas posicionada na prensa hidráulica (à direita) e detalhe do aperto dos parafusos da mesma mufla ainda na prensa hidráulica (à esquerda).....	68
Figura 4.13 - Prótese reposicionada no articulador sem os espaçadores travado por meio de elásticos em posição de máxima intercuspidação (MIC).....	70
Figura 4.14 - Detalhe do espaço entre a esfera condilar e as paredes do estojo condilar preenchido com gesso tipo IV.....	70
Figura 4.15 - Corpos-de-prova de gesso tipo IV já removidos dos estojos.....	70
Figura 4.16 - Mensuração das dimensões dos corpos-de-prova com relógio Mitutoyo..	71
Quadro 4.1 - Condições experimentais empregadas na Etapa 1 para avaliação da influência da força de prensagem e do tipo de prensa na estabilidade dimensional das resinas acrílicas.....	64
Quadro 4.2 - Condições experimentais empregadas na Etapa 2 para avaliação da influência dos ciclos de polimerização na estabilidade dimensional das resinas acrílicas para base de prótese total.....	72

Gráfico 5.1 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC nos 6 tratamentos para os grupos da Etapa 1.....	80
Gráfico 5.2 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 1.....	81
Gráfico 5.3 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 2.....	82
Gráfico 5.4 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 3.....	83
Gráfico 5.5 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 4.....	84
Gráfico 5.6 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no tratamento 5.....	85
Gráfico 5.7 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 6.....	86
Gráfico 5.8 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no grupo A.....	87
Gráfico 5.9 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no grupo B.....	88
Gráfico 5.10 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no grupo E+F (QC-20+G).....	89

Gráfico 5.11 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no grupo I.....	90
Gráfico 5.12 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC nos 6 tratamentos para os grupos da Etapa 2.....	96
Gráfico 5.13 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC (grupos Clássico e Outras).....	98

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 -	Medidas dos corpos-de-prova nas posições posterior, medial e superior dos lados direito e esquerdo para os grupos da Etapa 1.....	75
Tabela 5.2 -	Medidas dos corpos-de-prova nas posições posterior, medial e superior dos lados direito e esquerdo para os grupos da Etapa 2.....	76
Tabela 5.3 -	Estatísticas descritivas para a Etapa 1.....	79
Tabela 5.4 -	Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 1).....	81
Tabela 5.5 -	Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 2).....	82
Tabela 5.6 -	Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 4).....	83
Tabela 5.7 -	Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 5).....	84
Tabela 5.8 -	Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 6).....	85

Tabela 5.9 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Grupo A).....	87
Tabela 5.10 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Grupo B).....	88
Tabela 5.11 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Grupo E+F).....	89
Tabela 5.12 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Grupo I).....	90
Tabela 5.13 - Estatísticas descritivas para a Etapa 2.....	92

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
3 PROPOSIÇÃO	57
4 MATERIAL E MÉTODOS	58
5 RESULTADOS	74
5.1 Etapa 1	78
5.1.1 Descrição das variáveis.....	78
5.1.2 Análise Descritiva.....	78
5.1.3 Análise Inferencial.....	80
5.2 Etapa 2	94
5.2.1 Descrição das variáveis.....	94
5.2.2 Análise Descritiva.....	94
5.2.3 Análise Inferencial.....	96
6 DISCUSSÃO	99
7 CONCLUSÕES	111
REFERÊNCIAS	113

1 INTRODUÇÃO

Até 1936, o material mais utilizado para a confecção de bases de próteses totais era um produto da vulcanização da borracha que, apesar de apresentar boas propriedades físicas, deixava muito a desejar em relação à estética (BARONCINI NETO et al., 1998). Foi quando surgiram no mercado as resinas acrílicas para uso odontológico e, já em 1940, 95% das próteses feitas nos Estados Unidos eram confeccionadas com polimetilmetacrilato de metila. Desde então, o polimetilmetacrilato tem sofrido diversas modificações na tentativa de aprimorar suas propriedades físicas e mecânicas, minimizando seu aspecto mais negativo: a contração volumétrica do monômero sofrida durante sua polimerização, que gira em torno de 21%, segundo Phillips (1984). Atualmente se trabalha com parte desse material previamente polimerizado, de forma a conseguir uma redução significativa desse valor para 6% ao final do processo.

Várias são as formas de se compensar essa grande desvantagem das resinas acrílicas e nos interessa avaliá-las, já que quanto melhor a adaptação da base de uma prótese total, melhores serão a sua retenção e o conforto que proporciona ao seu portador. Além disso, como a força mastigatória máxima de um paciente usuário de prótese total corresponde a apenas um sexto da força desenvolvida por um indivíduo portador de dentição natural completa, a adaptação íntima da base protética às estruturas bucais é imperativa para impedir a perda adicional da eficiência mastigatória.

Dentre as variáveis do processo de acrilização, podem-se citar a fonte de ativação da polimerização, que pode ser química, por luz ou térmica (difusão de calor d'água ou energia de microondas); o ciclo de polimerização, que pode ser curto ou longo, com diversos padrões de variação da temperatura; a relação monômero-polímero, já que é o monômero o responsável pela contração da mistura; o tipo de muralha para contenção dos dentes (silicona, filme de silicona ou gesso); a técnica de inclusão da resina em mufla (compressão ou injeção); a fluidez de inclusão da resina acrílica; o tipo de prensa utilizada, que pode ser com molas ou com parafuso único central ou com 2 ou 4 parafusos laterais; e a força de prensagem. Todos esses elementos concorrem para o resultado final da prótese, influenciando a sua estabilidade dimensional e, conseqüentemente, a qualidade do trabalho reabilitador.

Não se pode ignorar o papel das reabilitações orais na possível etiologia ou modificação do curso das disfunções têmporo-mandibulares. Assim, é necessário conhecer as variações da posição condilar que fogem ao controle do clínico, como aquelas causadas pela alteração dimensional das resinas acrílicas durante os procedimentos laboratoriais de processamento das próteses quando não compensadas por ajustes oclusais.

A Disciplina de Prótese Total da Faculdade de Odontologia da USP há muito tem se preocupado com as dificuldades inerentes à reabilitação do desdentado, contribuindo para o aperfeiçoamento da especialidade. Dessa forma, várias pesquisas têm sido realizadas com o propósito de elucidar o processo de confecção de próteses totais, incluindo tanto as fases clínicas, quanto laboratoriais do mesmo, buscando criar um protocolo que se aproxime o máximo possível do ideal, buscando o melhor desempenho de cada material. Dentre os trabalhos desenvolvidos dentro dessa linha

de pesquisa, encontram-se estudos envolvendo a influência de fatores, como adesão entre dentes artificiais e base da prótese (HONDA, 2001), relação da reabilitação por prótese total com magnetos na remissão de sintomas das desordens têmporo-mandibulares (RIBEIRO, 2002), tipo de muralha na estabilidade dimensional das próteses (RODRIGUES, 2002), estudo dos movimentos de lateralidade centrífuga e de Bennett através de registro extra-oral (HATUSHIKANO, 2002), dureza e módulo de elasticidade da superfície das resinas acrílicas para base de próteses totais (BINDO, 2003), área de contatos dentais de acordo com a forma da montagem dos dentes (MAZINI, 2003) e desenvolvimento de metodologia para mensuração virtual da discrepância da dimensão vertical oriunda da alteração da posição do eixo terminal de rotação (ROJAS CABRERA, 2003).

Existem muitos estudos a respeito da alteração dimensional das resinas acrílicas, mas esses geralmente se concentram nos efeitos oclusais da contração linear. A presente pesquisa envolve o estudo de variáveis do processamento das resinas acrílicas e sua relação com o reposicionamento condilar, apresentando uma metodologia inédita para a mensuração ao nível articular das alterações dimensionais do material de eleição para a confecção das bases protéticas atualmente.

2 REVISTA DE LITERATURA

O polimetilmetacrilato (PMMA) passou a ter aplicação na área odontológica para a confecção de bases protéticas em 1936 e, em 1940, já era o material de eleição para esse fim nos Estados Unidos, substituindo de maneira irreversível o vulcanite, um produto do processo de vulcanização da borracha (BARONCINI NETO et al., 1998). Esse fato justifica-se pelas inúmeras vantagens desse material sobre seu antecessor, dentre as quais destacam-se sua facilidade de manuseio e processamento e a estética favorável que proporciona (ANUSAVICE, 1996). Desde a introdução do polimetilmetacrilato, outros polímeros foram testados para a construção de bases de próteses totais: poliestireno, polivinilacrílico, poliamidas (isto é, nylon) e também uma resina de dimetacrilato uretano fotoativada, mas, apesar de apresentarem propriedades desejáveis, não foi provada a superioridade de nenhum desses em relação ao PMMA.

Esse é apresentado na forma de pó e líquido. O líquido é composto por metilmetacrilato, glicoldimetacrilato (agente de ligações cruzadas (pontes químicas) entre as cadeias do metilmetacrilato, aumentando significativamente a resistência à deformação e, conseqüentemente, a estabilidade dimensional) e hidroquinona (inibidor da polimerização). Já o pó é composto por polimetilmetacrilato, corantes e peróxido de benzofla (iniciador da polimerização).

Por se tratar de um polímero, o PMMA sofre contração de polimerização e também durante o processo de resfriamento. Apesar de inevitável, essa indesejável característica das resinas acrílicas pode ser minimizada de diversas formas, dentre as quais podem ser citadas a pré-polimerização de parte do material e o respeito às

instruções do fabricante quanto à forma de processamento mais indicada e à proporção pó-líquido (polímero-monômero), já que é o monômero o responsável pela contração da mistura. Os procedimentos de processamento incluem diversas variáveis, como: a fonte de ativação da polimerização, que pode ser química, por luz ou térmica (difusão de calor d'água ou por energia de microondas); o ciclo de polimerização, que pode ser curto ou longo, com diversos padrões de variação da temperatura, e a técnica de inclusão em mufla, da qual depende-se o tipo de muralha de sustentação dos dentes utilizado, a fluidez da resina acrílica no ato da inclusão, o tipo de prensa utilizada, que pode ser com mola ou rígida com parafuso único central ou rígida com 2 ou 4 parafusos laterais, a quantidade de pressão na prensagem da resina. Todos esses elementos concorrem para o resultado final da prótese, influenciando a sua estabilidade dimensional e, conseqüentemente, a qualidade do trabalho reabilitador, na medida em que essa distorção pode prejudicar a retenção do aparelho protético e alterar a dimensão vertical de oclusão (DVO), comprometendo assim a eficiência mastigatória, o conforto, a estética e a saúde do paciente.

A literatura é rica em estudos sobre as resinas acrílicas para base de próteses totais e suas alterações. De acordo com Tamaki et al. (1968), essa alteração da DVO é da ordem de 1,57 mm: 0,55 mm da base e 1,02 mm do arco dental, mas pode atingir 4 mm. Steck (1950) verificou que a DVO pode variar com o tipo de gesso usado na prensagem. Grunewald, Paffenbarger e Dickson (1952) também citam essa variável como causadora do aumento da DVO, assim como a consistência extremamente fluida do gesso de inclusão, o excesso de resina, o fechamento muito rápido da mufla e a ausência de prensa de mola durante a polimerização que garante a expansão da resina sem distorção do molde.

A fim de avaliar as alterações da DVO de próteses totais, Salvador et al. (2001) testaram 3 marcas comerciais de resinas: duas próprias para microondas (Ondacryl e Acron MC) e uma termopolimerizável convencional (Clássico), mas saturada com o monômero da Ondacryl, todas processadas em forno caseiro de microondas, com potência de 800 W e o seguinte ciclo: 3 minutos a 40% da potência máxima + 4 minutos a 0% da potência máxima (pausa) + 3 minutos a 90 % da potência máxima. Foram utilizados 800 kgf para prensagem na prensa hidráulica por uma hora quando então foram polimerizadas. Aguardou-se o resfriamento natural e as próteses totais foram remontadas em articulador para a avaliação da alteração da DVO no pino incisal, que corresponde à contração linear do material. Todas as resinas reagiram da mesma forma, ou seja, todas sofreram expansão, embora a Acron MC (0,190 mm) tenha se portado significativamente melhor que as outras duas: Ondacryl (1,110 mm) e Clássico (1,078 mm). Os resultados foram semelhantes àqueles de Mahler (1951) que giraram em torno de 0,6 mm, bem como os de Woelfel, Paffenbarger e Sweeney (1962) que variaram de 0,0 a 1,49 mm.

Dukes et al. (1985), em um estudo in vitro, compararam as alterações na dimensão vertical utilizando duas técnicas diferentes para inclusão da resina: por compressão e resina fluida. Verificaram que a segunda leva a um aumento da dimensão vertical aproximadamente 6,5 vezes maior do que a primeira, o que leva à necessidade de um maior ajuste oclusal posteriormente. Antonopoulos (1978), concordando com Phillips (1984), encontrou maior contração na técnica da resina fluida (0,617%) em relação à técnica convencional (0,377%). Essa diferença foi atribuída à maior quantidade de monômero usado na técnica fluida, porém, após uma semana estocadas em água a 37°C, as próteses acrilizadas por essa técnica mostraram uma

tendência a retornar à sua forma dimensional, anterior à acrilização. Após três meses, as próteses recuperaram quase a metade da contração sofrida. Segundo Craig (1997), a prensagem das resinas nas fases anteriores à plástica permite melhor escoamento por apresentar menor viscosidade, entretanto, existe um aumento da quantidade de porosidade devido à maior concentração de monômero livre. Quando a prensagem é feita na fase plástica, ocorre uma deficiência na reprodução dos detalhes e há a possibilidade de aumento da dimensão vertical, devido à dificuldade de se fechar a mufla, e de movimentação dos dentes.

Strohaver (1989) comparou os métodos de compressão e de injeção para acrilização de próteses totais e obteve resultados que indicam superioridade significativa do segundo, a ponto de o autor descartar os procedimentos de remontagem laboratorial para correção da DVO e dos contatos oclusais quando esse método é utilizado. Foram confeccionadas próteses bimaxilares para 30 pacientes: 15 com o método de compressão e 15 com o método de injeção. Após o processamento, antes de as próteses serem separadas dos modelos, foram remontadas no articulador. As discrepâncias na DVO foram medidas com um relógio Mitutoyo preso ao pino incisal de um articulador Hanau, conforme metodologia descrita por Dukes et al. (1985). Os valores encontrados foram 0,025 polegadas para o método da compressão e 0,003 para o método de injeção, o que não foi considerado clinicamente significativo pelo teste t ($p < 0,000001$).

Carvalho (1972) atribuiu as alterações dimensionais sofridas pelas resinas acrílicas às contrações térmica e de polimerização, às porosidades e aos processos de absorção (embebição) e perda (sinérise) de líquidos. Segundo Taylor (1941), a contração de polimerização atingiria cerca de 21%. Como o monômero corresponde a

aproximadamente um terço da mistura que vai na mufla e é ele o responsável pela contração, calcula-se em 7% o valor dessa retração. Carvalho (1972) salienta que existe grande diferença entre a retração real de polimerização e aquela observada na prática nas bases dos aparelhos protéticos. Segundo Taylor (1941), isso se dá devido à inibição da retração por fatores, como a adesão da resina acrílica às paredes do molde, oferecendo resistência à contração, a libertação das tensões de contração induzidas na resina durante a expansão térmica inicial e o escoamento da resina devido à libertação de tensões do gesso contido na mufla. Os achados para os valores de contração linear real variam entre os autores: 0,3 a 0,4% (SWEENEY, 1939), 0,44 a 0,53% (PHILLIPS, 1984), sendo principalmente de natureza térmica, concordando com Kawara et al. (1998) que acreditam que grande parte da contração total sofrida pela base da prótese seja decorrente do processo de esfriamento. Kern (1941) afirma que esses valores são diferentes de acordo com os locais de mensuração, oscilando entre 0,22 a 1,06%, sendo o centro do palato o mais estável.

Importa ainda a espessura da base da prótese total, conforme mostrado por Chen, Lacefield e Castleberry (1988) estudaram essa variável e concluíram que bases mais espessas produzem menor contração de molar a molar do que aquelas mais finas. Apesar de terem encontrado aumento na distância de molar a molar tanto nas bases delgadas como nas espessas, Jamani e Abuzar (1998) mostraram, por meio da digitalização de radiografias de próteses totais antes do processo de polimerização e após a demuflagem, que a magnitude de movimentação dos dentes foi maior nas mais espessas. Isso pode ser explicado pelo calor produzido durante a reação de polimerização que levaria os espécimes mais espessos a alcançar maiores temperaturas, o que resulta em um maior grau de polimerização. Sadamori et al. (1994)

reforçaram essa hipótese ao relacionar o grau de polimerização com a quantidade de monômero residual e constataram que essa é maior nas próteses totais mais delgadas.

Consani et al. (2002) demonstraram a influência da marca comercial da resina acrílica na alteração dimensional da base da prótese total e o papel de outros fatores, tais como: espessura da base, diferentes locais da base e geometria palatal, que promovem efeitos críticos na magnitude e localização da distorção, que ocorre principalmente na região posterior da prótese. Testaram Clássico (Clássico Artigos Odontológicos, São Paulo, Brasil), VipCril (Dental Vipi Co, Pirassununga, Brasil) e Meliodent Multicryl (Heraeus Kulzer GmbH, Werheim, Germany) e encontraram maior discrepância para a Clássico somente na região palatal, e, na região de caninos, todas as resinas se comportaram igualmente. Explicaram que a tendência das discrepâncias ocorrerem em diferentes magnitudes em relação à localização na base pode ser entendida pela anatomia do modelo, conforme dito anteriormente por Sweeney, Paffenbarger e Beall (1942): a região anterior impede a expansão da resina por liberação de tensões após a demuflagem (KAWARA et al., 1998); já a porção palatal posterior é plana e mais permissiva para a liberação dos estresses e, portanto, produz uma distorção mais evidente (WOELFEL; PAFFENBARGER; SWEENEY, 1965). Abuzar, Jamani e Abuzar (1995) observaram uma correlação estatística positiva com o teste ANOVA entre profundidade do palato e mudanças nos posicionamentos dentais em próteses totais. Em palatos profundos ocorre um deslocamento para vestibular dos molares e pré-molares, porque a contração térmica ocorre nas vertentes palatinase a liberação de estresses na demuflagem afasta os dentes. Já em palatos rasos, o deslocamento é no sentido palatino, isto é, ocorre um fechamento do arco, pois a contração da resina acrílica ocorre, na sua maior parte, paralelamente ao palato plano

e, após o resfriamento e a demuflagem, o estresse liberado aproxima os dentes opostos.

Para Domitti, Arioli Filho e Consani (1998), existem comportamentos diferentes de movimentação dental entre as diferentes regiões da prótese, o que sugere que a base de resina acrílica sofre diferentes tipos de tensão durante a confecção e, portanto, a magnitude da distorção ou empenamento varia de acordo com a região da prótese estudada, conforme os achados de Mahler (1951), mas em desacordo com aqueles Mainieri, Boone e Potter (1980). Domitti, Arioli Filho e Consani (1998) encontraram, no sentido látero-lateral, contrações de molar a molar e de pré-molar a pré-molar, sendo maior nos segundos molares, e expansão entre os incisivos centrais; no sentido ântero-posterior, aumento na distância de molar a pré-molar.

Muitos métodos para compensar a alteração da porção posterior das próteses totais estão descritos na literatura, como é o caso da extensão do enceramento além do limite posterior da base sugerida por Vig (1975). Graser (1978) preconizou o uso de uma base definitiva de prótese total para a prova dos dentes em cera, no lugar da base de prova convencional em resina acrílica quimicamente ativada. Assim, a prótese total seria então submetida a um segundo ciclo de polimerização, desta vez a uma temperatura mais baixa do que no primeiro (138°F ou 58,9°C), mas por um tempo maior (12hs), ao invés de 165°F (73,9 °C) por 9hs. Com o mesmo intuito, Corrêa (1993) aumentou a espessura da base e Ristau (1981) introduziu a confecção de orifícios na região do “post dam” dos modelos de trabalho, fazendo com que a resina penetrasse nessas retenções, diminuindo assim a deformação da base.

Segundo Wong et al. (1999), as resinas acrílicas são notáveis por sua tendência a absorver água, o que leva à sua alteração dimensional, mais especificamente, sua

expansão. Esse fenômeno é em parte desejável para compensar a contração sofrida no processamento, conforme também salientado por Kimpara, Muench (1996), mas pode ser exagerada. A expansão pelo fenômeno da absorção dos fluidos orais e da água usada para o armazenamento do aparelho protético compensa parte significativa da contração de processamento da resina, o que contribui para a melhor adaptação desses, mas deve-se atentar para o tempo de imersão, pois, segundo o estudo de Kimpara e Muench (1996), são necessárias semanas para se conseguir esse efeito: após a desinclusão, a contração era de 0,22%; após 2 semanas de imersão, diminuiu para 0,18%; de 2 para 8 semanas, a recuperação foi de apenas 0,01%. Esses resultados são comparáveis àqueles de de Gee, ten Harkel e Davidson (1979), Harvey e Harvey (1989) e Murphy, Huggett e Handley (1982). Phillips (1984) afirmou que para cada aumento de 1% no peso da água absorvida, a resina acrílica expande linearmente 0,23% e que o coeficiente de difusão da resina acrílica termicamente ativada é baixo, sendo necessários aproximadamente 17 dias de imersão em água à temperatura ambiente para se alcançar a saturação, a depender da espessura do aparelho protético.

O estudo de Wong et al. (1999) teve o intuito de comparar os efeitos das polymerizações seca e úmida e do tipo de resfriamento nas alterações dimensionais das próteses totais depois do processamento e da saturação em água. Os ciclos utilizados foram: calor seco em forno a 72°C por 6,5 horas + 100°C por 2,5 horas e resfriamento dentro do forno por 12 horas até atingir a temperatura ambiente (25°C +ou - 1°C); calor úmido em banho de água quente a 72°C por 6,5 horas + 100°C por 1,5 horas e resfriamento lento dentro do banho por 36 horas; e calor úmido em banho de água quente a 72°C por 6,5 horas + 100°C por 1,5 horas e resfriamento natural fora da água por 12 horas. As próteses totais foram então demufladas, acabadas e polidas.

Utilizando uma balança eletrônica, as próteses foram pesadas antes e depois da imersão em água. Quanto à alteração linear de polimerização os resultados mostraram que as maiores contrações foram encontradas nas próteses totais polimerizadas com calor úmido e resfriadas naturalmente do que naquelas processadas e resfriadas no calor seco, bem como naquelas processadas com calor úmido e resfriadas lentamente. Quanto à alteração linear por sorção de água essa foi maior naquelas processadas com calor úmido e resfriadas naturalmente do que nos outros grupos, o que pode ter sido causado não pela maior absorção de água, mas sim pelo efeito plastificador desta, permitindo a liberação das tensões. A somatória das alterações sofridas por cada grupo mostra que não houve diferença nas dimensões finais das próteses processadas pelos três métodos e a sorção de água não compensou inteiramente o processo de contração de nenhuma delas. Um processo lento de esfriamento é recomendado para evitar estresses gerados pelas diferenças de expansão térmicas do gesso de inclusão e da base da prótese total.

Assim acredita-se que a polimerização por calor seco produza uma resina densa com pouca água, o que resulta em melhores adaptação e estabilidade dimensional das bases dos aparelhos protéticos. Para as resinas polimerizadas com calor úmido, o uso de uma folha de estanho como meio de separação entre o gesso de inclusão e a resina acrílica promove uma menor quantidade de água no início do processo de cura, porque forma uma barreira física contra a água circundante. Essa opinião não é dividida por Huggett, Bates e Knott (1987), que compararam as propriedades dos materiais para base de próteses totais polimerizados por banho de água quente (difusão de calor d'água) e sistemas de polimerização por calor seco, como: forno de ar seco, método do vapor d'água, polimerização por vulcanização, calor desenvolvido por duas placas

aquecidas eletricamente que envolvem a mufla sob pressão, por lâmpadas de luz infravermelha, por indução dielétrica da massa acrílica e por energia de microondas. Não encontraram diferenças significantes quanto ao peso molecular, à absorção de água, às propriedades flexurais e à resistência ao impacto.

Os objetivos da fase de prensagem são: adaptar o material plástico aos espaços existentes, gerando fidelidade; promover a utilização dos excessos, reduzindo significativamente a contração, e prevenir um aumento da espessura da prótese e da dimensão vertical. Segundo Phillips (1984), toda vez que as alterações dimensionais forem inibidas, haverá a formação de tensões que acarretarão distorções do aparelho protético total. Assim, Aldrovandi (1956), Tylman e Peyton (1946) e Vieira (1964) aconselham o uso de prensas com molas e muflas sem parafusos, por achar que elas permitem a manutenção contínua da pressão durante a fase de polimerização, já que tornam possível uma leve abertura da mufla no momento em que a temperatura do material atinge o seu ápice, por conseguinte, a sua maior expansão, o que permite um alívio do confinamento que o gesso exerce sobre a resina e conseqüente liberação dos esforços da expansão dessa, pois de outra maneira o molde se deformaria em escala suficiente para distorcer a prótese ou permitir ainda a excessiva ocorrência de tensões internas. Essas recomendações divergem daquelas de Saizar (1958) e Taylor (1941), que acreditam que deveria ser usado gesso tipo III ao invés do tipo II, pois esse pode suportar a compressão, conter a dilatação do material e compensar, em parte, a contração de polimerização; portanto, não se justificaria o uso de prensas com molas. O único inconveniente de se usar o gesso tipo III é a dificuldade na desinclusão da prótese. Phillips (1984) afirmam ainda que a utilização desse tipo de prensa pode provocar um aumento da dimensão vertical pelo extravazamento do material que

impede seu completo fechamento, concordando com os achados de Russi et al. (1996), que compararam o aumento da dimensão vertical de oclusão causado por três tipos de prensas: prensa com molas, prensa com parafuso central e parafusos laterais colocados na própria mufla e encontraram resultados semelhantes para as duas últimas e maiores aumentos na prensagem com a primeira. Esses aumentos não ultrapassaram 0,1 mm e estão presentes nas três situações estudadas. Os autores concluíram que existem substanciais diferenças mecânicas entre a prensa de molas e as outras estudadas, pois estas últimas permitem a prensagem progressiva, mantendo a força de forma estática, o que não acontece com a primeira. Portanto, o uso de tais prensas pode ser um fator de variação adicional na altura dimensão vertical das próteses totais.

Gomez et al. (1998) preconizaram o uso de 1250 kgf de pressão para a mufla colocada entre placas Getom na prensa hidráulica, porque mais que isso causaria deformação das bordas metálicas, com a espera de 15 horas na prensa hidráulica para iniciar o ciclo de polimerização propriamente dito. Salientaram que a acomodação da resina no interior da mufla faz com que a pressão caia e tenha que ser corrigida para 1250 kgf novamente. Esse tempo de espera permite ainda uma melhor reação polímero/monômero. Dentre as alternativas técnicas para controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas, os autores sugerem o ciclo longo a baixa temperatura: 60°C por 3 minutos + 9 horas a 70°C e resfriamento natural.

Consani, Domitti e Consani (2002), preocupados com a manutenção da pressão conseguida com a prensagem na prensa hidráulica depois que a mufla é removida dessa prensa, estudaram o sistema RS composto de duas placas metálicas unidas por dois parafusos, que contêm a mufla da mesma forma que ocorre com a prensa Getom, da qual o sistema RS deriva, apesar de a Getom contar com 4 parafusos. Somente

após a prensagem final na prensa hidráulica com 1250 kgf, os parafusos da prensa RS foram apertados firmemente até a prensa hidráulica acusar queda da pressão. Esse procedimento garante a manutenção da pressão de fechamento estabelecida na prensa hidráulica.

As resinas ativadas quimicamente, que podem alcançar uma temperatura interna de 125°F (51,7°C) durante a cura, apresentam menor distorção do que as termicamente ativadas, segundo Anthony e Peyton (1962), embora a base das próteses de resinas quimicamente ativadas tenham menor resistência, concordando com Phillips (1984) que acharam 0,26% de contração de cura para a resina acrílica quimicamente ativada e 0,53% para a resina acrílica termicamente ativada .

A tensão interna da resina polimerizada varia com a temperatura; entretanto, a quantidade de distorção não está diretamente relacionada com o calor total envolvido: a altas temperaturas, a resina acrílica está amorfa e, portanto, nenhuma tensão pode ser transferida a ela; isso se inicia quando o material atinge a temperatura na qual começa a adquirir propriedades de um sólido, a chamada temperatura de transição vítrea; desse ponto até a temperatura ambiente, a alteração dimensional está relacionada ao coeficiente de expansão linear da resina ($81 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Se o material resfriar 55°C, haverá uma contração de 0,44%, segundo Phillips (1973). Os produtos do gesso do molde têm um coeficiente de expansão térmica oito vezes menor do que o da resina; essa diferença contribui para a alteração dimensional e a indução de tensões. Nas resinas acrílicas termicamente ativadas, a polimerização é iniciada pelo peróxido de benzoíla que, por sua vez, é ativado pelo calor. Com o decorrer da polimerização, uma certa quantidade de calor é liberada e acredita-se que essa exotermia da reação, somada ao calor do banho, exceda o ponto de ebulição do monômero antes de

terminado o processo, segundo Tuckfield, Worner e Guerin (1943). Essa exotermia é variável de acordo com a velocidade da reação, que, por sua vez, varia com a temperatura do processamento e a espessura da resina acrílica termicamente ativada. Um aumento na temperatura da reação diminui o monômero residual (que aumenta a contração e a distorção), mas diminui o peso molecular do polímero resultante. Banhos a baixas temperaturas diminuem a possibilidade de temperatura interna excessiva em associação à exotermia da reação, e, conseqüentemente, de porosidade, e promovem polímeros com maior peso molecular, mas demandam mais tempo para a reação se completar (PHILLIPS,1984); se não for respeitado esse tempo, podem resultar em materiais mais fracos, devido à formação de menores cadeias moleculares de resina. O vapor aprisionado nas resinas de rápida causariam porosidades internas que resultam em alto estresse interno e próteses totais vulneráveis à distorção e empenamento, segundo Craig (1980) e afetando adversamente as propriedades mecânicas, segundo Firtell e Harman (1983), Honorez et al. (1989) e Jerolimov et al. (1989). Faraj e Ellis (1979) sugeriram que as porosidades se formariam na resina curada somente se a pressão do vapor do monômero a 100°C ultrapassasse a pressão atmosférica e que essa pressão poderia exceder a pressão de fechamento da mufla. A pressão na mufla deve ser suficiente para adaptar a base da prótese total no modelo funcional durante a polimerização e a contração sofrida nos processos de polimerização e resfriamento.

As pressões mencionadas na literatura são as externas aplicadas sobre a mufla durante o fechamento dessa, e variam de 105 a 315 atm, ou seja, 1500 a 4500 psi, de acordo com os estudos de Yau et al. (2002). O princípio é obter o contato metal-a-metal entre as partes da mufla, conforme preconizado por Braun et al. (2000), Faraj e Ellis (1979), Peyton (1950), Rizzatti-Barbosa, Del-Bel Cury e Panzeri (1995), mas a

quantidade ideal de pressão preconizada para prensagem final da resina acrílica varia grandemente em valores e unidades entre os diversos trabalhos encontrados: 1250 kgf, segundo Consani et al. (2001), Consani et al. (2002) e Consani, Domitti e Consani (2002), Domitti, Arioli Filho e Consani (1998), Gomez et al. (1998); 800 kg, segundo Salvador et al. (2001); 20 kN, segundo Wong et al. (1999) e Yau et al. (2002); 28 kg/cm², segundo Atkinson e Grant (1965); 1200 psi, segundo Levin, Sanders e Reitz (1989); 1,5 ton/pol², segundo Campos Jr e Tedesco (1996); 1000 kgf/cm², segundo Damião et al. (2003); até 30 libras, segundo Winkler, Henig e Ortman (1972); 1500 psi (105 kgf/cm²), segundo Shlosberg et al. (1989) e Mainieri, Boone e Potter (1980); e 3500 psi, segundo Nelson, Kotwal e Sevedge (1991) e Woelfel (1977).

Durante a prensagem na prensa hidráulica, têm-se o controle da pressão, mas, quando a mufla é transferida para a prensa de cozimento, esse dado é perdido. Assim, Yau et al. (2002) utilizaram um transdutor de pressão colocado na região correspondente ao palato de uma prótese total para controlar as alterações da pressão durante o processo de acrilização. Esse utiliza um diafragma para detectar mudanças de pressão em ambientes fluidos, gasosos ou semi-sólidos e fornece um valor em voltagem. Utilizaram força gradual para fechamento da mufla até atingir 20 kN (aproximadamente 2040 kgf) durante um minuto e mantiveram-na assim por 5 minutos. Decorrido esse tempo, a mufla foi removida da prensa hidráulica e transferida para a de cozimento que recebeu torque de fechamento de 36 Nm que, segundo os autores, é suficiente para manter a pressão conseguida na prensa hidráulica. Foram utilizados dois ciclos: um longo (72°C por 6,5 hs e 92°C por 1,5 h), com posterior resfriamento natural na água do banho por 36 hs, e um curto (40 min a 100°C) e resfriamento natural por dez minutos e com água por mais vinte minutos. Quando a força aplicada à mufla

atingiu 20 kN, a pressão correspondia a 30 atm (440 psi). Passados cinco minutos, tinha caído para 20 atm, por causa do escoamento do excesso da resina ainda pouco viscosa pela pequena quantidade de ligações cruzadas. Os estudos de Yau et al. (2002) mostraram que a pressão de 30 atm na prensa hidráulica, 5 minutos depois, cai para 20 atm, devido ao escoamento do material. Após o fechamento final da mufla, a pressão permaneceu constante durante os 5 minutos que foi deixada sob a prensa hidráulica. Com o progresso da polimerização, aumentou a resistência ao escoamento, elevando a pressão para 25,1 a 34,5 atm. Após o fechamento final, ficou constante (12,4 atm) pelos cinco minutos que permaneceu na prensa hidráulica, porque quase todo o excesso havia sido removido. Quando passada para a prensa de cozimento com torque de 36 Nm, a pressão era de 11,5 atm, o que é bem próximo ao valor conseguido na prensa hidráulica.

A pressão e a temperatura variaram durante a cura de acordo com o ciclo empregado. No início do ciclo longo, pressão e temperatura aumentaram continuamente por 60 minutos, com pico aos 72°C, quando a pressão alcançou de 17,4 a 27,1 atm. A temperatura foi mantida a 72°C e a pressão caiu até a atmosférica (1-1,2 atm), que foi a pressão mais baixa registrada, mantendo-se assim até o início da ebulição. Uma pequena queda inicial na pressão foi registrada assim que a temperatura subiu de 72°C para 92°C, mas a pressão permaneceu constante com a manutenção da temperatura a 92°C por 1,5 h, quando foi desligado o calor e a temperatura da resina caiu gradualmente até a ambiente, quase que simultaneamente com a temperatura do banho. Em contraste, a pressão subiu devagar até um patamar de 7,7 para 11,6 atm à temperatura ambiente (aproximadamente 26°C). Assim, para o ciclo longo, as temperaturas registradas da resina acrílica foram muito semelhantes àquelas do banho,

sem picos. Para o ciclo curto, quando o banho estava a 100°C, a temperatura da resina aumentou rapidamente e um pico de 119-136°C ocorreu aproximadamente 25 a 30 minutos após o início. Entretanto, não foram observadas porosidades nessas próteses totais. O ponto de ebulição do monômero se elevou para 193 e 228°C para as pressões de 11,5 e 22 atm, respectivamente.

Segundo Yau et al. (2002), a pressão na resina depende da magnitude e taxa de pressão aplicada, da quantidade de resina colocada na mufla e da consistência dessa no momento da inclusão. Como a área da mufla é de aproximadamente 80 cm², estima-se que a força da prensa hidráulica (20 kN) produza uma pressão de 25 atm (= 367,38 psi = 25,83 kgf/cm²). Entretanto, a pressão registrada na resina no fechamento final foi bem inferior a essa: 12,4 atm; assim, Yau et al. (2002) concluíram que a pressão aplicada na prensa hidráulica não reflete a pressão da resina. Quando a pressão é insuficiente, pode levar a lacunas de contração; quando é excessiva, à distorção do molde e ao deslocamento dos dentes, segundo Taylor (1941).

A quantidade de calor gerada pela reação depende da taxa de reação que, por sua vez, está associada à temperatura de processamento e à espessura da resina, segundo Vallittu (1996) e Woelfel, Paffenbarger e Sweeney (1960). A taxa de reação é aumentada pela colocação de aminas terciárias, o que leva ao início da polimerização quando pó e líquido são misturados, mesmo sem calor, evitando o calor exotérmico exagerado associado à polimerização repentina, como afirmam Clarke, Ladizesky e Chow (1992) e Harrison e Huggett (1992). As temperaturas quase semelhantes da resina e do banho podem ser explicadas pelo aquecimento lento e pela má condução térmica do gesso de inclusão. Quando a temperatura da mufla aumenta no aquecimento, o latão da mufla (coeficiente de expansão térmica linear (CETL) = 20 x

$10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) e o molde de gesso ($\text{CETL} = 11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) expandem. Assim, esperar-se-ia que o aumento do molde causasse uma queda na pressão, o que não ocorre porque o CETL da resina acrílica é maior ($\text{CETL} = 81 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) e a pressão é criada pelo confinamento dessa, passando de 11,7 para 22 atm. A pressão não aumenta mais quando as expansões térmicas da resina e do molde cessam a 72°C ; e sim cai devido à contração de polimerização da resina. A queda atingiu 1 atm, a pressão atmosférica, assim permanecendo até o aquecimento final a 92°C , quando caiu ligeiramente devido à expansão do molde. No resfriamento de 92°C à temperatura ambiente, esperava-se que a contração térmica da resina causasse uma queda na pressão, mas um aumento foi registrado, o que pode ser explicado pela compressão da prensa de cozimento e contração do molde resultando em maior adaptação e aumento da pressão da base da prótese total no gesso. Na demuflagem, a pressão foi liberada.

Os autores concluíram que, no ciclo longo, não houve pico de temperatura, ao contrário do curto, no qual a temperatura atingiu 131°C em aproximadamente 25-30 minutos de aquecimento, quando a resina foi processada a 100°C . A pressão da resina durante o ciclo longo foi de 22 atm, quando o ponto de ebulição do monômero foi elevado para 228°C . O pico de temperatura da resina no ciclo curto, 131°C , foi bem inferior a esse ponto de ebulição elevado do monômero, o que permitiu concluir que o metilmetacrilato de metila não entra em ebulição quando as próteses são prensadas sob suficiente pressão. Diferentemente, Aldrovandi (1956) afirmou que a presença de poros indica que a temperatura da resina atingiu níveis superiores a $106\text{-}138^{\circ}\text{C}$, o que provocaria a ebulição do monômero e do polímero de baixo peso molecular, conforme observado por Phillips (1984). Esses mesmos autores apontam também a falta de homogeneidade da massa plástica e a condensação da resina antes dessa atingir seu

estágio plástico, como possíveis causas para o aparecimento de porosidades. Saizar (1958) atribuiu a presença de poros à falta de material, brusca elevação da temperatura e retração localizada.

Consani et al. (2001), a fim de avaliar o efeito do tempo pós-prensagem da resina na alteração da base da prótese total, polimerizaram com ciclos de 74° C por 9 horas bases de resina termopolimerizável imediatamente, 6, 12 e 24 horas após a prensagem lenta e gradual até 800 kgf, seguida da abertura para remoção do celofane e excessos de resina, e prensagem final sob carga de 1250 kgf por 30 minutos. Observaram diferenças significantes entre o grupo imediatamente e 6 horas após a prensagem e entre os grupos de 12 e 24 horas após a prensagem: o desajuste das bases aos modelos foi menor nessas últimas situações. Assim, existe forte indício de que a demora para o início da polimerização (física) exerça influência benéfica na estabilidade dimensional das bases de resina acrílica, já que possibilita melhor acomodação da resina no interior da mufla e permite a diminuição dos níveis de monômero residual e o relaxamento das tensões impostas à massa, durante a prensagem do material, que são processos morosos. Portanto, os autores recomendam que o tempo ideal de espera pós-prensagem seja de 12 a 24 horas, confirmando as recomendações de Gomez et al. (1998) de deixar a resina descansar por 15 horas ou 12 ou mais horas, respectivamente. Porém, esses achados vão contra os achados de Kimpara e Muench (1996), que concluíram que a magnitude de contração não foi dependente do tempo de início da polimerização.

No que tange aos ciclos de polimerização das resinas acrílicas para base de prótese total, a literatura sugere diferentes alternativas: Swenson (1948) propõe a polimerização rápida em água fervente por 45 minutos; Rebossio (1949) prefere a

polimerização lenta à baixa temperatura, sem elevar até a ebulição. Harman (1949) comparou a polimerização a 71°C por uma hora, seguida de meia hora a 30°C com outra a 71°C por nove horas e concluiu que a primeira resulta em uma prótese mais resistente, Weaver e Ryge (1969) preconizam o ciclo de 74°C por 9 horas, sem ebulição final. Aldrovandi (1956), em concordância com Saizar (1958) e Phillips (1984), denomina perfeita a polimerização realizada em dois estágios: aumento gradual e lento da temperatura até a ebulição e manutenção nesta temperatura atingida por tempo curto. Kawara et al. (1998), em um estudo sobre as bases protéticas de resina acrílica submetidas aos ciclos de polimerização convencional (90' a 70°C + 60' a 100°C + 30' a 100°C) e longo de baixa temperatura (70°C por 24 horas), acrescentaram que a menor distorção foi obtida no ciclo longo de baixa temperatura, que reduziu a contração térmica.

Firtell, Green e Elahi (1981) acreditam que temperaturas baixas do banho levam a menor contração durante o resfriamento, enquanto Mariani¹ (1978, apud HONOREZ et al., 1989) defende a necessidade de se alcançar a temperatura de ebulição do banho para se conseguir um alto grau de polimerização. Os fabricantes geralmente sugerem dois métodos para a polimerização de seus produtos: um ciclo longo com uma temperatura média uniforme e outro com aquecimento lento que inclui uma fase à temperatura de ebulição. Honorez et al. (1989) estudaram os efeitos de três ciclos de polimerização de resinas acrílicas sobre as propriedades físicas e químicas: 9 hs a 73°C (grupo 1); 1,5 h a 73°C seguido de 3 minutos a 100°C (grupo 2) e 40 minutos a 100°C (grupo 3). Os resultados mostraram que as resinas processadas pelas técnicas

¹ Mariani P. Variations dimensionnelles de resines acryliques utilisees en prothese complete [Thesis de Doctorat]. Faculte de Chirurgie Dentaire de Marseille; 1978.

dos fabricantes (grupos 1 e 2) mostraram superioridade nos testes de resistência ao impacto e dureza Brinell em relação ao grupo 3, mas isso não teve implicações clínicas. Além disso, o grupo 3 apresentou maior quantidade de porosidades, o que mostra que as próteses não devem ser polimerizadas diretamente em água fervente. A única desvantagem das próteses acrilizadas sem que ocorra a fervura da água foi a maior quantidade de monômero residual, três vezes maior em relação à daquelas polimerizadas em água fervente. Esses achados estão de acordo com aqueles de Smith e Bains (1956).

Além desses, estão registrados também diversos outros ciclos, como os de Anusavice (1996) e Craig (1997), que preconizam a polimerização a 74°C por 8 horas ou mais. Ainda exemplificando os ciclos de polimerização sem variação da temperatura, encontram-se os ciclos de Lamb (1993): 72°C por 12 horas, Tamaki (1983): 75°C por 12 horas e Peyton (1950): 74°C por 4 horas ou mais. Huggett, Brooks e Bates (1984) sugerem a polimerização em duas etapas: 70°C por 7 a 14 horas e 100°C por 1 a 3 horas, a depender da espessura da base da prótese.

Nishii (1968), primeiro preconizador do emprego da energia de microondas em substituição ao calor convencional, e Kimura, Teraoka e Sugita (1987) concluíram em seus estudos que a prótese polimerizada com energia de microondas apresenta melhor adaptação, baixa alteração de cor dos dentes e raras trincas nesses e na base acrílica, além de proporcionar grande redução no tempo de polimerização. Dentre os ciclos utilizados para a polimerização em microondas, destacam-se os de Gomez et al. (1998), que variam de acordo com a espessura da base: para bases com até 3 milímetros, 4 minutos a 50% de potência, seguidos de 5 minutos a 0% e mais 3 minutos a 100%; para bases de 3 a 5 milímetros, 6 minutos a 40% de potência, seguidos de 5

minutos a 0% e mais 3 minutos a 80%; para bases de 5 a 10 milímetros, 10 minutos a 30% de potência, seguidos de 5 minutos a 0% e mais 10 minutos a 40%. Kimura, Teraoka e Saito (1984) e Takamata et al. (1989) obtiveram melhor adaptabilidade das bases, processando resinas termopolimerizáveis em microondas a 500 W de potência por 3 e 1,5 minutos, respectivamente. Rizzati-Barbosa, Del-Bel Cury e Panzeri (1995) acharam resultados superiores de adaptação das bases utilizando ciclos longos (90 W por 13 minutos) de polimerização em microondas do que com ciclos curtos (500 W por 3 minutos). Esses resultados concordam com os de Reitz, Sanders e Levin (1985), que afirmam que os ciclos de cura longos diminuem o grau de distorção das bases protéticas, mas discordam daqueles de Ilbay, Guvener e Alkumru (1994), que consideraram o ciclo curto (550 W por 3 minutos) como aquele que propicia a maior resistência da resina acrílica.

Levin, Sanders e Reitz (1989) compararam o uso da energia de microondas para o processamento de resinas acrílicas com o método convencional por banho de água quente. Os resultados mostraram que não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os métodos utilizados quanto à dureza, porosidade e resistência transversal, e apontaram a grande vantagem do uso da energia de microondas: a redução do tempo de acrilização da peça. A desvantagem desse método está relacionada à mufla empregada, que deve ser plástica e, apesar do alto custo, são mais suscetíveis a quebras. Assim, os autores recomendam o uso de, no máximo, 1200 psi para a prensagem da resina nessas muflas. Segundo a bula de um fabricante de muflas para microondas (Clássico Artigos Odontológicos Ltda), essas são feitas de Fortron, uma linha de plásticos modernos conhecidos por “plásticos de engenharia” fabricada pela Hoechst Alemã, que é muito resistente às altas temperaturas (até 180°C) e aos

esforços físicos (até 2000 kgf de força de prensagem, mesmo quando as muflas não estão preenchidas por gesso).

Takamata et al. (1989) estudaram a influência do modo de polimerização na adaptação das resinas acrílicas. As formas de ativação da polimerização foram: calor, luz e energia de microondas. Todos os métodos utilizados mostraram que a resina acrílica sofre processos de contração de processamento, embora o método de polimerização por banhos de água de 70°C a 100°C tenham apresentado a pior adaptação, seguido do método de polimerização por luz e do método de polimerização por energia de microondas. Sanders, Levin e Reitz (1991) polimerizaram resinas termicamente ativadas convencionais e especiais para uso em microondas com os métodos convencional (banho de água quente) e por energia de microondas. Consideraram a adaptação das próteses curadas em microondas comparável àquela das curadas convencionalmente, e não encontraram superioridade das resinas especiais para microondas e relação às convencionais quando submetidas a essa fonte específica de ativação, resultado que vai ao encontro daqueles de Braun et al. (2000).

Truong e Thomasz (1988) compararam próteses totais polimerizadas pelo método da água fervente e de microondas. Para tanto as muflas foram imersas em água a 100° C e a fonte de calor foi imediatamente desligada. Vinte minutos depois, esta foi religada, mantendo a fervura por 10 minutos. Já para a polimerização por energia de microondas se deu por meio do ciclo preconizado por Kimura, Teraoka e Saito (1984), que consiste em: pré-cura a 90 W por 1 minuto; polimerização propriamente dita a 90 W por 3 minutos e pós-cura a 500 W por 2 minutos. Foram também utilizados os seguintes ciclos: 90 W por 24 minutos, 90 W por 30 minutos e 60 W por 6 minutos + 90 W por 6 minutos, todos seguidos por uma pós-cura de 500 W por

2 minutos. Não encontraram diferenças para a sorção de água e perda de massa por desinfecção química, entretanto a quantidade de monômero residual foi insignificamente maior nas próteses polimerizadas por água fervente, o que permitiu concluir que as resinas curadas pelos dois métodos têm microestruturas idênticas, ocorrendo o mesmo com o grau de ligações cruzadas. Truong e Thomasz (1988) concluíram que a única vantagem do uso da energia de microondas é que essa provê um método de cura mais rápido do que aquele do banho de água quente convencional e que o ciclo preconizado por Kimura, Teraoka e Saito (1984) é satisfatório para corpos de prova delgados; do contrário, leva à porosidade. Essa pode ser prevenida com o uso do seguinte ciclo: 60 W por 6 minutos + 90 W por 6 minutos + 500 W por 2 minutos.

Reitz et al. (1985) compararam a dureza e a resistência transversa de próteses polimerizadas pelos dois métodos, concluindo que essas são similares, assim como Smith, Powers e Ladd (1992), Shlosberg et al. (1989) e Alkhatib et al. (1990), e recomendaram um ciclo longo a baixa voltagem para espécimes espessos (30X10X10 mm), a fim de evitar porosidades. Kimura, Teraoka e Saito (1984) reportaram uma adaptabilidade maior das resinas curadas por energia de microondas em relação àquelas polimerizadas em água quente. Atribuíram esse resultado ao aumento mais rápido da temperatura nas bordas do gesso de inclusão do que em seu centro na polimerização por banho de água quente, com grande diferença entre os valores da temperatura nesses dois locais, ao contrário do que ocorre na polimerização por energia de microondas, na qual o centro é aquecido primeiramente, mas a diferença de temperatura nesse e nas bordas é pequena. Smith, Powers e Ladd (1992) compararam as propriedades mecânicas de sete resinas polimerizadas por diferentes métodos: 1-Accelar 20 (resina de rápida polimerização): 100°C por 20 minutos e 13,5 minutos a

90W + 1,5 minutos a 500W; 2- Acron MC (resina polimerizada por energia de microondas): 3 minutos a 500W; 3- Compak 20 (resina de rápida polimerização): 100°C por 20 minutos e 13,5 minutos a 90W; 4- Lucitone 199 (resina termopolimerizada modificada por borracha): 74°C por 9 horas e 20 minutos a 90W + 8 minutos a 50W; 5- Permacryl 20 (resina de rápida polimerização): 100°C por 20 minutos e 13,5 a 90W + 1,5 minutos a 500W; 6- PERform (resina polimerizada sob pressão (0,55 mPa) a média temperatura) : 45°C por 30 minutos; e 7- Triad (resina polimerizada por luz visível): 10 minutos de exposição. Seus resultados mostraram que a polimerização por energia de microondas aumentou o módulo de elasticidade de duas delas (4 e 5) e diminuiu a resistência ao impacto de 5. Já a polimerização por luz visível proporcionou a maior dureza Knoop, a maior endentação Rockwell e o maior módulo de elasticidade.

Campos Jr e Tedesco (1996) pesquisaram as alterações dimensionais que ocorrem numa prótese total durante os processos de inclusão da resina, polimerização por banho de água quente e polimento. Para tanto, fizeram marcações e mensurações nas próteses ainda em cera que foram repetidas da mesma forma após a acrilização dessas. As conclusões desse estudo foram: a prótese terminada, quando comparada a ela mesma em cera, apresenta encurtamento do arco dental em seu comprimento, fechamento do arco dental na região de molares, aumento da dimensão vertical de oclusão e necessidade de ajuste oclusal para minimizar alterações de processamento. Somam-se a essas alterações, aquelas verificadas por Kimpara et al. (1995) que estudaram o efeito das alterações dimensionais da cera rosa nº 7 na montagem dos dentes e concluíram que seu resfriamento provoca mudanças nas posições dos dentes durante a montagem, principalmente quando o aquecimento não é uniforme ou quando

se atinge sua temperatura de fusão. Esses deslocamentos foram mais perceptíveis na região dos molares, seguida pela dos pré-molares e dos incisivos.

Existem muitos estudos sobre as alterações dimensionais sofridas pelas resinas acrílicas e suas conseqüências, mas esses concentram-se nos efeitos oclusais e de adaptação das próteses aos tecidos moles, sem investigar as alterações espaciais que ocorrem ao nível dos côndilos mandibulares. Os relatos com esse enfoque específico comparam a posição das cabeças da mandíbula na fossa articular antes e após a instalação de novas próteses, por meio de exames tomográficos (AMORIM, 1999) ou radiográficos transfacial e transcranial (DOMITTI; BÓSCOLO; CONSANI, 1975). Foi verificado que, na ausência dos dentes posteriores inferiores, os côndilos apresentaram-se predominantemente em posições posteriores e, após o tratamento protético reabilitador, ocorreu um reposicionamento condilar com aumento da ocorrência de posições concêntricas, sugerindo que a reabilitação seja importante para a obtenção de posições condilares mais fisiológicas e para a manutenção da harmonia do sistema estomatognático.

Num estudo para verificação das alterações da posição do côndilo na cavidade mandibular antes e após o uso de próteses duplas adequadas, Domitti, Bóscolo e Consani (1975) constataram que 90% dos pacientes com Disfunção Têmporo-Mandibular (DTM) tiveram seus sintomas remitidos após 10 meses de uso dessas e verificaram, por meio das técnicas radiográficas transcranial (método de Gillis) e transfacial (método de McQueen), o grau de aproximação do côndilo da parede posterior da cavidade mandibular, sabendo-se que, na dimensão vertical de repouso, o côndilo encontra-se distante 3 mm das paredes anterior e posterior e 6 mm da parede

superior. Desse estudo, depreende-se que essas técnicas radiográficas permitem estudos comparativos satisfatórios das margens da ATM, mas pouca influência da posição dos côndilos foi relacionada à presença de DTM. Ireland (1953) afirma que mudanças compensatórias ocorrem freqüentemente e, por isso, um pequeno número de pacientes desenvolvem as chamadas disfunções têmporo-mandibulares (DTM). Dentre essas alterações, podem ser citadas as alterações de forma e posição dos côndilos, alterações no posicionamento dos discos articulares e progressivas alterações nas fossas mandibulares (GOODFRIEND, 1933). Entretanto, Celenza (1985) alertou que essa capacidade adaptativa aos procedimentos restauradores pode ser excedida, instalando-se um quadro de disfunção desta natureza. As alterações patológicas nas ATM podem incluir extensa reabsorção de osso na região subcondral, como também ao longo das bordas anterior e posterior do pescoço do côndilo e do teto da fossa mandibular, além de espessamento da cartilagem articular que reveste a cabeça da mandíbula (hialinização ou até ossificação, num estágio mais avançado) e aplainamento do côndilo (GIANELLY; RUBEN; RISINGER, 1970).

Polyzois (1990) considera que o tecido mucoso bucal, mesmo apresentando razoáveis propriedades de adaptação, não compensaria desajustes além de 1 mm, principalmente quando ocorrem na porção central da borda posterior palatina, concordando com Heartwell Jr (1975), que também considera necessário o ajuste oclusal por meio de remontagem clínica após a instalação das próteses. Schweitzer (1947) afirmou que, após concluída a fase de polimerização da resina acrílica e antes da remoção da prótese total do modelo, este deva ser novamente assentado em sua posição original no articulador, a chamada remontagem laboratorial, para que a oclusão seja reexaminada e corrigida, com o intuito de prevenir desconfortos para o paciente

advindos das alterações de processamento das bases de próteses totais. Rizatti-Barbosa e Dallari (1996) também consideram imprescindível o ajuste oclusal após a instalação das próteses totais, não só na posição de RC, mas também em protrusão e, principalmente, em lateralidades direita e esquerda, já que as cúspides podem se apresentar fora da angulação proposta durante a montagem dos dentes, conforme mostrado pelo seu estudo, o que pode comprometer a qualidade do movimento mandibular e a saúde das ATM. Esses autores encontraram um movimento de rotação no sentido látero-lateral dos dentes posteriores decorrente da contração sofrida pela prótese, o que leva a um comprometimento da curva de compensação individual de cada paciente. Antonopoulos (1978) lembra que, apesar de o conforto do paciente ser um critério de sucesso na reabilitação por próteses totais, esse não pode ser usado isoladamente para avaliar a qualidade das mesmas, já que a experiência clínica mostra que destruições consideráveis podem ocorrer sob condições de absoluto conforto reportado pelo paciente edêntulo. Assim, a remontagem pode ser uma grande aliada do clínico para resolver problemas ocorridos no processamento das próteses e garantir seu uso pleno sem efeitos deletérios.

Weinberg (1979) verificou que as DTM tem um fator etiológico multifatorial e o estresse tem se mostrado um fator tão importante quanto a oclusão. Okeson (1998) afirma que não existe uma causa universal para as DTM e, por isso, para evitar discussão sobre a etiologia, classificou os fatores em predisponentes (fatores sistêmicos, psicológicos e estruturais), como fatores que aumentam o risco das DTM, fatores de iniciação (trauma, hábitos parafuncionais ou sobrecarga), que causam a instalação das DTM e, por fim, fatores perpetuadores (estresse muscular e mecânico, problemas metabólicos), que interferem na cura ou aumentam a progressão das DTM.

Cada um desses fatores, sobre diferentes circunstâncias, podem desempenhar um ou todos os papéis, sendo que, por exemplo, um mesmo fator pode ser considerado perpetuador para um paciente e predisponente para outro.

Segundo Siqueira e Ching (1999), as DTM ou DCM (disfunção crânio-mandibular) são algumas das causas de dor crânio-facial crônica e, na opinião de Carlsson (1984) e Agerberg (1988), sua etiologia, considerada multifatorial, inclui características biológicas, individuais, alterações oclusais e distúrbios psicoemocionais.

Boucher, Hickey e Zarb (1995) relataram que pacientes desdentados totais comumente apresentam hábitos parafuncionais, alterações oclusais, instabilidade das próteses e problemas iatrogênicos. Agerberg (1988) e Mercado e Faulkner (1991) acrescentaram ainda a piora da função mastigatória e maior índice de disfunção em relação a pacientes dentados. Todas essas alterações podem se tornar fatores contribuintes para a dor muscular, segundo Graff-Radford, Reeves e Jaeger (1987). Embora os fatores oclusais tenham participação controversa na etiologia das DCM dolorosas, eles podem agir como fatores contribuintes para a manutenção e perpetuação da dor.

Siqueira e Ching (1999) afirmam que corrigir as alterações grosseiras das próteses totais, como contatos inadequados e dimensão vertical alterada, na fase de diagnóstico diferencial, serve inclusive de teste terapêutico, permitindo, segundo Boucher, Hickey e Zarb (1995) e Cerveira Netto (1995), uma reabilitação neuromuscular preparatória à reabilitação definitiva, ou seja, a confecção de novas próteses, a fim de melhorar a posição postural e ortopedicamente estável da mandíbula.

Faulkner e Mercado (1990) encontraram uma prevalência alta de sinais e sintomas de disfunção crânio-mandibular (DCM) em pacientes usuários de próteses

totais (93,3% da amostra), o que contrasta com os achados de Loisel (1969) que considerou-os raros nesse grupo específico. Bergman e Carlsson (1972) e MacEntee et al. (1987) encontraram valores de 25% para prevalência de sintomatologia dolorosa dos músculos da mastigação, Franks (1967), 15%, McCarthy e Knazan (1987), 68% e Meyerowitz (1975), 59%. Essas são diferenças significantes e podem ser explicadas pelos diferentes critérios utilizados para caracterizar a presença de DCM de cada estudo.

Faulkner e Mercado (1990) não detectaram relação significativa entre DCM e seus indicadores, exceto no sexo do paciente. Foi mostrado que DCM é mais prevalente no sexo feminino, o que é fracamente suportado pela literatura que, em grande parte, concorda não haver essa diferença (LINDQVIST, 1971; REDING; RUBRIGHT; ZIMMERMANN, 1966). Três variáveis foram submetidas à análise de regressão e de múltipla regressão para se estabelecer a contribuição destes fatores para a etiologia das DCM, a saber: número de pares de próteses totais, número de anos de uso dessas próteses e idade das próteses atuais. Concluíram que quanto menos pares de próteses, maior a probabilidade de DCM. Acredita-se que quanto mais pares de próteses um indivíduo teve, maior a sua tendência a ser mais cuidadoso com a sua saúde bucal, pois maior a quantidade de visitas ao dentista e, portanto, maior a manutenção de uma dimensão vertical ótima, uma oclusão estável e confortável e próteses totais bem adaptadas. Do contrário, longos anos de uso levam a um grande desgaste das superfícies oclusais dos dentes artificiais, com consequente perda da dimensão vertical de oclusão, levando à produção de sintomas da DCM, conforme a literatura aponta (AGERBERG, 1988; BUDTZ-JORGENSEN et al., 1985; KOPP, 1977; MONTEITH, 1984; TOGELBERG; KOPP, 1987; ZISSIS; KARKAZIS; POLYZOIS, 1988).

Além disso, a falta de retenção e estabilidade pode levar ao desenvolvimento de um hábito parafuncional (BERGMAN; CARLSSON, 1972; ZARB, 1979), o que poderia levar à dor miofascial (ZARB; CARLSSON, 1979). Assim, o menor número de pares de próteses totais pode ser considerado válido no desenvolvimento das DCM, apesar da fraca associação. Quanto ao número de anos de uso de próteses totais e idade das próteses atuais, não houve associação desses com a etiologia das DCM. Longos períodos sem suporte oclusal adequado podem levar à DCM (BUDTZ-JORGENSEN et al., 1985; CHRISTENSEN; ZIEBERT, 1986; TOGELBERG; KOPP, 1987). Também não foi encontrada relação de outros indicadores de DCM com a etiologia dessas, no caso: hábitos noturnos com a prótese total, espaço livre, coincidência entre RC e PO e retenção e estabilidade das próteses totais.

De acordo com Mercado e Faulkner (1991), os cinco fatores apontados pela literatura como principais causadores de DCM são: idade, hábitos parafuncionais, dimensão vertical, oclusão e trauma extrínseco. Agerberg (1988) encontrou pelo menos um sintoma de DCM em mais de 50% da população, com frequência maior nos idosos. Szepentery, Fazekas e Mari (1987) afirmaram que os sintomas mais frequentes de DCM são: dor, diminuição da mobilidade e ruídos articulares, e são mais frequentes com o aumento da idade. A relação entre o aumento da idade e as mudanças nas ATM também foi estudada por Bates, Adams e Stafford (1984), Bolender, Swoope e Smith (1969), Carlsson (1984) e de Bont et al. (1986), que concluíram que as condições degenerativas ocorrem frequentemente em indivíduos portadores de próteses totais. Por outro lado, Mollo Jr et al. (1994) utilizaram um índice anamnésico modificado e um índice clínico modificado de Helkimo para avaliar a presença de sinais e sintomas de DCM em 160 pacientes desdentados totais portadores de próteses totais bimaxilares,

dos quais 80 tinham menos de 5 anos de uso (grupo A) e 80, mais do que 5 anos (grupo B). Concluíram que 56,87% dos indivíduos não apresentaram DCM, 40% apresentaram DCM leve, 1,87%, DCM moderada e 1,26%, DCM severa, e não encontraram diferenças estatísticas com relação ao grau de DCM entre os grupos A e B. MacEntee et al. (1987) observaram que 15% dos pacientes idosos têm alguma forma de osteoartrite correlacionada à dor da ATM, enquanto Agerberg (1988) postulou que a osteoartrite de ATM ocorre devido à carga não-fisiológica, que resulta na remodelação e injúria de componentes da ATM, como freqüentemente observado nos grupos de idosos desdentados. Prentiss (1918) relacionou o efeito da perda dos dentes com o início das DTM: a perda dos dentes posteriores leva a uma sobrecarga na articulação, pois a musculatura elevatória da mandíbula puxa o côndilo para cima e esse exerce uma pressão que, quando duradoura, gera problemas na cartilagem articular (espessamento), no côndilo (aplainamento) e na fossa articular do osso temporal (reabsorção). Sicher (1948) acrescenta que o desequilíbrio muscular leva à perda da relação normal entre côndilo e disco articular e, conseqüente descompasso no movimento desse conjunto, o que pode levar ao quadro de DTM.

Zarb (1979) postulou que, em usuários de próteses totais, o apertamento devido à diminuição da estabilidade dessas, seja por remodelação tecidual ou por diminuição do controle neuromuscular, leva ao desenvolvimento de uma oclusão habitual não-funcional pela excessiva movimentação mandibular para manter as próteses em posição. As observações clínicas de Hickey e Zarb (1980) demonstraram que o bruxismo é comum entre os usuários de próteses totais, o que seria provavelmente causado pelas desordens crânio-mandibulares incipientes.

Monteith (1984) alegou que, apesar da etiologia multifatorial das DCM, a diminuição da dimensão vertical é a causa mais freqüente de dor entre os usuários de próteses totais, devido à hiperatividade muscular resultante do nível exagerado de contração. Da mesma forma, Budtz-Jorgensen et al. (1985) e Togelberg e Kopp (1987) afirmaram que a perda do suporte oclusal está diretamente relacionada com a severidade da DCM. Christensen e Ziebert (1986) explicaram que, na falta dos dentes posteriores, a estabilidade da mandíbula em relação ao crânio é conseguida pela atividade da musculatura mastigatória que aumenta a carga nas ATM, produzindo mudanças histomorfológicas, patológicas e fisiopatológicas. Esses achados não estão de acordo com aqueles de Franks (1967), MacEntee et al. (1987), McCarthy e Knazan (1987) e Wilding e Owen (1987), que não encontraram correlação entre as discrepâncias na dimensão vertical das próteses totais existentes com o aumento da severidade das DCM nos pacientes edêntulos.

Carlsson (1976) reportou que a instabilidade oclusal é o fator mais importante para o desenvolvimento de DCM entre usuários de próteses totais, concordando com Agerberg (1988). Segundo Wilding e Owen (1987), a distribuição desfavorável de carga causada pela abrasão dos dentes posteriores e atrição dos anteriores das próteses totais produz interferências incisais e contribui para o desenvolvimento de sintomas e sinais de DCM. Zisis, Karkazis e Polyzois (1988) notaram que a falta de coincidência entre a posição de oclusão e a relação central nas próteses totais está presente em 25% dos pacientes examinados. Franks (1967) observou DCM em pacientes usuários de próteses totais com erros de relação oclusal. Por outro lado, outros autores como Budtz-Jorgensen et al. (1985), Heloe e Heloe (1978), MacEntee et al. (1987), McCarthy

e Knazan (1987) e Sakurai et al. (1988) não acharam correlação entre os sinais e sintomas da DCM e os fatores oclusais e a qualidade geral das próteses totais.

Diversos estudos (BROOKE; STENN, 1978; LADER, 1983; PULLINGER; MONTEIRO, 1988; READE, 1984) mostraram correlação significativa entre a presença de sinais e sintomas de DCM e história de trauma na área da cabeça, do pescoço ou do ombro, embora não tenham sido realizados em portadores de próteses totais. Mercado, Faulkner (1991) estudaram esse grupo em particular, utilizando uma amostra de 201 pacientes, 48 homens e 153 mulheres de 47 a 89 anos. Os principais sinais e sintomas encontrados foram hábitos parafuncionais generalizados (70,8% nos homens e 62,5% nas mulheres), como apertar e ranger dentes, empurrar e deslocar próteses totais com a língua e morder tecidos moles e objetos com as próteses, além de dor e sensibilidade nos músculos pterigóideos laterais (68,6% nos homens e 71,2% nas mulheres). O desvio de linha média durante a abertura e o fechamento, o estalo e a crepitação articular também foram encontrados: 29,2% nos homens para os três sinais e 29,4%, 30,7% e 24,8% nas mulheres, respectivamente. Apenas 6,6% (13 casos) da amostra válida total não apresentava sintomas e a maior parte consistia em pacientes com apenas um sinal ou sintoma. Em relação à musculatura mastigatória, 69,2% dos pacientes apresentavam dor no pterigóideo lateral, 11,4%, no pterigóideo medial, 13,9%, no masséter e 11,9% no temporal. Segundo Mercado e Faulkner (1991), com o avançar da idade, aumenta a prevalência de sinais e sintomas de DCM. Com o envelhecimento, vêm mudanças geralmente na forma de doenças degenerativas de ATM, como a osteoartrite, diminuição da percepção sensório-motora das estruturas remanescentes da cavidade oral, diminuição do tônus dos músculos da mastigação e da face, manifestações orais de doenças sistêmicas, mudanças psicológicas

resultantes da reação emocional à perda dental e aceitação de limitações do envelhecimento.

Segundo Iacopino e Wathen (1993), apesar de as queixas entre pacientes com mais de 65 anos diminuírem de 35 a 50% em relação às outras faixas etárias na maioria dos estudos, a incidência da DCM geriátrica é ainda altamente significativa. Os problemas e desafios para o diagnóstico acurado e o tratamento específico para essas desordens são compostas, nos pacientes geriátricos, pela fisiologia e bioquímica das mudanças naturais da senescência e cabe ao profissional avaliar como essas podem predispor seus pacientes senescentes às DCM e afetar condições pré-existentes. A remodelação do tecido articular é um fenômeno físico fisiológico de acomodação às mudanças advindas da idade, mas pode agir de forma deletéria, causando degeneração e deformação da articulação.

Segundo Akerman, Kopp e Rohlin (1986), na saúde, as superfícies articulares estão intactas: duas a quatro camadas de fibroblastos enfileirados subjazem a superfície, seguidas de uma camada cartilaginosa largamente calcificada em suas porções mais profundas, contíguas ao osso medular. Na presença de degeneração, os fibroblastos estão dispostos de maneira irregular e esporádica e encontra-se osso subcondral entre a cartilagem calcificada e o osso medular. Com a progressão da destruição, encontram-se fissuras da superfície até a camada cartilaginosa, rodeadas por áreas desprovidas de células. Posteriormente, as superfícies articulares se tornam ulceradas e a degeneração alcança a camada de cartilagem calcificada. Fissuras horizontais se entrepõem entre as cartilagens articular e calcificada e inúmeras áreas de cartilagem calcificada descorticalizada são evidentes. A esclerose do osso subcondral aparece e ocorre grande proliferação cartilaginosa nas margens da

articulação (osteófitos). Hinton e Carlson (1986) afirmam que a contínua deposição de tecido conjuntivo neoformado para compensar a perda de tecido de suporte na superfície articular leva finalmente à deformação do côndilo e essa articulação comprometida torna-se susceptível aos fatores etiológicos locais que perpetuam o processo degenerativo, cujo exemplo mais importante é a sobrecarga da ATM.

Estudos experimentais em animais mostram que as cargas mecânicas são fundamentais para a manutenção do crescimento, da morfologia e da função dos tecidos de suporte articulares. Copray, Jansen e Duterloo (1985a, 1985b) afirmam que a diminuição da carga na cartilagem articular das ATM leva à redução da proliferação celular e da síntese de matriz, o que, segundo Bouvier e Zimny (1987) e Simon (1977) resulta em um côndilo menor com fina cobertura cartilaginosa. Bouvier e Hylander (1982) e Hinton (1981) acrescentam que ocorre ainda uma queda na atividade enzimática associada à mineralização óssea no interior da camada hipertrófica da cartilagem condilar, assim como uma redução na quantidade de osso trabecular subcondilar. O retorno à carga normal, por exemplo, por meio de confecção de novas e adequadas próteses totais e orientação ao paciente quanto ao uso e à duração das mesmas, geralmente reverte esse quadro, por meio do estímulo da divisão celular, síntese de matriz e atividade enzimática dos tecidos articulares.

Iacopino e Wathen (1993) mostram que, com a idade, os tecidos articulares perdem a habilidade de se adaptarem às mudanças nas cargas funcionais causadas nos idosos, principalmente, pela perda de suporte dental posterior e alteração dos hábitos alimentares, dando preferência aos alimentos mais macios. Os achados de Bouvier (1988) revelam que essa mudança na dieta contribui para a redução da proliferação e maturação da cartilagem articular e pneumatização do osso trabecular

subcondilar, diminuindo a capacidade de reversão dos danos da degeneração mesmo após sanado o problema, o que, para Rieder, Martinoff e Wilcox (1983), poderia explicar a perpetuação de sintomas em pacientes idosos mesmo após a restauração de suas dentições. Dessa forma, a manutenção de uma dentição saudável durante toda a vida é mais do que um ideal dos dentistas; é necessária para a qualidade de vida na velhice. Outro ponto a considerar, especialmente em pacientes idosos, é o desgaste dos dentes posteriores pela abrasão dos alimentos que, para Iacopino e Wathen (1993), leva ao aparecimento de facetas de atrição nos dentes anteriores e ao travamento dental, com conseqüente distribuição desfavorável da carga mastigatória, contribuindo para o desenvolvimento de DCM.

Uma crença comum entre os dentistas é de que usuários de próteses totais não sofrem de disfunções têmporo-mandibulares (IACOPINO; WATHEN, 1993). Há algumas razões para esse fato: uma é que normalmente esses pacientes estão habituados a uma função mastigatória deficiente e portanto aceitam a disfunção mandibular sem queixas. Outra se refere à maior parte dos dentistas, que não realizam um exame adequado do sistema estomatognático desses pacientes, negligenciando sinais de DCM. Mas o panorama apresentado por esta revisão de literatura mostra a necessidade de se estudar esse assunto e buscar a elucidação do tema.

3 PROPOSIÇÃO

Objetivo Geral:

Avaliar a interferência de diferentes fatores das fases laboratoriais de processamento na estabilidade dimensional das bases de próteses totais.

Objetivo Específico:

Avaliar *in vitro* as possíveis variações posicionais da cabeça da mandíbula decorrentes da alteração dimensional das resinas acrílicas para base de próteses totais de diversos tipos e marcas comerciais submetidas a três variáveis de processamento, combinadas entre si: tipo de prensa, força de prensagem e ciclo de polimerização empregados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram confeccionados espaçadores de 4 mm para os estojos condilares do articulador totalmente ajustável modelo TT (Francotec Ind. e Com. de Aparelhos Odontológicos Ltda, Ribeirão Preto, Brasil) (Figuras 4.1), de maneira a afastar as esferas condilares das paredes superior, medial e posterior desses estojos (Figura 4.2) e obter liberdade para a movimentação condilar no ato da remontagem das próteses acrilizadas, cuja mensuração objetiva este trabalho. Os estojos também sofreram uma modificação: um prolongamento de sua parede superior até o ramo superior do articulador, de forma a evitar a movimentação da guia condilar, ajustada em zero grau, assim como o ângulo de Bennett (Figura 4.3). Utilizou-se o articulador totalmente ajustável modelo “TT” pela forma de seu estojo condilar que, por não apresentar grande complexidade em relação àqueles de outros articuladores, facilitou a fundição dos espaçadores e a remoção dos corpo-de-prova em gesso, como descrito adiante. Além disso, o uso desse é justificado pela possibilidade do ajuste milimétrico da distância intercondilar, independente para cada um dos lados, o que é interessante para corrigir eventuais desajustes provocados pela imprecisa fundição dos espaçadores, equilibrando a quantidade de afastamento das esferas condilares dos dois lados, o que seria inviável nos articuladores semi-ajustáveis.

Parafusados os espaçadores, foi necessário proceder-se a uma alteração da marca-padrão do pino incisal do articulador, levando-a quatro milímetros para cima, a fim de se manter o paralelismo entre os ramos superior e inferior do articulador.

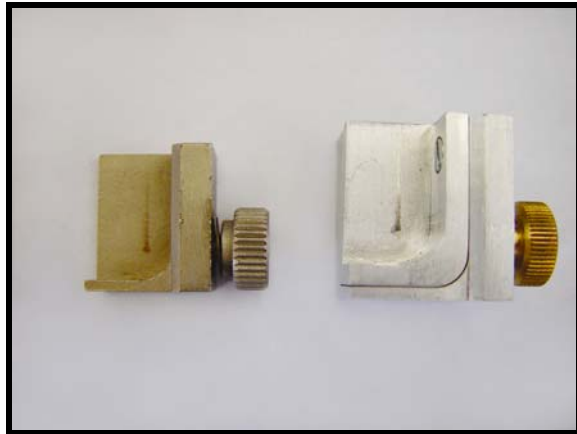


Figura 4.1 - Espaçador para as paredes superior, medial e posterior do estojo condilar do articulador totalmente ajustável modelo "TT"

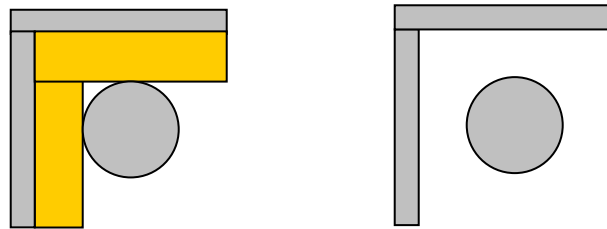


Figura 4.2 - Esquema do afastamento das esferas condilares pelos espaçadores do estojo condilar

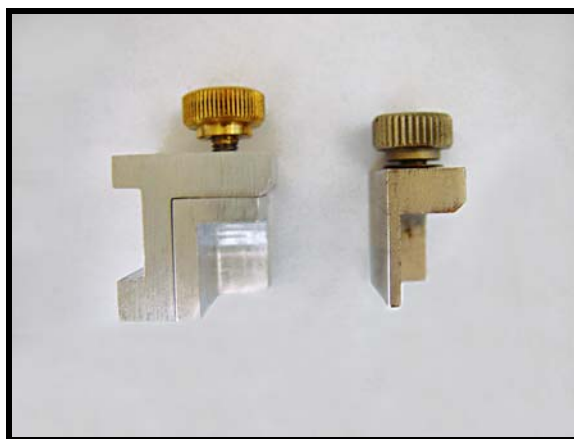


Figura 4.3 - Prolongamento do novo estojo condilar para evitar a alteração da inclinação da guia condilar

Foram utilizados modelos fictícios de maxila e mandíbula edentadas em gesso tipo IV, empregados pela disciplina de Prótese Total I do Departamento de Prótese Dentária da FOU SP. Sobre esses, foram confeccionadas bases de prova em resina acrílica ativada quimicamente Jet (Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil) e planos de cera em cera nº 07 (Epoxyglass Ind. Com. de Produtos Químicos Ltda, Diadema, Brasil), possibilitando assim o relacionamento e a montagem dos modelos no articulador citado anteriormente.

Foram, então, montados os dentes artificiais acrílicos da marca Dentron, Trubyte Biotone (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil), modelos A23 (anteriores superiores), 3M (anteriores inferiores) e 30M (posteriores), de cores variadas, seguindo a técnica de montagem clássica. A seleção desses foi baseada na compatibilidade dos mesmos com as dimensões dos planos de cera confeccionados, evitando-se assim dificuldades na sua montagem, como a necessidade de desgastes, e possibilitando a existência de uma camada de cera entre os dentes e a base de prova com a espessura necessária para a fundição da peça que deu origem ao espaço para a posterior inclusão da resina acrílica em mufla.

Terminada a montagem dos dentes e a escultura da cera correspondente à porção gengival da prótese, o conjunto modelo inferior + base de prova inferior + porção gengival em cera foi transformado numa peça única, por meio de sua inclusão em silicona e duplicação em gesso tipo IV Durone (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil), de forma a fixar os dentes artificiais inferiores. Essa peça foi remontada no articulador, utilizando-se a posição de máxima intercuspidação (MIC) como referência. Os dentes superiores foram removidos cuidadosamente da cera, de modo a preservar a forma previamente esculpida e, após um pequeno alívio da

circunferência dos “alvéolos” remanescentes, a fim de se evitarem problemas de reposicionamento dos dentes artificiais nas fases posteriores, o conjunto base de prova superior + porção gengival da futura prótese superior foi incluído em revestimento, para obtenção de uma peça fundida em cobre-alumínio (Cu_3Al_2), com o propósito de padronizar a espessura das bases das próteses totais deste estudo, pois a diferença de espessura entre elas poderia comprometer os resultados obtidos, conforme mostrado por Chen, Lacefield e Castleberry (1988) e Jamani e Abuzar (1998), além de padronizar a geometria palatal que, segundo Consani et al. (2002), Sweeney, Paffenbarger e Beall (1942), Kawara et al. (1998), Woelfel, Paffenbarger e Sweeney (1965) e Abuzar, Jamani e Abuzar (1995), também tem efeito crítico na magnitude e localização da distorção que ocorre principalmente na região posterior da prótese total (Figura 4.4).

A base metálica foi encaixada ao modelo de gesso superior fixado no articulador e unida aos dentes superiores com cera nº 07 fundida (Figura 4.5). Com a fundição da base superior, foi possível utilizar uma quantidade mínima de cera nº 07 para fixar os dentes nos “alvéolos”, o que teve o intuito de evitar a interferência das alterações dimensionais sofridas pela cera, mostradas pelo estudo de Kimpara et al. (1995), que poderia comprometer os resultados obtidos neste estudo.

Checada a oclusão com os inferiores, o conjunto base metálica + dentes superiores unido a uma cópia do modelo superior com cera nº 07 fundida foi incluído em mufla isolada com vaselina sólida, para dar início aos procedimentos de acrilização da prótese (Figura 4.6). Foram utilizadas muflas nº 06 sem parafusos (OGP Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil) para as resinas polimerizadas convencionalmente (difusão de calor d’água) e muflas próprias para polimerização em forno de microondas (Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil) quando

utilizada essa fonte de ativação da cura. Padronizou-se o processamento até a fase de acrilização propriamente dita, isto é, a fase de colocação da resina na mufla. Dessa forma, todas as peças receberam muralha de gesso tipo III (Pasom Ind. e Com. de Materiais Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil), na proporção de 30 g de gesso para 9 ml de água, ao redor dos dentes e gesso tipo II (Pasom Ind. e Com. de Materiais Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil) para o preenchimento da mufla e da contramufla, na proporção de 100 g de gesso para 50 ml de água, a fim de obter sempre a mesma consistência e evitar assim a interferência do gesso na alteração da dimensão vertical de oclusão, conforme notado por Steck (1950) e Grunewald, Paffenbarger e Dickson (1952).

Após a cristalização do gesso tipo II utilizado na inclusão sob pressão de uma prensa de bancada, a mufla foi levada a um banho de água quente e aberta para a eliminação da cera e separação dos dentes da peça metálica correspondente à porção gengival. Essa peça foi removida, dando lugar para a resina acrílica, que foi sempre incluída na fase plástica, mais consistente e fácil de manipular, para reduzir alterações dimensionais, conforme recomendações de Dukes et al. (1985), Antonopoulos (1978), Consani, Del Bel Cury e Garcia (2001) e Phillips (1984), que encontraram maiores contrações com a técnica da resina fluida, e utilizando-se a técnica de compressão da mesma sobre o modelo de trabalho isolado com filme isolante Cel-Lac (S.S. White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, Brasil) e também sobre os dentes artificiais limpos. A partir desse passo, foram iniciadas as variações, cujas influências sobre o resultado final da prótese desejou-se estudar nesta pesquisa: força de prensagem e tipo de prensa empregados.



Figura 4.4 - Porção gengival da prótese superior padronizada em metal

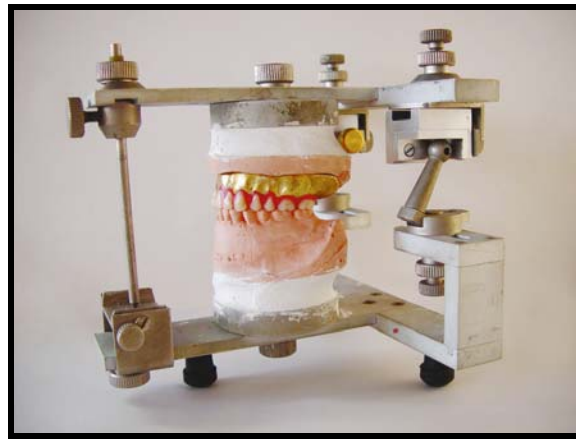


Figura 4.5 - Aspecto final da montagem em articulador e da montagem dos dentes superiores



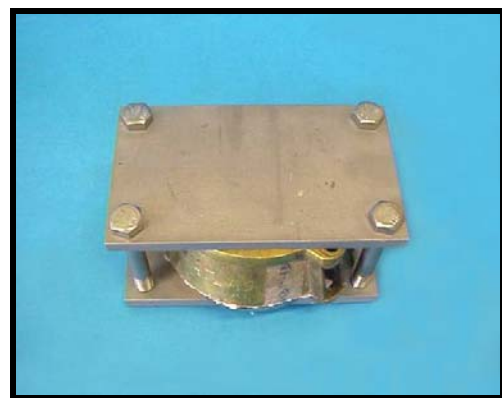
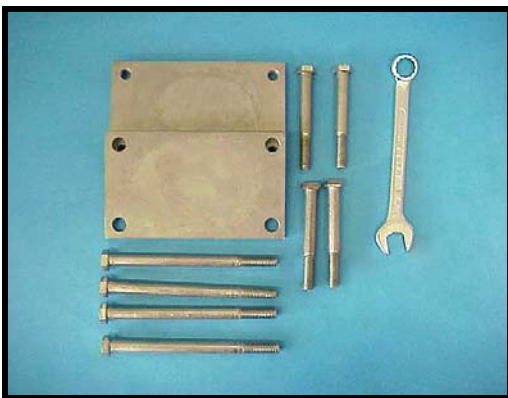
Figura 4.6 - Inclusão do modelo superior com peça metálica e dentes superiores em mufla

Foram utilizadas quantidades iguais de três resinas acrílicas para base de prótese total, na proporção volumétrica de 3 partes de pó para 1 de líquido: Lucitone 550 (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil), QC 20 (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil) e Acron™ MC (GC Lab Technologies, Inc, Illinois, USA), a fim de evitar a interferência do excesso de material na dimensão vertical de oclusão, conforme lembrado por Grunewald, Paffenbarger e Dickson (1952), e na pressão no interior da massa acrílica durante a polimerização, conforme observado por Yau et al. (2002). Essas foram manipuladas de acordo com as instruções de seus respectivos fabricantes e submetidas às variações sintetizadas no Quadro 4.1, somando 10 condições experimentais que, repetidas 5 vezes a fim de minimizar erros estatísticos, totalizaram 50 corpos de prova.

GRUPO	TIPO DE RESINA	MÉTODO DE ATIVAÇÃO DA POLIMERIZAÇÃO	TIPO DE PRENSA	FORÇA DE PRENSAGEM (kgf)	CICLO DE POLIMERIZAÇÃO
A	Lucitone 550	termoativada convencional	hidráulica + Getom	1000	9 hs a 74°C (WEAVER; RYGE, 1969)
B	Lucitone 550	termoativada convencional	hidráulica + Getom	1500	9 hs a 74°C
C	Lucitone 550	termoativada convencional	hidráulica + de cozimento	1000	9 hs a 74°C
D	Lucitone 550	termoativada convencional	hidráulica + de cozimento	1500	9 hs a 74°C
E	QC 20	termoativada convencional de ciclo curto	hidráulica + Getom	1000	20 min a 100°C (fabricante)
F	QC 20	termoativada convencional de ciclo curto	hidráulica + Getom	1500	20 min a 100°C
G	QC 20	termoativada convencional de ciclo curto	hidráulica + de cozimento	1000	20 min a 100°C
H	QC 20	termoativada convencional de ciclo curto	hidráulica + de cozimento	1500	20 min a 100°C
I	Acron MC	termoativada por energia de microondas	hidráulica + própria para microondas	1000	500 W por 3 min (KIMURA; TERAOKA; SAITO, 1984)
J	Acron MC	termoativada por energia de microondas	hidráulica + própria para microondas	1500	500 W por 3 min

Quadro 4.1 - Condições experimentais empregadas na Etapa 1 para avaliação da influência da força de prensagem e do tipo de prensa na estabilidade dimensional das resinas acrílicas

Conforme mostrado no Quadro 4.1, parte das muflas n° 6 utilizadas para as resinas termopolimerizáveis convencionais foram levadas à prensa Getom (Figuras 4.7 e 4.8) e então posicionadas na prensa hidráulica (Vipi-Delta Máquinas Especiais, Pirassununga, Brasil). A força de prensagem desejada foi atingida gradualmente e as diversas quedas de força sofridas devido ao escoamento e à acomodação da resina foram corrigidas até que a estabilidade fosse alcançada. Então foram apertados os parafusos da prensa Getom até que o relógio da prensa hidráulica acusasse início de queda na força de prensagem da prensa hidráulica, garantindo a manutenção da pressão, conforme preconizado por Consani, Domitti e Consani (2002) para o sistema RS, semelhante às placas metálicas Getom, mas com apenas dois parafusos ao invés de quatro. Após 30 minutos sob pressão estável, essas muflas foram então removidas da prensa hidráulica e levadas para a polimerizadora (Righetto & Cia Equipamentos Hospitalares, Campinas, Brasil) ainda na prensa Getom.



Figuras 4.7 e 4.8 - Prensa Getom desmontada (à esquerda) e com mufla n° 6 em seu interior (à direita)

A outra parte dessas muflas foi levada diretamente à prensa hidráulica e, desta, para a prensa de cozimento (Figura 4.9), cujo parafuso foi apertado com torque de 36 Nm, conforme estudo de Yau et al. (2002), a fim de padronizar o aperto do parafuso dessas prensas e evitar, assim, variações na pressão da resina. O torque foi dado com um torquímetro constituído por uma barra rígida de 1 metro de comprimento e massa de 1,48 kg dotada de um orifício para encaixe da haste da prensa de cozimento que gira o parafuso em uma das extremidades e, na outra, uma massa de 2,93 kg (Figura 4.10). Pelo Princípio da Superposição de Efeitos, temos que: o momento (μ) ou torque total, que deve ser de 36 Nm, é dado pela somatória dos momentos da barra e da carga aplicada na extremidade não-fixa dessa. Assim:

$$\mu \text{ total} = \mu \text{ barra} + \mu \text{ carga aplicada na extremidade da barra}$$

$$\mu \text{ total} = (P \text{ barra} \cdot \ell/2) + (P \text{ carga} \cdot \ell)$$

$$\mu \text{ total} = [(m \text{ barra} \cdot g) \cdot \ell/2] + [(m \text{ carga} \cdot g) \cdot \ell]$$

$$\mu \text{ total} = [(1,48 \cdot 9,81) \cdot 0,5] + [(2,93 \cdot 9,81) \cdot 1]$$

$$\mu \text{ total} = (14,52 \cdot 0,5) + (28,74 \cdot 1)$$

$$\mu \text{ total} = 7,26 + 28,74$$

$\mu \text{ total} = 36 \text{ Nm}$, onde: μ é o momento de força, P, o peso do corpo, ℓ , o comprimento, m, a massa e g, a aceleração da gravidade. Para o cálculo do momento da barra, foi utilizada metade do comprimento dessa em virtude dessa ser o centro de gravidade do corpo, já que, pelo Princípio da Carga Distribuída, pode-se considerar que o peso de um corpo, nessa mesma situação citada, é uma força que incide exatamente no seu centro. Como o torque, que é o produto da intensidade da força aplicada num ponto de um corpo pela distância perpendicular deste ponto ao eixo de rotação, é influenciado tanto pelo passo quanto pela inclinação da rosca do parafuso, foram

utilizadas prensas idênticas neste experimento, a fim de garantir a não-influência dessas duas variáveis no aperto dos parafusos das prensas de cozimento. O torque não foi aqui encarado como uma grandeza vetorial, já que essa conotação não se faz necessária quando se consideram apenas rotações em torno de um único eixo, como é o caso deste estudo.



Figura 4.9 - Prensa de cozimento

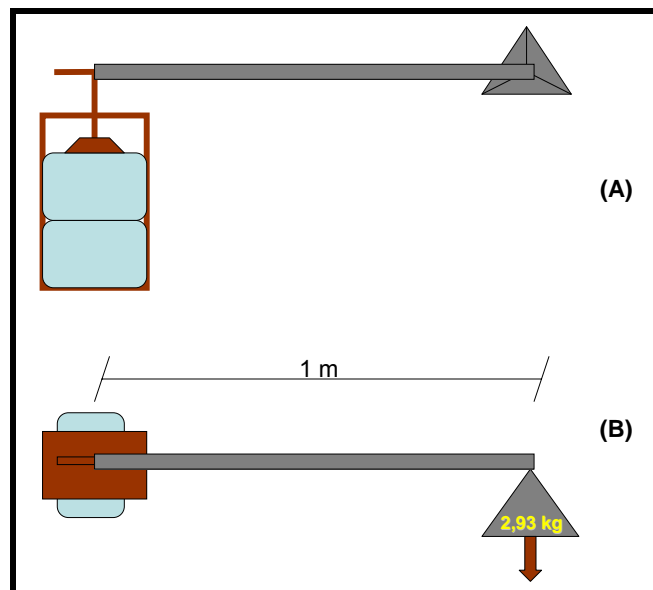


Figura 4.10 – Esquema de aperto do parafuso da prensa de cozimento com torquímetro – vistas horizontal (A) e frontal (B)

Para as resinas polimerizadas convencionalmente em banho de água quente, foi utilizada uma polimerizadora (Righetto Produtos Hospitalares, Campinas, Brasil) e, para aquelas de microondas, foi utilizado um forno de microondas modelo CMS 180BHNA (Consul/Multibrás SA Eletrodomésticos, São Paulo, Brasil). No caso das muflas próprias para polimerização em microondas, como essas já apresentam parafusos, foram levadas diretamente à prensa hidráulica (Figuras 4.11 e 4.12) e, da mesma forma descrita anteriormente para a prensa Getom, tiveram seus parafusos apertados até que o relógio medidor acoplado à prensa hidráulica indicasse ligeira queda na força de prensagem conseguida com a prensa hidráulica. As muflas foram então retiradas da prensa hidráulica e colocadas no forno de microondas, sem intermédio de nenhuma outra prensa, já que não se podem levar metais para o interior desses equipamentos.



Figuras 4.11 e 4.12 - Mufla própria para microondas posicionada na prensa hidráulica (à direita) e detalhe do aperto dos parafusos da mesma mufla ainda na prensa hidráulica (à esquerda)

Após completos os ciclos de polimerização, as muflas foram resfriadas naturalmente até atingirem a temperatura ambiente, conforme recomendado por Wong et al. (1999) para evitar estresse gerado pelas diferenças de expansões térmicas do gesso de inclusão e da resina da base da prótese, quando procedeu-se à demuflagem das próteses acrilizadas e aos procedimentos de acabamento das mesmas com fresas para resina e tira de lixa n°150.

Após duas semanas imersas em água à temperatura ambiente, conforme recomendado por Kimpara e Muench (1996), de Gee, ten Harkel e Davidson (1979), Murphy, Huggett e Hardley (1982), Harvey e Harvey (1989) e Phillips (1984), as próteses foram então reposicionadas no articulador já sem os espaçadores, de maneira inversa àquela utilizada na remontagem clássica, ou seja, utilizando-se a oclusão dos dentes superiores com os inferiores como guia, ao invés do contato da esfera condilar com as paredes do estojo condilar. Assim, a posição de engrenamento máximo dos dentes, conhecida como posição de máxima intercuspidação (MIC), serviu de guia para o reposicionamento das próteses já acrilizadas no articulador, por ser a que oferece a maior estabilidade entre as peças devido ao maior número de contatos dentais.

Mantidas as próteses em MIC por meio de elásticos presos aos ramos do articulador, foi vertido gesso especial (Pasom Ind. e Com. de Materiais Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil), na proporção de 30 g de gesso para 6 ml de água, no espaço entre as esferas condilares e as paredes do estojo condilar (Figuras 4.13 e 4.14) e, após a cristalização desse, os corpos-de-prova em gesso (Figura 4.15) foram removidos dos estojos condilares com auxílio do demuflador.

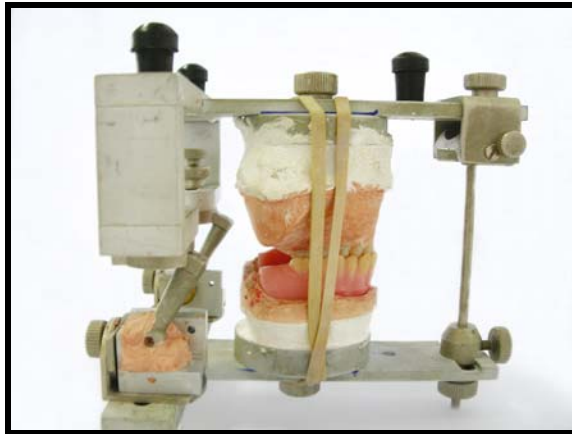


Figura 4.13 – Prótese reposicionada no articulador sem os espaçadores travado por meio de elásticos em posição de máxima intercuspidação (MIC)

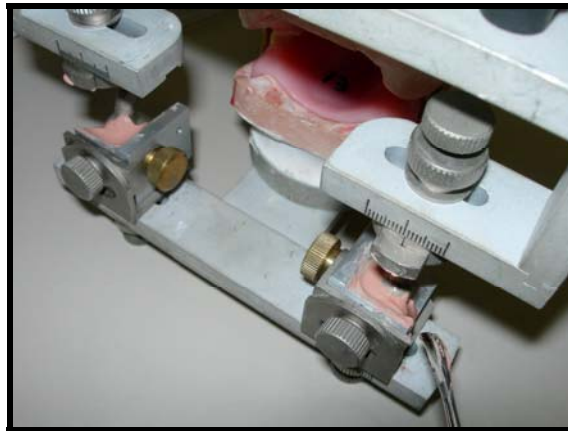


Figura 4.14 - Detalhe do espaço entre a esfera condilar e as paredes do estojo condilar preenchido com gesso tipo IV



Figura 4.15 – Corpos-de-prova de gesso tipo IV já removidos dos estojos

Procedeu-se à mensuração das menores espessuras das paredes medial, superior e posterior dessas peças, correspondentes ao equador das esferas condilares direita e esquerda e, portanto, às menores distâncias entre as esferas e os estojos condilares. Para tanto, utilizou-se o medidor com relógio Mitutoyo série 209, modelo 601, que apresenta capacidade de leitura com 0,01 mm de precisão (Figura 4.16). Esse procedimento deu origem aos valores expressos na seção seguinte, denominada Resultados e foram submetidos à análise estatística adequada para permitir as conclusões deste estudo.

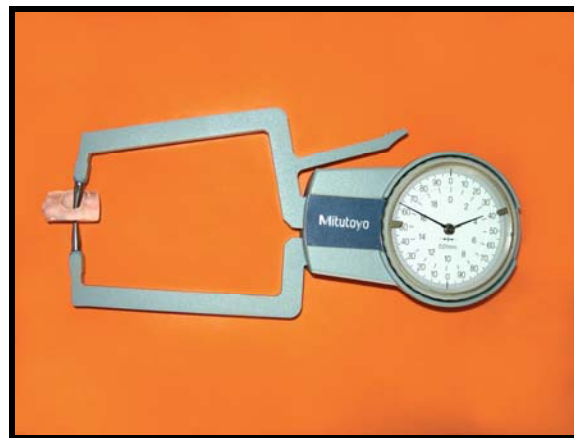


Figura 4.16 – Mensuração das dimensões dos corpos-de-prova com relógio Mitutoyo

Para melhor elucidação dos resultados, foi considerada a possível interferência do tipo de ciclo de polimerização empregado e, portanto, realizou-se ainda uma análise paralela desses. Para tanto, foram confeccionadas, de forma padronizada até a fase de prensagem, 55 próteses maxilares, como resultado de 5 repetições para cada uma das 11 condições experimentais dessa segunda etapa da pesquisa (Quadro 4.2).

GRUPO	TIPO DE RESINA	MÉTODO DE ATIVAÇÃO DA POLIMERIZAÇÃO	CICLO DE POLIMERIZAÇÃO
D	Lucitone 550	Termoativada convencional	9 hs a 74°C (WEAVER; RYGE, 1969)
K	Lucitone 550	Termoativada convencional	90 min a 65°C+30 min até 100°C+60 min a 100°C (TUCKFIELD, WORNER; GUERIN, 1943)
L	Clássico	Termoativada convencional	9 hs a 74°C (WEAVER; RYGE, 1969)
M	Clássico	Termoativada convencional	90 min a 65°C+30 min até 100°C+60 min a 100°C (TUCKFIELD, WORNER; GUERIN, 1943)
N	QC 20	termoativada convencional de ciclo curto	9 hs a 74°C (WEAVER; RYGE, 1969)
H	QC 20	termoativada convencional de ciclo curto	20 min a 100°C (fabricante)
O	QC 20	termoativada convencional de ciclo curto	90 min a 65°C+30 min até 100°C+60 min a 100°C (TUCKFIELD, WORNER; GUERIN, 1943)
P	Ondacryl	termoativada por energia de microondas	500 W por 3 min (KIMURA; TERAOKA; SAITO, 1984)
Q	Ondacryl	termoativada por energia de microondas	90 W por 13 min (RIZATTI-BARBOSA; DEL BEL CURY; PANZERI, 1995)
J	Acron MC	termoativada por energia de microondas	500 W por 3 min (KIMURA; TERAOKA; SAITO, 1984)
R	Acron MC	termoativada por energia de microondas	90 W por 13 min (RIZATTI-BARBOSA; DEL BEL CURY; PANZERI, 1995)

Quadro 4.2 - Condições experimentais empregadas na Etapa 2 para avaliação da influência dos ciclos de polimerização na estabilidade dimensional das resinas acrílicas para base de prótese total

Foi utilizada muralha de gesso tipo III, na proporção de 30 g de gesso para 9 ml de água, ao redor dos dentes artificiais; a mufla e a contramufla foram preenchidas com gesso tipo II, na proporção de 100 g de gesso para 50 ml de água; a técnica para abertura da mufla foi a da cera perdida; as resinas foram incluídas na fase plástica; as muflas foram prensadas em prensa hidráulica com 1500 kgf de força de prensagem e, somente no caso das muflas para resinas termoativadas convencionais e de ciclo curto, foram posteriormente transferidas para prensas de cozimento.

Foram utilizadas cinco resinas acrílicas para base de prótese total: Lucitone 550 (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil), Clássico (Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil), QC 20 (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Rio

de Janeiro, Brasil), Ondacryl (Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil) e AcronTM MC (GC Lab Technologies, Inc, Illinois, USA), submetidas a diferentes ciclos de polimerização indicados para cada uma delas, conforme expresso no Quadro 4.2.

Terminada essa etapa, as próteses foram demufladas, receberam acabamento com fresas para resina e tira de lixa nº150 e foram armazenadas em água à temperatura ambiente por duas semanas. Essas foram reposicionadas no articulador já sem os espaçadores, de maneira inversa àquela utilizada na remontagem clássica, da mesma forma descrita anteriormente. Foi vertido gesso tipo IV Durone (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil), na proporção de 30 g de gesso para 6 ml de água, no espaço entre as esferas condilares e as paredes do estojo condilar e, após a cristalização desse, procedeu-se à mensuração das menores espessuras das paredes medial, superior e posterior dos corpos, com medidor com relógio da marca Mitutoyo, série 209, modelo 601. Esse procedimento deu origem aos valores expressos na seção seguinte, denominada Resultados e foram submetidos à análise estatística adequada para permitir as conclusões deste estudo.

5 RESULTADOS

As Tabelas 5.1 e 5.2 apresentam as medições das paredes posterior, medial e superior dos corpos-de-prova de gesso dos lados direito e esquerdo, já descontados os 4 mm correspondentes à espessura das paredes dos espaçadores. As medidas positivas indicam que houve um afastamento da esfera condilar das paredes do estojo condilar (para baixo, para fora ou para frente) e as medidas negativas indicam que houve uma aproximação dessas paredes (para cima, para dentro ou para trás). Para a realização dos testes estatísticos, foram considerados os valores absolutos, isto é, em módulo, já que para avaliar a alteração sofrida por cada grupo interessa a quantidade de deslocamento e não o seu sentido. As conseqüências relacionadas ao sentido dos deslocamentos serão discutidas no próximo capítulo deste trabalho, intitulado Discussão.

Inicialmente, verificou-se a homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene, e a normalidade da distribuição pelo teste de Kolmogorov-Smirnov (BERQUÓ; SOUZA; GOTLIEB, 1981). As variâncias eram homogêneas e houve aderência à distribuição normal; assim, foi aplicado um modelo de análise de variância com medidas repetidas (NETER et al., 1996) para verificar se havia diferenças significantes entre as medidas para cada posição entre os grupos, quais os grupos diferentes e qual a influência de cada uma das variáveis estudadas nessa diferença.

A análise estatística foi realizada no programa Minitab (versão 14) e foi utilizado um nível de significância α de 5% em todos os testes estatísticos.

Tabela 5.1 – Medidas dos corpos-de-prova nas posições posterior, medial e superior dos lados direito e esquerdo para os grupos da Etapa 1

Grupo	Lado Esquerdo			Lado Direito		
	Posterior	Medial	Superior	Posterior	Medial	Superior
A	-1,51	-0,89	0,07	0,15	0,81	1,59
	-1,95	-1,27	0,51	0,27	1,17	1,42
	-1,96	-1,12	1,11	0,32	1	0,85
	-1,74	-1,22	0,65	0,48	1,1	0,93
	-2,62	-1,24	1,04	0,34	2,1	0,56
B	-1,65	-1,12	-0,42	0,76	1,05	0,34
	-2,05	-1,25	0,02	0,13	1,18	0,75
	-1,4	-1,16	1,64	0,46	0,98	0,32
	-1,76	-0,76	1	-0,07	0,65	0,17
	-2,01	-1,47	-0,27	0,67	1,46	0,45
C	-0,01	0,46	1,14	-0,66	-0,44	1,45
	2,02	1,81	1,15	-1,37	-1,66	1,12
	1,2	1,67	1,21	-1,44	-1,73	0,33
	0,9	1,81	1,08	-1,52	-1,78	0,46
	1,45	1,63	1,71	-1,46	-1,72	1,31
D	0,4	0,25	-0,13	-0,43	-0,29	1,87
	0,02	0,62	0,99	-0,33	-0,55	0,9
	1,05	1,66	0,67	-1,22	-1,54	1,67
	0,42	1,02	1,77	-0,51	-1,03	-0,24
	-0,49	0	2,09	0,21	-0,24	2,21
E	-1,13	-0,23	2,1	-0,2	0,09	0,84
	-1,76	-0,62	0,32	-0,31	0,56	-0,04
	-2	-1,04	2,42	0,08	0,81	1,91
	-1,11	-1,21	0,83	-0,05	1,13	2,4
	0,15	0,19	-0,43	0,77	-0,18	-0,36
F	-1,71	-0,9	0,33	0,52	0,81	0,4
	-1,75	-0,72	-0,15	0,3	0,66	-0,66
	-1,35	-0,52	1,45	0,12	0,31	-0,58
	-1,14	-0,48	0,23	0,23	0,37	0,71
	-1,48	-0,66	1,72	-0,36	0,35	0,57
G	1,25	1,75	0,17	-1,07	-1,81	-0,29
	1,32	1,66	0,09	-1,37	-1,54	1,05
	0,7	0,95	1,8	-1,21	-0,9	0
	2,1	1,89	-0,99	-0,49	-1,71	-0,03
	0,1	0,43	0,05	-0,38	-0,39	0,62
H	-2,22	-1,64	0,35	0,43	1,5	1,79
	-0,94	0,63	3,29	-0,97	-1,01	0,79
	-0,13	0,4	0	-1,15	-0,58	2,35
	-1,31	-0,17	-0,13	-0,69	0,16	0,6
	-1,25	-1,05	1,22	-0,15	0,87	0,97

(continua)

(conclusão)

Grupo	Lado Esquerdo			Lado Direito		
	Posterior	Medial	Superior	Posterior	Medial	Superior
I	-1,11	-0,27	1,33	-0,12	0,15	2,86
	-0,83	-0,17	1,83	-0,02	0,08	3,27
	-0,95	-0,09	1,3	0,03	-0,15	1,47
	-1,21	0,08	1,15	-0,17	-0,26	0,99
	-0,75	0,04	1,46	0,25	-0,2	0,95
J	-1,55	-0,98	0,4	0,35	0,87	0,77
	-1,57	-0,95	0,35	0,63	0,84	0,96
	-1,4	-0,47	2,07	0,01	0,22	1,8
	-1,37	1,23	1,3	-0,77	-1,69	0,32
	-1,25	0,16	0,97	-0,79	-0,29	1,37

Tabela 5.2 - Medidas dos corpos-de-prova nas posições posterior, medial e superior dos lados direito e esquerdo para os grupos da Etapa 2

Grupo	Lado Esquerdo			Lado Direito		
	Posterior	Medial	Superior	Posterior	Medial	Superior
D	0,4	0,25	-0,13	-0,43	-0,29	1,87
	0,02	0,62	0,99	-0,33	-0,55	0,9
	1,05	1,66	0,67	-1,22	-1,54	1,67
	0,42	1,02	1,77	-0,51	-1,03	-0,24
	-0,49	0	2,09	0,21	-0,24	2,21
K	0,58	1,8	1,85	-1,68	-1,86	0,78
	0,89	2,48	2,03	-1,26	-1,53	0,6
	-0,87	-0,22	1,88	-0,16	0,11	1,08
	1,7	1,25	1,59	-0,68	-1,25	0,66
	-0,87	0,05	1,01	-0,96	-0,2	2
L	-1,36	-0,02	0,75	-1,4	-0,17	0,6
	-2,37	-1,66	-0,6	0,66	1,43	0,2
	-1,7	-0,67	1,29	-0,4	0,55	0,72
	-1,19	-0,52	-0,81	0,44	0,57	0,12
	-2,2	-0,72	0,72	-0,83	0,66	3
M	-1,26	0,33	-0,2	-0,94	0,31	1,26
	-2,04	-0,84	1,16	-0,56	0,57	1,49
	-1,91	-1,29	1,14	-0,01	0,88	1,37
	-1,8	-0,82	1,31	-0,56	0,7	1,42
	-1,1	-0,52	0,79	-0,87	0,41	1,7

(continua)

(conclusão)

Grupo	Lado Esquerdo			Lado Direito		
	Posterior	Medial	Superior	Posterior	Medial	Superior
N	-2,76	-1,33	0,75	0,06	1,26	2,75
	-1,14	-0,66	0,28	-0,35	0,6	1,11
	-1,57	-0,57	-0,08	0,33	0,57	-0,24
	-1,1	-0,06	0,83	-0,86	-0,04	1,4
	-0,85	0,25	0,37	-1,39	-0,24	0,6
H	-2,22	-1,64	0,35	0,43	1,5	1,79
	-0,94	0,63	3,29	-0,97	-1,01	0,79
	-0,13	0,4	0	-1,15	-0,58	2,35
	-1,31	-0,17	-0,13	-0,69	0,16	0,6
	-1,25	-1,05	1,22	-0,15	0,87	0,97
O	-0,48	0,31	0,35	-0,59	-0,35	1,85
	-1,07	-0,07	1,24	-0,55	0,03	1,8
	0,55	0,99	1,13	-0,93	-0,04	1,23
	0,2	1,59	1,89	-0,19	-1,69	0,31
	0,92	1,16	0,55	-0,47	-1,14	0,54
P	0,22	0,88	0,53	-0,28	-0,76	0,6
	0,7	0,58	-0,28	-0,85	-0,58	2,67
	-0,38	0,23	0,55	0,05	-0,3	0,52
	0,99	1,32	1,96	-0,84	-1,43	1,85
	0,8	1,52	0,8	-1,15	-1,58	1,79
Q	-0,12	0,04	0,81	0,13	-0,09	1,81
	0,08	-0,12	-0,06	-0,11	0,03	2,09
	-0,18	-0,45	-0,17	0,21	0,25	2,29
	-1,18	-0,47	1,57	0,33	0,25	0,83
	0,34	1,52	0,82	-0,51	-0,98	2,05
J	-1,55	-0,98	0,4	0,35	0,87	0,77
	-1,57	-0,95	0,35	0,63	0,84	0,96
	-1,4	-0,47	2,07	0,01	0,22	1,8
	-1,37	1,23	1,3	-0,77	-1,69	0,32
	-1,25	0,16	0,97	-0,79	-0,29	1,37
R	-1,41	-0,36	2,3	0,4	0,19	1,1
	-0,4	0,36	1,1	-0,42	-0,49	1,48
	-0,08	0,52	1	-0,22	-0,49	1,48
	-0,08	0,59	1,9	-0,28	-0,69	1,2
	-1,13	-0,07	1,89	-0,25	-0,05	1,59

5.1 Etapa 1

5.1.1 Descrição das variáveis

Foram consideradas variáveis independentes: a posição [P (posterior), M (medial) e S (superior)], o lado [E (esquerdo) e D (direito)], o tratamento, isto é, a combinação entre as categorias posição e lado [PE (1), ME (2), SE (3), PD (4), MD (5) e SD (6)], a marca comercial da resina [Lucitone (L), QC-20 e Acron MC (A)], o tipo de prensa [Getom (G), Cozimento (C) e Própria para Microondas (PM)], a força de prensagem (1000 e 1500 kgf) e os grupos [Lucitone + Getom + 1000 (A), Lucitone + Getom +1500 (B), Lucitone + Cozimento +1000 (C), Lucitone + Cozimento +1500 (D), QC-20 + Getom +1000 (E), QC-20 + Getom + 1500 (F), QC-20 + Cozimento +1000 (G), QC-20 + Cozimento +1500 (H), Acron MC + Própria para Microondas +1000 (I), Acron MC + Própria para Microondas +1500 (J)]. A única variável dependente foi o deslocamento da esfera condilar (DESLOC).

5.1.2 Análise Descritiva

A Tabela 5.3 apresenta a média e o desvio-padrão da variável DESLOC por Grupo, Posição e Lado. O Gráfico 5.1 apresenta os perfis de médias de DESLOC dos

dez grupos nos seis tratamentos. A análise da Tabela 5.3 e do Gráfico 5.1 mostra que o comportamento da média da variável DESLOC parece se alterar de acordo com o grupo considerado. Além disso, apenas para o tratamento 3 (SE), parece não haver diferença entre as médias dos dez grupos.

Tabela 5.3 - Estatísticas descritivas para a Etapa 1

Grupo		Lado Esquerdo			Lado Direito		
		Posterior	Medial	Superior	Posterior	Medial	Superior
A	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,956	1,1480	0,676	0,3120	1,236	1,070
	DP	0,414	0,1548	0,423	0,1195	0,502	0,425
B	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,774	1,152	0,670	0,418	1,064	0,4060
	DP	0,268	0,258	0,651	0,311	0,295	0,2166
C	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,116	1,476	1,258	1,290	1,466	0,934
	DP	0,743	0,574	0,257	0,356	0,575	0,508
D	n	5	5	5	5	5	5
	Média	0,476	0,710	1,130	0,540	0,730	1,378
	DP	0,370	0,656	0,800	0,396	0,550	0,797
E	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,230	0,658	1,048	0,282	0,554	1,110
	DP	0,718	0,462	1,199	0,292	0,434	1,010
F	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,486	0,6560	0,776	0,3060	0,5000	0,5840
	DP	0,254	0,1682	0,747	0,1493	0,2220	0,1180
G	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,094	1,336	0,620	0,904	1,270	0,398
	DP	0,747	0,623	0,764	0,443	0,606	0,442
H	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,170	0,778	0,998	0,678	0,824	1,300
	DP	0,752	0,581	1,367	0,403	0,499	0,742
I	n	5	5	5	5	5	5
	Média	0,9700	0,1300	1,414	0,1180	0,1680	1,908
	DP	0,1908	0,0914	0,257	0,0968	0,0669	1,086
J	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,4280	0,758	1,018	0,510	0,782	1,044
	DP	0,1331	0,433	0,710	0,330	0,590	0,567

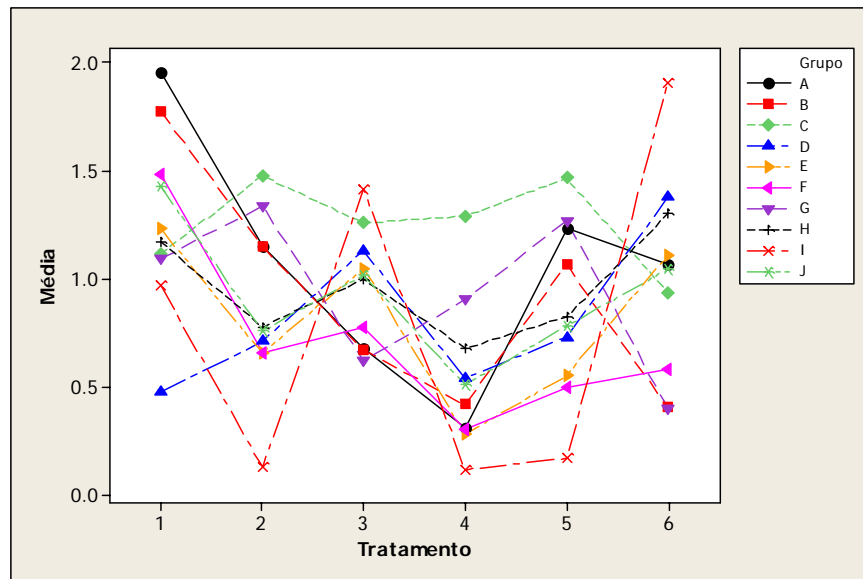


Gráfico 5.1 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC nos seis tratamentos para os grupos da Etapa 1

5.1.3 Análise Inferencial

O objetivo dessa análise foi comparar as médias das variáveis DESLOC entre as marcas comerciais de resinas (Resinas), os tipos de prensas (Prensas), as forças de prensagem (Pressões) e entre os seis tratamentos. Como cada côneido é avaliado nos seis tratamentos, foi utilizado um modelo de análise de variância com medidas repetidas na análise dos dados (NETER et al., 1996).

A análise da variável DESLOC mostrou que o comportamento das médias dos seis tratamentos não é o mesmo para todos os grupos ($p = 0,001$). Procurou-se, então, comparar as médias da variável DESLOC entre os dez grupos, fixado cada um dos seis tratamentos, e comparar as médias dos seis tratamentos, fixado cada um dos dez grupos.

Fixado o tratamento 1, conclui-se que não há diferença entre as duas forças de prensagem ($p = 0,965$). Foram comparadas, então, as combinações de Resina e Prensa. As únicas diferenças significantes encontram-se na Tabela 5.4. O Gráfico 5.2 mostra que, em todos os casos em que a diferença é significativa, a média da variável DESLOC nos grupos compostos por Lucitone+Getom (A e B) é a que apresenta o maior valor.

Tabela 5.4 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 1)

Diferença entre as médias de DESLOC	p
L+G – A+PM	0,0482
L+G – L+C	0,0004
L+G – QC-20+C	0,0237

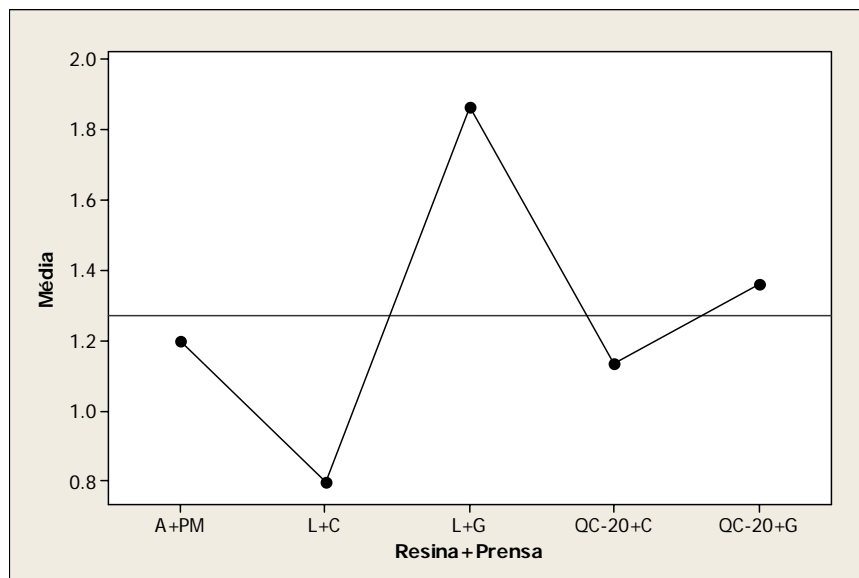


Gráfico 5.2 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 1

Fixado o tratamento 2, foram comparadas as combinações de Resina e Prensa e Pressão. As diferenças significantes encontram-se na Tabela 5.5. O Gráfico 5.3 mostra

que, em todos os casos em que a diferença é significativa, a média da variável DESLOC para A+ PM +1000 é a que apresenta o menor valor.

Tabela 5.5 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 2)

Diferença entre as médias de DESLOC	p
L+C+1000 – A+PM+1000	0,0010
L+G+1000 – A+PM+1000	0,0273
L+G+1500 – A+PM+1000	0,0264
QC-20+C+1000 – A+PM+1000	0,0044

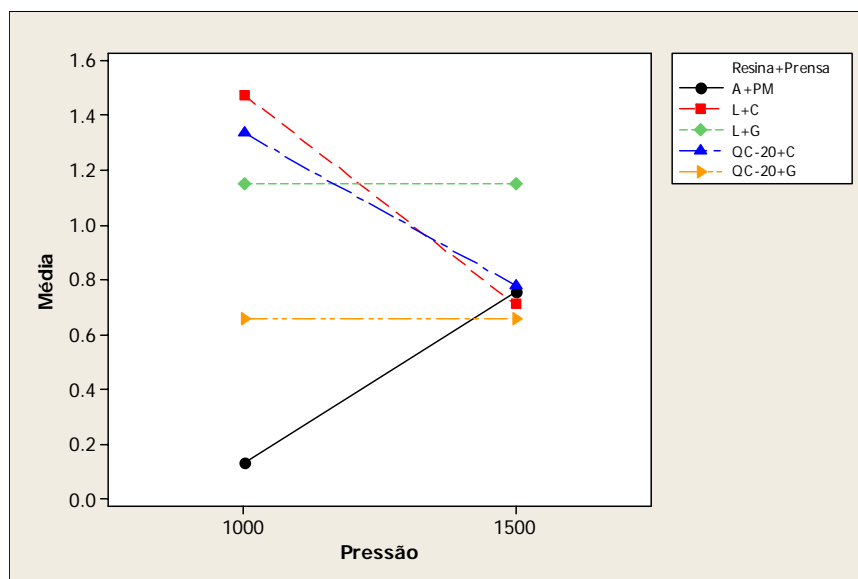


Gráfico 5.3 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 2

Fixado o tratamento 3, não foi encontrado efeito de Resina, de Prensa e de Pressão ($p \geq 0,473$). O Gráfico 5.4 exibe as médias sob os dez grupos.

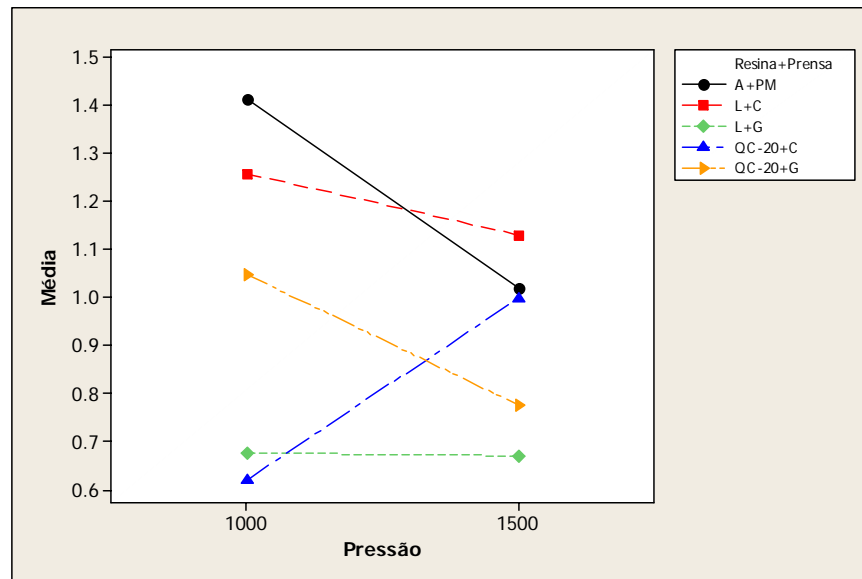


Gráfico 5.4 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 3

Fixado o tratamento 4, foram comparadas as combinações de Resina e Prensa e Pressão. As diferenças significantes encontram-se na Tabela 5.6. O Gráfico 5.5 mostra que, em todos os casos em que a diferença é significativa e envolve o grupo L+C+1000, a média da variável DESLOC para L+C+1000 apresenta o maior valor. Na comparação envolvendo o grupo QC-20+C+1000, a média da variável DESLOC para este grupo é a maior.

Tabela 5.6 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 4)

Diferença entre as médias de DESLOC	p
L+C+1000 - A+PM+1000	0,0000
L+C+1000 - A+PM+1500	0,0105
L+C+1000 - L+C+1500	0,0159
L+C+1000 - L+G+1000	0,0006
L+C+1000 - L+G+1500	0,0028
L+C+1000 - QC-20+G+1000	0,0004
L+C+1000 - QC-20+G+1500	0,0005
QC-20+C+1000 - A+PM+1000	0,0097

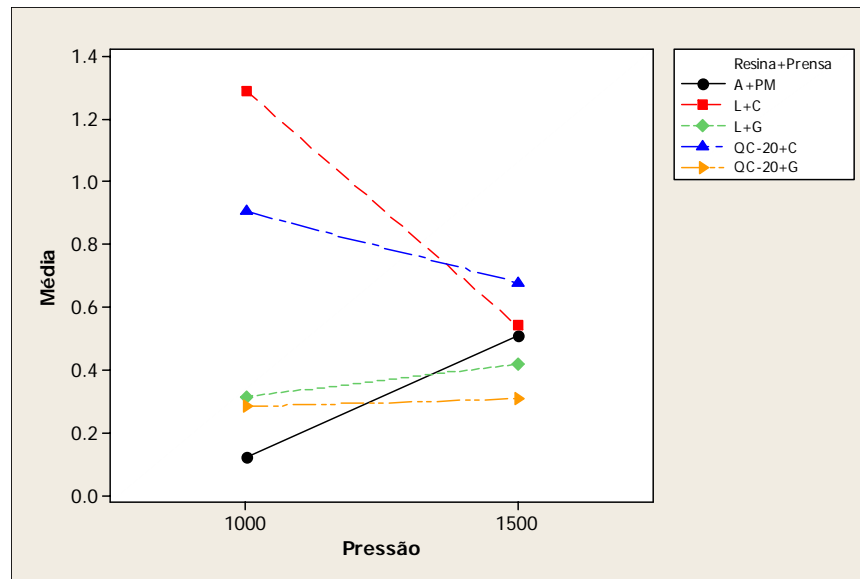


Gráfico 5.5 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 4

Fixado o tratamento 5, foram comparadas as combinações de Resina e Prensa e Pressão. As diferenças significantes encontram-se na Tabela 5.7. O Gráfico 5.6 mostra que, em todos os casos em que a diferença é significativa, a média da variável DESLOC para A+PM+1000 é a que apresenta o menor valor.

Tabela 5.7 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 5)

Diferença entre as médias de DESLOC	p
L+C+1000 - A+PM+1000	0,0029
L+G+1000 - A+PM+1000	0,0252
QC-20+C+1000 – A+PM+1000	0,0186

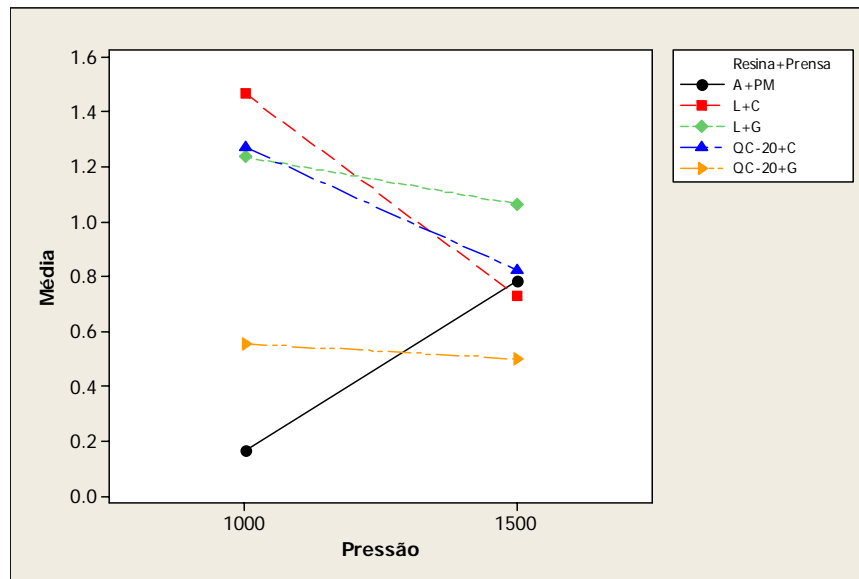


Gráfico 5.6 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no tratamento 5

Fixado o tratamento 6, foram comparadas as combinações de Resina e Prensa e Pressão. As diferenças significantes encontram-se na Tabela 5.8. O Gráfico 5.7 mostra que, em todos os casos em que a diferença é significativa, a média da variável DESLOC para A+PM+1000 é a que apresenta o maior valor.

Tabela 5.8 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Tratamento 6)

Diferença entre as médias de DESLOC	p
A+PM+1000 - L+G+1500	0,0278
A+PM+1000 – QC-20+C+1000	0,0265

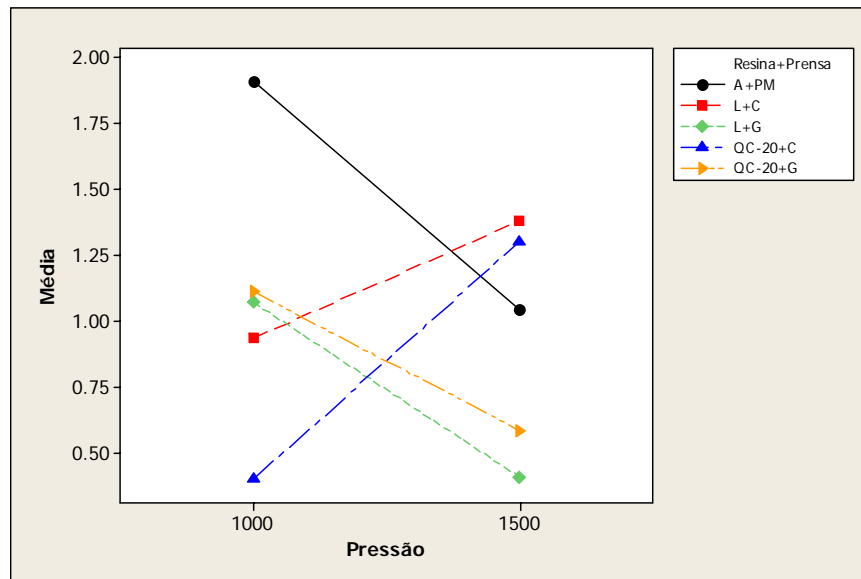


Gráfico 5.7 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no Tratamento 6

A análise das Tabelas 5.4 a 5.8 mostra que não há diferença entre os grupos E e F, ou seja, não há diferença entre as pressões para a combinação da resina QC-20 com a prensa Getom. Dessa forma, a análise prosseguiu, comparando as médias da variável DESLOC nos seis tratamentos, fixando cada um dos grupos, só que agora juntando os grupos E e F, sob a denominação de grupo E+F, ou seja, QC-20+G.

A análise dos tratamentos para o Grupo A (L+G+1000) mostrou que, fixado o grupo A, a média da variável DESLOC não é a mesma nos seis tratamentos ($p = 0,0000$). As diferenças significantes encontram-se na Tabela 5.9. O Gráfico 5.8 mostra que, em todos os casos em que a diferença é significativa, a média da variável DESLOC no tratamento 1 apresenta o maior valor.

Tabela 5.9 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Grupo A)

Diferença entre as médias de DESLOC	p
Tratamento 1 – Tratamento 2	0,0207
Tratamento 1 – Tratamento 3	0,0098
Tratamento 1 – Tratamento 4	0,0000
Tratamento 1 – Tratamento 5	0,0469
Tratamento 1 – Tratamento 6	0,0002

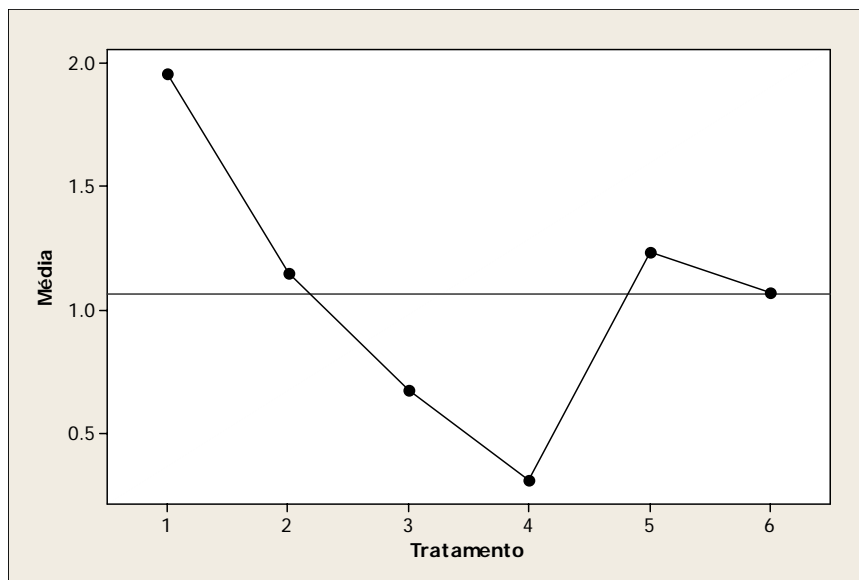


Gráfico 5.8 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no grupo A

A análise dos tratamentos para o Grupo B (L+G+1500) mostrou que, fixado o grupo B, a média da variável DESLOC não é a mesma nos seis tratamentos ($p = 0,0000$). As diferenças significantes encontram-se na Tabela 5.10. O Gráfico 5.9 mostra que, em todos os casos em que a diferença é significativa, a média da variável DESLOC no tratamento 1 apresenta o maior valor.

Tabela 5.10 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Grupo B)

Diferença entre as médias de DESLOC	p
Tratamento 1 – Tratamento 3	0,0019
Tratamento 1 – Tratamento 4	0,0002
Tratamento 1 – Tratamento 6	0,0002

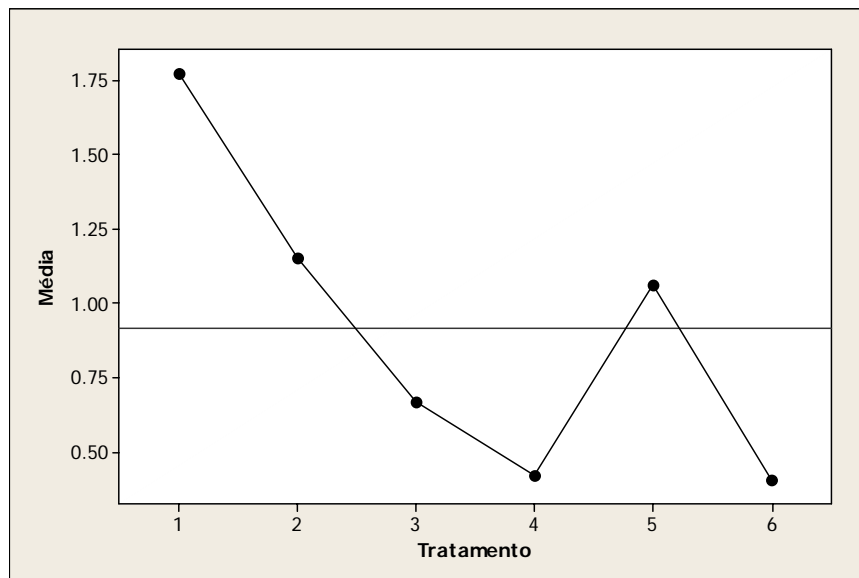


Gráfico 5.9 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no grupo B

A análise dos tratamentos para os Grupos C (L+C+1000), D (L+C+1500), G (QC-20+C+1000), H (QC-20+C+1500) e J (A+PM+1500) mostrou que, fixados esses grupos, a média da variável DESLOC é a mesma nos seis tratamentos ($p \geq 0,0890$).

A análise dos tratamentos para o Grupo E+F (QC-20+G) mostrou que, fixado esse grupo, a média da variável DESLOC não é a mesma nos seis tratamentos ($p = 0,0380$). As diferenças significantes encontram-se na Tabela 5.11. O Gráfico 5.10

mostra que, em todos os casos em que a diferença é significativa, a média da variável DESLOC no tratamento 1 apresenta o maior valor.

Tabela 5.11 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Grupo E+F)

Diferença entre as médias de DESLOC	p
Tratamento 1 – Tratamento 2	0,0482
Tratamento 1 – Tratamento 4	0,0006
Tratamento 1 – Tratamento 5	0,0112

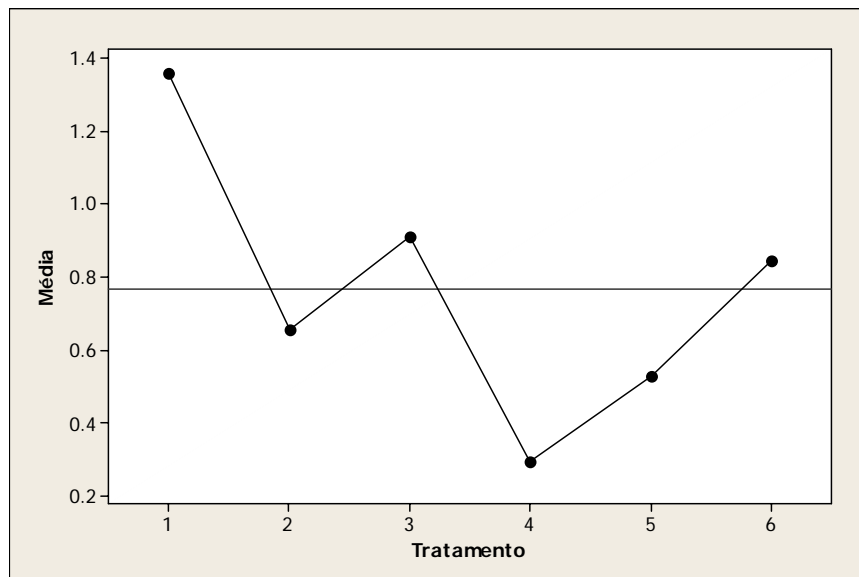


Gráfico 5.10 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no grupo E+F (QC-20 + G)

A análise dos tratamentos para o Grupo I (Acron+PM+1000) mostrou que, fixado esse grupo, a média da variável DESLOC não é a mesma nos seis tratamentos ($p = 0,0000$). As diferenças significantes encontram-se na Tabela 5.12. O Gráfico 5.11

mostra que, em todos os casos em que a diferença é significativa e envolve o tratamento 3, a média da variável DESLOC no tratamento 3 apresenta o maior valor. Na comparação envolvendo o tratamento 6, a média da variável DESLOC neste tratamento é a maior.

Tabela 5.12 - Níveis descritivos (p) para diferenças entre médias da variável DESLOC (Grupo I)

Diferença entre as médias de DESLOC	p
Tratamento 3 – Tratamento 2	0,0032
Tratamento 3 – Tratamento 4	0,0029
Tratamento 3 – Tratamento 5	0,0043
Tratamento 6 – Tratamento 1	0,0425
Tratamento 6 – Tratamento 2	0,0001
Tratamento 6 – Tratamento 4	0,0001
Tratamento 6 – Tratamento 5	0,0001

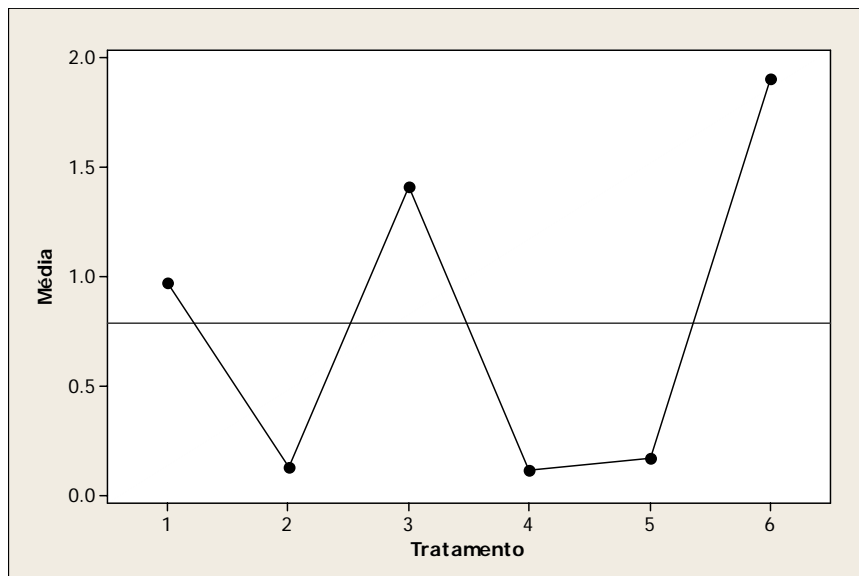


Gráfico 5.11 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC no grupo I

Após comparar cada um dos grupos com os demais, fixados os tratamentos, procurou-se reunir os grupos “homogêneos”, utilizando a técnica de agrupamento de médias apresentada por Calinski e Corsten (1985) e nível de significância igual a 5% para facilitar a interpretação dos dados. Os resultados obtidos foram:

Para o tratamento 1, considerando-se os grupos 1: L+G+1000 (A), L+G+1500 (B), QC-20+G+1500 (F) e 2: A+PM+1000 (I), A+PM+1500 (J), L+C+1000 (C), L+C+1500 (D), QC-20+C+1000 (G), QC-20+C+1500 (H), QC-20+G+1000 (E), as médias da variável DESLOC sob as combinações de resina, prensa e força de prensagem no Grupo 1 podem ser consideradas iguais. O mesmo ocorre com as médias no Grupo 2. As médias da variável DESLOC no Grupo 1 são maiores do que no Grupo 2.

Não há, portanto, efeito de força de prensagem para as seguintes combinações de Resina e Prensa: L+G, A+PM, L+C e QC-20+C. Para a combinação QC-20+G, a média da variável DESLOC com a força de prensagem 1500 é maior do que com 1000 kgf.

Para a resina L, a medida com a prensa G é maior do que com a prensa C (para as duas forças de prensagem). Para a combinação L+G, a média é maior do que para a combinação A+PM e para a combinação QC-20+C. A média para a combinação A+PM pode ser considerada igual à da combinação QC-20+C.

Para o tratamento 2, considerando-se os grupos 1: L+G+1000 (A), L+G+1500 (B), QC-20+C+1000 (G), L+C+1000 (C) e 2: A+PM+1000 (I), A+PM+1500 (J), QC-20+G+1000 (E), QC-20+G+1500 (F), L+C+1500 (D), QC-20+C+1500 (H), as médias da variável DESLOC sob as combinações de resina, prensa e força de prensagem no

Grupo 1 podem ser consideradas iguais. O mesmo ocorre com as médias do Grupo 2. As médias da variável DESLOC no Grupo 1 são maiores do que no Grupo 2.

Não há, portanto, efeito de força de prensagem na média da variável DESLOC para as seguintes combinações de resina e prensa: L+G, A+PM e QC-20+G. Para a combinação L+C a média da variável DESLOC com a força de prensagem 1000 é maior do que com 1500 kgf. O mesmo ocorre para a combinação QC-20+C.

Para a combinação L+G, a média da variável DESLOC é maior do que a média para as combinações A+PM e QC-20+G. Para as duas últimas combinações as médias são iguais.

Para o tratamento 4, considerando-se os grupos 1: A+PM+1000 (I), A+PM+1500 (J), QC-20+G+1000 (E), QC-20+G+1500 (F), L+G+1000 (A), L+G+1500 (B), L+C+1500 (D), 2: QC-20+C+1000 (G), QC-20+C+1500 (H) e 3: L+C+1000 (C), não há diferença entre as médias da variável DESLOC sob as combinações de resina, prensa e força de prensagem no Grupo 1. O mesmo ocorre para o Grupo 2. A média da variável DESLOC no Grupo 3 é maior do que as médias no Grupo 2 que, por sua vez, são maiores do que as médias no Grupo 1.

Não há diferença entre as forças de prensagem 1000 e 1500 para cada uma das seguintes combinações: A+PM, L+G, QC-20+G e QC-20+C. Para a combinação L+C, a média da variável DESLOC com a força de prensagem 1000 é maior do que com 1500 kgf.

Para a resina QC-20 a média da variável DESLOC com a prensa C é maior do que a prensa G. As combinações A+PM, QC-20+G e L+G apresentam a mesma média.

Para o tratamento 5, considerando os grupos 1: L+G+1000 (A), L+G+1500 (B), QC-20+C+1000 (G), L+C+1000 (C) e 2: A+PM+1000 (I), A+PM+1500 (J), QC-

20+G+1000 (E), QC-20+G+1500 (F), L+C+1500 (D), QC-20+C+1500 (H), as médias da variável DESLOC sob as combinações de resina, prensa e força de prensagem no Grupo 1 são iguais. O mesmo ocorre com as médias do Grupo 2. As médias no Grupo 1 são maiores do que no Grupo 2.

Não há, portanto, efeito de força de prensagem sobre a média da variável DESLOC para as seguintes combinações de resina e prensa: L+G, A+PM e QC-20+G. A média da variável DESLOC para a combinação QC-20+C com a força de prensagem 1000 é maior do que com 1500 kgf. O mesmo ocorre para a combinação L+C.

Para a combinação L+G, a média da variável DESLOC é maior do que para as combinações A+PM e QC-20+G, em ambas as forças de prensagem. A média sob A+PM pode ser considerada igual à média sob QC-20+G.

Para o tratamento 6, considerando os grupos 1: L+C+1000 (C), L+C+1500 (D), A+PM+1000 (I), A+PM+1500 (J), L+G+1000 (A), QC-20 +G+1000 (G), QC-20+C+1500 (H) e 2: QC-20+C+1000 (E), L+G+1500 (B), QC-20+G+1500 (F), as médias da variável DESLOC sob as combinações de resina, prensa e força de prensagem no Grupo 1 podem ser consideradas iguais. O mesmo ocorre com as médias no Grupo 2. As médias no Grupo 1 são maiores do que no Grupo 2.

Não há efeito de força de prensagem sobre a média da variável DESLOC sob as combinações L+C e A+PM. Para a combinação L+G a média com a força de prensagem 1000 é maior do que com 1500 kgf. O mesmo ocorre para a combinação QC-20+G. Já para a combinação QC-20+C, a média sob a força de prensagem 1500 é maior do que sob 1000 kgf.

A média sob L+C é igual à média sob A+PM.

5.2 Etapa 2

5.2.1 Descrição das variáveis

Foram consideradas variáveis independentes: a posição [P (posterior), M (medial) e S (superior)], o lado [E (esquerdo) e D (direito)], o tratamento, isto é, a combinação entre as categorias posição e lado [PE (1), ME (2), SE (3), PD (4), MD (5) e SD (6)], a marca comercial da resina (Lucitone, Clássico, QC-20, Ondacryl e Acron MC), o ciclo (longo, curto, fabricante, curto para microondas, longo para microondas) e os grupos [Lucitone + Longo (D), Lucitone + Curto (K), Clássico + Longo (L), Clássico + Curto (M), QC-20 + Longo (N), QC-20 + Fabricante (H), QC-20 + Curto (O), Ondacryl + Curto para Microondas (P), Ondacryl + Longo para Microondas (Q), Acron MC + Curto para Microondas (J), Acron MC + Longo para Microondas (R)]. A única variável dependente foi o deslocamento da esfera condilar (DESLOC).

5.2.2 Análise Descritiva

A Tabela 5.13 apresenta a média e o desvio-padrão da variável DESLOC por Grupo, Posição e Lado. O Gráfico 5.12 apresenta os perfis de médias de DESLOC nos onze grupos e seis tratamentos. A análise da Tabela 5.13 e do Gráfico 5.12 mostra que

o comportamento da média da variável DESLOC muda de acordo com o grupo considerado. Além disso, não parece haver grande diferença entre as médias dos onze grupos nos tratamentos 2, 4, 5 e 6.

Tabela 5.13 - Estatísticas descritivas para a Etapa 2

Grupo		Lado Esquerdo			Lado Direito		
		Posterior	Medial	Superior	Posterior	Medial	Superior
D	n	5	5	5	5	5	5
	Média	0,476	0,710	1,130	0,540	0,730	1,378
	DP	0,370	0,656	0,800	0,396	0,550	0,797
K	n	5	5	5	5	5	5
	Média	0,982	1,160	1,672	0,948	0,990	1,024
	DP	0,422	1,034	0,403	0,576	0,793	0,576
L	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,764	0,718	0,834	0,746	0,676	0,928
	DP	0,513	0,595	0,266	0,405	0,461	1,186
M	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,622	0,760	0,920	0,588	0,574	1,448
	DP	0,416	0,365	0,445	0,367	0,227	0,164
N	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,484	0,574	0,462	0,598	0,542	1,220
	DP	0,759	0,487	0,319	0,529	0,464	0,966
H	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,170	0,778	0,998	0,678	0,824	1,300
	DP	0,752	0,581	1,367	0,403	0,499	0,742
O	n	5	5	5	5	5	5
	Média	0,644	0,824	1,032	0,546	0,650	1,146
	DP	0,350	0,624	0,610	0,265	0,736	0,706
P	n	5	5	5	5	5	5
	Média	0,618	0,906	0,824	0,634	0,930	1,486
	DP	0,314	0,527	0,661	0,453	0,552	0,914
Q	n	5	5	5	5	5	5
	Média	0,380	0,520	0,686	0,2580	0,320	1,814
	DP	0,458	0,591	0,607	0,1653	0,382	0,576
J	n	5	5	5	5	5	5
	Média	1,4280	0,758	1,018	0,510	0,782	1,044
	DP	0,1331	0,433	0,710	0,330	0,590	0,567
R	n	5	5	5	5	5	5
	Média	0,620	0,3800	1,638	0,3140	0,382	1,3700
	DP	0,616	0,2004	0,563	0,0904	0,258	0,2088

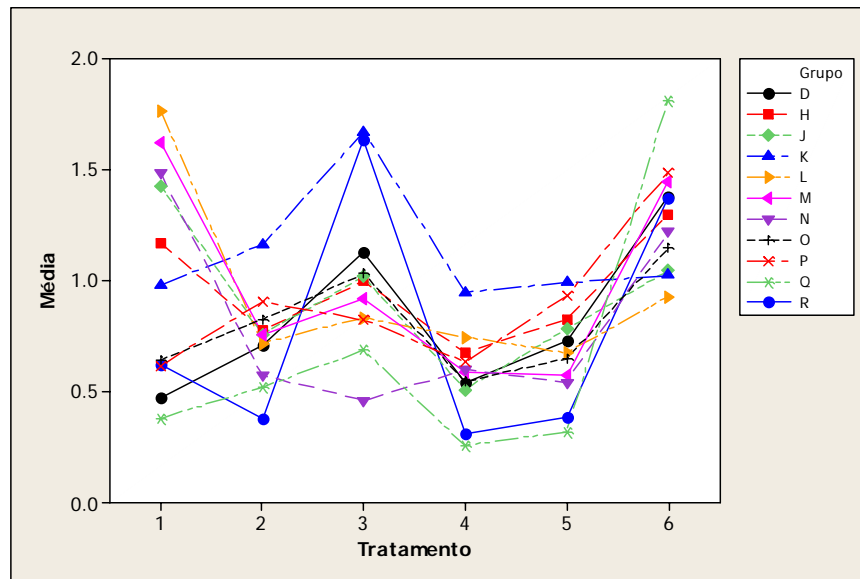


Gráfico 5.12 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC nos 6 tratamentos para os grupos da Etapa 2

5.2.3 Análise Inferencial

Assim como explicado para a etapa 1, o objetivo da análise inferencial foi comparar as médias das variáveis DESLOC entre as Resinas, entre os Ciclos, para cada Resina, e entre os seis tratamentos. Como cada côneo é avaliado nos seis tratamentos, foi utilizado para a análise dos dados um modelo de análise de variância com medidas repetidas (NETER et al., 1996).

A análise da variável DESLOC mostrou que o comportamento das médias nos seis tratamentos não é o mesmo para todos os grupos ($p = 0,005$). Além disso, não foram detectadas diferenças entre as médias dos ciclos dentro de cada resina para cada um dos seis tratamentos ($p \geq 0,192$). Procurou-se, em seguida, comparar as

médias da variável DESLOC para as cinco resinas fixando-se cada um dos seis tratamentos.

Para o tratamento 1, foi encontrado que a média da variável DESLOC para a resina Clássico é maior do que a média para as demais resinas juntas, uma vez que o intervalo de 95% de confiança para a diferença entre a média para a resina Clássico e a média para as demais resinas é igual a [0,238 ; 0,617], o que significa que a maior diferença da média das outras resinas em relação à média da resina Clássico foi de 0,617 mm e a menor foi de 0,238 mm.

Para os demais tratamentos não foram encontradas diferenças entre as médias da variável DESLOC nos seis grupos ($p \geq 0,192$).

Para comparar as médias da variável DESLOC nos seis tratamentos, foram construídos então dois novos grupos denominados, respectivamente, Clássico e Outras (Gráfico 5.13).

No grupo Clássico, verificou-se que a média do tratamento 1 é maior do que a média dos demais tratamentos juntos, já que o intervalo de 95% de confiança para a diferença entre a média do tratamento 1 e a média dos demais tratamentos é igual a [0,108 ; 0,240].

No grupo Outras, verificou-se que não há diferença entre os lados Esquerdo e Direito e que, na posição S, a média de DESLOC é maior do que a média das duas outras posições juntas (o intervalo de 95% de confiança para a diferença entre a média da posição S e a média das duas outras posições juntas é igual a [0,348 ; 0,476]).

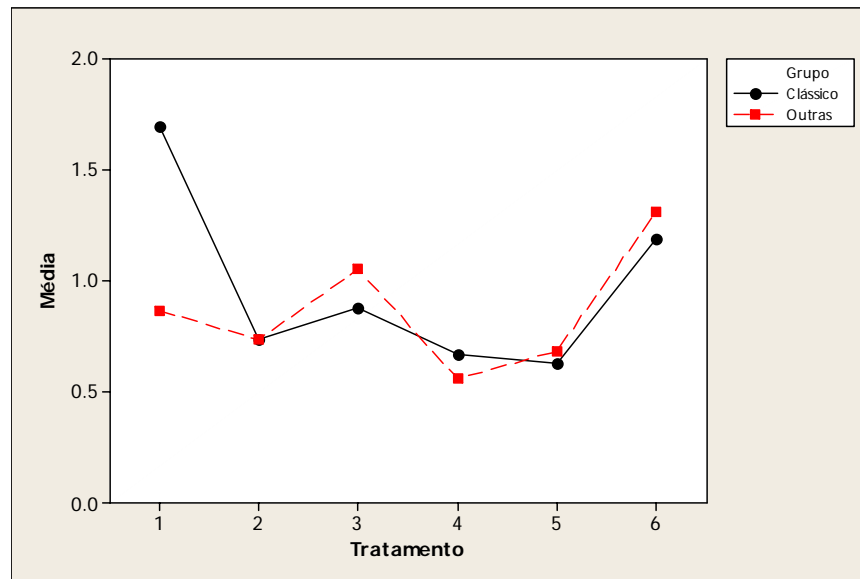


Gráfico 5.13 - Perfis de médias (mm) para a variável DESLOC (grupos Clássico e Outras)

Assim, para a variável DESLOC, conclui-se que não há diferença entre os ciclos para cada resina. Além disso, em média, o deslocamento é maior para a resina Clássico no tratamento 1.

6 DISCUSSÃO

Como observado na seção Resultados, houve diferenças entre os deslocamentos condilares dos grupos estudados na 1ª etapa deste estudo, não sendo a força de prensagem ou o tipo de prensa os fatores isoladamente responsáveis por essas diferenças e sim a combinação desses com determinadas marcas comerciais de resinas acrílicas. A 2ª etapa mostrou não existirem grandes diferenças quanto ao tipo de ciclo utilizado (longo ou curto), nem quanto à forma de ativação da polimerização (banho em água quente ou energia de microondas), pois as variações detectadas ao nível condilar só foram estatisticamente significantes para a posição PE (posterior esquerdo), sendo a resina o fator responsável pela variação.

Pela literatura, o que é sabidamente influenciado pelo ciclo de polimerização é a estrutura final do polímero resultante, já que o ciclo influencia no grau de polimerização da resina acrílica, o que está intimamente ligado à dureza e à quantidade de monômero residual. Banhos a baixas temperaturas diminuem a possibilidade de temperatura interna excessiva em associação à exotermia da reação, e, conseqüentemente, de porosidade, e promovem polímeros com maior peso molecular mas demandam mais tempo para a reação se completar (PHILLIPS, 1984); se não for respeitado esse tempo, podem resultar em materiais mais fracos, devido à formação de menores cadeias moleculares de resina. As altas temperaturas diminuem a quantidade de monômero residual, que está ligada à contração e à distorção, por aumentar a propensão a porosidades, que afetam as propriedades mecânicas, segundo Firtell e Harman (1983), Honorez et al. (1989), Jerolimov et al. (1989) e Smith e Bains (1956). Segundo

Jerolimov et al. (1989), os ciclos curtos produzem maiores níveis de monômero residual do que os longos, o que pode levar a porosidades nas bases mais espessas, mas não chega a influenciar as propriedades mecânicas. Esses mesmos autores indicam o uso de materiais específicos para esse fim, as chamadas resinas de rápida, com baixas concentrações de dimetil-p-toluidina (amina terciária que aumenta a taxa de reação) no líquido e de peróxido de benzoíla (iniciador da reação) no pó. Yau et al. (2002) acreditam que o monômero não entra em ebulição quando as muflas são prensadas adequadamente, isto é, com força suficiente para elevar o ponto de ebulição do monômero a uma temperatura superior àquela alcançada pela resina mesmo com o ciclo curto. Isso pode explicar o fato de não terem sido encontradas diferenças para os tipos de ciclo neste estudo. Carvalho, Compagnoni e Barbosa (2001) estudaram três ciclos de polimerização: o mesmo ciclo longo utilizado nesta tese (9hs a 74°C), o chamado ciclo australiano (90 min a 65°C+30 min até 100°C+60 min a 100°C), também estudado nesta tese, e outro estabelecido empiricamente, descrito a seguir: aquecimento da mufla em fogo alto no interior de um caldeirão contendo água em temperatura ambiente e, manter por 1 hora em fogo baixo a partir do momento em que a água entrar em ebulição, resultando num total aproximado de 2 horas. Assim como Harman (1949), Gonini Jr et al. (1990) e o presente estudo, os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre eles.

Para as resinas de microondas, Rizzati-Barbosa, Del Bel Cury e Panzeri (1995) encontraram resultados superiores de adaptação das bases utilizando ciclos longos (90 W por 13 minutos) de polimerização em microondas do que com ciclos curtos (500 W por 3 minutos). Esses resultados concordam com os de Reitz, Sanders e Levin (1985), que afirmam que os ciclos de cura longos diminuem o grau de distorção das bases

protéticas, mas discordam daqueles de Ilbay, Guvener e Alkumru (1994), que consideraram o ciclo curto (550 W por 3 minutos) como aquele que propicia a maior resistência da resina acrílica.

Os resultados encontrados nesta tese são corroborados pelos de Salvador et al. (2001) que testaram 3 marcas comerciais de resinas quanto à alteração dimensional: duas próprias para microondas (Ondacryl e Acron MC) e uma termopolimerizável convencional (Clássico), mas saturada com o monômero da Ondacryl, todas processadas em forno caseiro de microondas, com potência de 800 W e o seguinte ciclo: 3 minutos a 40% da potência máxima + 4 minutos a 0% da potência máxima (pausa) + 3 minutos a 90 % da potência máxima, e também encontraram resultados superiores para a Acron MC prensada com 800 kgf, cuja expansão foi traduzida pelo deslocamento do pino incisal de 0,19 mm, que corresponde à contração linear do material, contra 1,110 mm da Ondacryl e 1,078 mm da Clássico. Os resultados também foram semelhantes àqueles de Mahler (1951) que giraram em torno de 0,6 mm, bem como os de Woelfel, Paffenbarger e Sweeney (1962) que variaram de 0,0 a 1,49 mm.

A superioridade de desempenho (adaptação das próteses) da polimerização por microondas encontradas neste estudo em relação ao método convencional por banho de água quente também foi verificada por Kimura, Teraoka e Sugita (1987), Nishii (1968) e Takamata et al. (1989), mas muitos outros autores não a comprovaram (ALKHATIB et al., 1990; BRAUN et al., 2000; LEVIN; SANDERS; REITZ, 1989; REITZ; SANDERS; LEVIN, 1985; SANDERS; LEVIN; REITZ, 1991; SHLOSBERG et al., 1989; SMITH, POWERS; LADD, 1992; TRUONG; THOMAZ, 1988).

Uma hipótese para explicar a superioridade da polimerização por energia de microondas é o fato de essa acontecer com calor seco, conforme mostra o estudo de

Wong et al. (1999), que comparou os efeitos das polimerizações seca e úmida e encontrou as maiores contrações nas próteses totais polimerizadas com calor úmido do que naquelas processadas e resfriadas com calor seco. Esses autores notaram que a alteração linear por sorção de água também foi maior nas próteses processadas com calor úmido do que no outro grupo, o que pode ter sido causado não pela maior absorção de água, mas sim pelo efeito plastificador desta, permitindo a liberação das tensões. A somatória das alterações sofridas por cada grupo mostrou que não houve diferenças nas dimensões finais das próteses processadas pelos métodos testados e a sorção de água não compensou inteiramente o processo de contração de nenhum deles. Acredita-se que a polimerização por calor seco produza uma resina mais densa, com pouca água, o que resulta em melhores adaptação e estabilidade dimensional. Uma solução descrita na literatura para o processamento úmido seria o uso da folha de estanho.

Consani et al. (2002) demonstraram a influência da marca comercial da resina acrílica na alteração dimensional da base da prótese total. Testaram Clássico (Clássico Artigos Odontológicos, São Paulo, Brasil), VipCril (Dental Vipi Co, Pirassununga, Brasil) e Meliodent Multicryl (Heraeus Kulzer GmbH, Werheim, Germany) e encontraram maior discrepância para a Clássico somente na região palatal, pois a região anterior impede a expansão da resina por liberação de tensões após a demuflagem (KAWARA et al., 1998); já a porção palatal posterior é plana e mais permissiva para a liberação dos estresses e, portanto, produz uma distorção mais evidente (WOELFEL; PAFFENBARGER; SWEENEY, 1965). No presente estudo, a resina Clássico também mostrou resultados inferiores às outras resinas testadas.

Quanto ao tipo de prensa empregado, Aldrovandi (1956), Grunewald, Paffenbarger e Dickson (1952), Tylman e Peyton (1946) e Vieira (1964) aconselham o uso de prensas com molas e muflas sem parafusos, por achar que elas permitem a manutenção contínua da pressão durante a fase de polimerização, já que tornam possível uma leve abertura da mufla no momento em que a temperatura do material atinge o seu ápice e, por conseguinte, a sua maior expansão, o que permite um alívio do confinamento que o gesso exerce sobre a resina e conseqüente liberação dos esforços da expansão dessa, pois de outra maneira o molde se deformaria em escala suficiente para distorcer a prótese ou permitir ainda a excessiva ocorrência de tensões internas. Essas recomendações divergem daquelas de Saizar (1958) e Taylor (1941), que acreditam que deveria ser usado gesso tipo III ao invés do tipo II, pois esse pode suportar a compressão, conter a dilatação do material e compensar, em parte, a contração de polimerização; portanto, não se justificaria o uso de prensas com molas. O único inconveniente de se usar o gesso tipo III é a dificuldade na desinclusão da prótese. Não concordamos com a necessidade de as prensas apresentarem molas, porque permitir que a mufla abra durante a expansão da resina, apesar de proteger o molde da distorção e evitar a indução de tensões na massa acrílica, consiste em mais uma variável que pode concorrer para a alteração dimensional das próteses, porque não é possível garantir que a mufla se feche completamente depois da expansão da resina, o que poderia levar a um aumento da DVO, posição defendida também por Phillips (1984) que afirma ainda que a utilização desse tipo de prensa pode provocar um aumento da dimensão vertical pelo extravazamento do material que impede seu completo fechamento e também por Russi et al. (1996), que compararam o aumento da dimensão vertical de oclusão causado por três tipos de prensas: prensa com molas,

prensa com parafuso central e parafusos laterais colocados na própria mufla e encontraram resultados semelhantes para as duas últimas e maiores aumentos na prensagem com a primeira. Esses aumentos não ultrapassaram 0,1 mm e estão presentes nas três situações estudadas. Os autores concluíram que existem substanciais diferenças mecânicas entre a prensa de molas e as outras estudadas, pois estas últimas permitem a prensagem progressiva, mantendo a força de forma estática, o que não acontece com a primeira.

Quanto à força de prensagem, as pressões mencionadas na literatura são as externas aplicadas sobre a mufla durante o fechamento dessa, e variam de 105 a 315 atm, ou seja, 1500 a 4500 psi, de acordo com os estudos de Yau et al. (2002). O princípio é obter o contato metal-a-metal entre as partes da mufla, conforme preconizado por Braun et al. (2000), Faraj e Ellis (1979), Peyton (1950), Rizzatti-Barbosa, Del Bel Cury e Panzeri (1995), mas as recomendações para prensagem final da resina acrílica variam grandemente em valores e unidades entre os diversos trabalhos encontrados: 1250 kgf, segundo Consani et al. (2001), Consani et al. (2002) e Consani, Domitti e Consani (2002), Domitti, Arioli Filho e Consani (1998), Gomez et al. (1998); 800 kg, segundo Salvador et al. (2001); 20 kN, segundo Wong et al. (1999) e Yau et al. (2002); 28 kg/cm², segundo Atkinson e Grant (1965); 1200 psi, segundo Levin, Sanders e Reitz (1989); 1,5 ton/pol², segundo Campos Jr e Tedesco (1996); 1000 kgf/cm², segundo Damião et al. (2003); até 30 libras, segundo Winkler, Henig e Ortman (1972); 1500 psi (105 kgf/cm²), segundo Shlosberg et al. (1989) e Mainieri, Boone e Potter (1980); e 3500 psi (246 kgf/cm²), segundo Nelson, Kotwal e Sevedge (1991) e Woelfel (1977).

É clara a confusão existente na literatura entre as grandezas força e pressão. A prensa hidráulica é um sistema multiplicador de força; assim, aplica força e não pressão; da mesma forma, acreditamos ser mais correto referir-se ao seu mostrador como dinamômetro, já que seu relógio mostra a quantidade de massa que, multiplicada pela aceleração, fornecerá a força de prensagem. Para saber qual a massa em quilograma (kg) necessária para produzir a força desejada em quilograma-força (kgf), é preciso dividir a força desejada em kgf pela aceleração da gravidade ($g=9,8 \text{ m/s}^2$); o resultado desse cálculo será massa em utm (unidade técnica de massa); 1 utm equivale a 9,8 kg. Por exemplo: 1250 kgf divididos por g são iguais a 127,55 utm que, multiplicados por 9,8, são iguais a 1250 kg. Assim, 1250 kg (1,250 ton) resultam numa força de 1250 kgf. É por essa equivalência de valores absolutos que, apesar de o relógio mostrar massa em kg, falamos em força em kgf. Assim, não tem sentido a indicação de Damião et al. (2003) de se utilizarem 1000 kgf/cm^2 para prensar a resina, pois essa não pode ser a pressão do óleo porque, multiplicada pela área de 20 cm^2 do pistão hidráulico, resultaria em uma força de 20000 kgf sobre a mufla, que é inconcebível; não pode tampouco ser a pressão sobre a resina resultante da força gerada pela prensa hidráulica dividida pela área da mufla, que também é inconcebível. Assim, a única possibilidade é se tratar da força em kgf e não da pressão.

É notória a falta de praticidade e a restrição de se indicar a pressão que deve ser exercida sobre o óleo para se conseguir a força ideal de prensagem da resina acrílica, porque esse dado não é fornecido pelo manômetro de aferição da maior parte das prensas hidráulicas utilizadas atualmente na Odontologia, obrigando o profissional a conhecer o diâmetro do pistão hidráulico e fazer cálculos para obter o dado desejado. Por exemplo, a indicação de Woelfel (1977) é de 3500 psi (246 kgf/cm^2); esse valor não

pode ser correspondente à pressão resultante da força exercida pela prensa sobre a área da mufla, pois, se utilizarmos a força máxima gerada pela prensa utilizada neste estudo, ou seja, 2000 kgf, quando distribuída pela mufla que tem aproximadamente 80 cm², a resina será prensada com uma pressão de 25 kgf/cm², que equivale a 357 psi, isto é, uma pressão quase dez vezes menor que a recomendada por Woelfel (1977). Assim, essa só pode corresponder à pressão do óleo que empurra o pistão hidráulico com tal força que, dividida pela área da mufla, resultará na pressão adequada na resina. Mesmo de posse dessa informação, esse valor não pôde nos servir como orientação, pois a prensa hidráulica utilizada neste estudo possui, segundo o fabricante, um pistão hidráulico de 20 cm² e, quando seu manômetro indica 2 toneladas, pressiona o óleo com 100 kgf/cm². Assim, para que o óleo atingisse a pressão de 3500 psi (246 kgf/cm²), seriam necessários 4920 kgf ou aproximadamente 5 toneladas, o que ultrapassa a capacidade da prensa hidráulica para fins odontológicos, que é de 2 toneladas. Assim, acreditamos que a prensa utilizada por esse autor seja diferente da empregada neste estudo, e possua, por exemplo, um pistão hidráulico com área menor (8,13 cm²) do que o da prensa aqui utilizada, de forma a gerar a mesma força de prensagem da mufla (2000 kgf). Como não temos acesso à prensa utilizada no referido estudo, não nos é possível afirmar que essa seja a justificativa correta para a indicação de 3500 psi para prensagem da resina. Uma outra explicação possível seria estar errada a unidade desse valor: não seria pressão em psi, mas sim força em libra-força, já que 3500 lbf equivalem a 1589 kgf (aproximadamente 1,5 tonelada), o que está de acordo com os valores para prensagem determinados pela literatura levantada neste estudo.

Da mesma forma, a indicação de Atkinson e Grant (1965) de 28 kg/cm^2 traduz a pressão que a massa acrílica deve receber para que sejam cumpridos os objetivos da prensagem, mas também não é uma recomendação prática já que implica no conhecimento da área da mufla para então se calcular qual deve ser a força aplicada pela prensa hidráulica.

A pressão é variável durante a prensagem até haver o contato metal-a-metal, já que, antes desse evento, a área varia conforme a massa plástica de resina é comprimida e deformada pelo seu escoamento. Por esse motivo, acreditamos ser mais correto e simples falar em força de prensagem ao invés de pressão, visto que a força sim é constante e facilmente controlada pelo relógio medidor acoplado à prensa hidráulica. Após conseguido o contato metal-a-metal, a força aplicada pela prensa é distribuída por toda a superfície externa da mufla, por igual. É possível considerar que, mesmo a área sem gesso da mufla, correspondente ao molde, participa da distribuição da força, já que a resina que a preenche, apesar de não estar rígida, oferece resistência à compressão. Os objetivos da fase de prensagem são: adaptar o material plástico aos espaços existentes, gerando fidelidade, promover a utilização dos excessos, reduzindo a contração, prevenir um aumento da espessura da base da prótese e, conseqüentemente, da dimensão vertical de oclusão, além de evitar que o monômero entre em ebulição pelo aumento de seu ponto de ebulição, evitando assim que a pressão de seu vapor a 100°C supere a pressão atmosférica, o que poderia exceder a pressão de fechamento da mufla, causando porosidades. Segundo Taylor (1941), quando a pressão é insuficiente, pode levar a lacunas relativas à contração; quando é excessiva, à distorção do molde e ao deslocamento dos dentes.

Além dos fatores inerentes às propriedades físicas da resina acrílica, das técnicas de processamento e das condições anatômicas de cada rebordo alveolar dos pacientes, Consani et al. (2000) verificaram que o nível de adaptação das próteses totais também é influenciado pela ação do fator humano, envolvendo habilidades técnicas e diferentes níveis de qualificação dos operadores. Assim, como as próteses aqui estudadas foram confeccionadas por dois operadores, parte das discrepâncias podem ser explicadas pela interferência desse fator, apesar de os operadores terem sido calibrados e apresentarem o mesmo nível de qualificação.

O significado clínico dessas diferenças de movimentação, apesar de próximas no valor absoluto, é seu sentido. Nesta pesquisa, houve, em média, aproximação das esferas condilares em relação às paredes posterior e medial (“intrusão”) e afastamento em relação à parede superior (“extrusão”). O deslocamento do côndilo para anterior levaria à distensão dos ligamentos da ATM e compressão de áreas não especializadas do disco; já o deslocamento para posterior provocaria compressão da zona bilaminar ou tecido retrodiscal, altamente vascularizada e inervada, não diferenciada para a compressão. Ambas as situações são prejudiciais ao bom funcionamento das articulações temporomandibulares, podendo levar à instalação de um quadro de DTM. Quando é para medial, leva à compressão óssea que pode resultar em remodelação tanto condilar quanto da fossa mandibular. Quando para lateral, o risco é a contração excessiva dos músculos e conseqüente pressão anormal em pontos da articulação e queda na distribuição ou produção de fluido sinovial. Para Toller (1974), essa fricção somada à falta de lubrificação provoca um som audível, o estalo articular. Quando é para superior, o côndilo exerce uma pressão que, quando duradoura, gera problemas na cartilagem articular (espessamento), no côndilo (aplainamento) e na fossa articular

do osso temporal (reabsorção) (PRENTISS, 1918). Por fim, quando é para baixo, o risco é a descoordenação do conjunto cômulo-disco e a distensão da musculatura. Assim, este estudo valida a importância de se realizarem os procedimentos de remontagem (clínica ou laboratorial), como mostrado extensamente nos trabalhos de Firtell, Finzen e Holmes (1987), Al-Quran (2005), Heartwell Jr (1975), Polyzois (1990), Rizatti-Barbosa e Dallari (1996) e Antonopoulos (1978), para evitar o desenvolvimento de DTM, pois a resiliência da fibromucosa não compensaria discrepâncias maiores do que 1 mm, o que poderia ultrapassar o limite fisiológico de adaptação, agindo de forma deletéria.

Pela revisão da literatura, notamos que DCM em idosos apresenta prevalentemente crepitação da ATM, o que é atribuído à remodelação e às mudanças degenerativas da articulação, próprias dessa faixa etária. Nos edentados, as mudanças na estrutura mastigatória são devidas à perda do suporte oclusal e/ou das paradas cêntricas, permitindo a abertura e o fechamento exagerados (hiperexcursão), reforçando a hipermobilidade da ATM, o que chega a causar o alongamento da cápsula articular, perpetuando a hipermobilidade. A remodelação articular é um fenômeno físico fisiológico de acomodação às mudanças advindas da idade, mas pode agir de forma deletéria, causando degeneração e deformação da articulação. Os desdentados comumente apresentam hábitos parafuncionais, alterações oclusais, instabilidade das próteses totais e problemas iatrogênicos resultantes de próteses mal-executadas anteriormente (BOUCHER; HICKEY; ZARB, 1995) e piora da função mastigatória, que podem ser fatores contribuintes para o desenvolvimento de DCM. A prevalência de sinais de DCM em usuários de próteses totais é controversa na literatura, possivelmente devido aos diferentes critérios adotados por cada estudo: alguns autores

encontraram pelo menos um sinal em 93,3% da amostra (FAULKNER; MERCADO, 1990), enquanto outros acharam valores de 15% (FRANKS, 1967) a 68% (McCARTHY; KNAZAN, 1987).

Diante do panorama apresentado da situação das DCM em pacientes usuários de próteses totais, percebe-se a validade e a importância de se investigar a influência que as alterações dimensionais sofridas por esses aparelhos, inerentes ao processamento dos mesmos, podem ter no desenvolvimento dessas desordens. Esta pesquisa enfocou três das muitas variáveis envolvidas no processo de confecção das próteses totais e avaliou seus efeitos ao nível condilar *in vitro*. Não foram encontrados trabalhos similares a este na literatura para efeito de comparação. Assim, este estudo trata, com um enfoque diferente, de um assunto antigo, mas extremamente controverso e pouco estudado atualmente, haja vista as datas das referências aqui levantadas, com o objetivo principal de abrir caminho para diversas outras pesquisas ainda necessárias para a elucidação do tema.

Apesar de a metodologia proposta neste estudo ter se mostrado válida para mensurar a movimentação condilar decorrente da alteração dimensional das próteses totais, cujas médias variaram de 0,118 (DP = 0,0968) a 1,956 mm (DP = 0,414), este trabalho não é conclusivo para se estabelecer uma relação definitiva entre as alterações dimensionais advindas do processamento das próteses totais e o desenvolvimento das disfunções têmporo-mandibulares em usuários de próteses totais, exigindo estudos sistemáticos complementares.

7 CONCLUSÕES

Para Sócrates, uma tese gera um argumento questionador chamado antítese. A união de tese e antítese ao questionamento leva a uma conclusão conhecida como síntese. Esse resultado final, então, passa a ser uma nova tese, que vai gerar uma nova antítese e assim por diante. E, nesse ciclo, o conhecimento nunca tem fim...

A análise dos resultados desta pesquisa permite concluir que:

- as esferas condilares sofreram movimentações decorrentes da alteração dimensional do processamento;
- na maioria dos casos em que a força de prensagem agiu como fator de variação, os deslocamentos obtidos com 1500 kgf foram inferiores àqueles obtidos com 1000 kgf;
- nos casos em que o tipo de prensa agiu como fator de variação, ora os menores deslocamentos foram obtidos com a prensa de cozimento, ora com a Getom;
- o ciclo empregado na polimerização não influenciou significativamente na estabilidade dimensional das próteses totais e a única diferença encontrada envolveu a resina Clássico, que levou aos maiores deslocamentos no sentido posterior do lado esquerdo;
- a resina Lucitone, quando associada à prensa Getom, levou aos maiores deslocamentos no sentido posterior do lado esquerdo e, quando associada à prensa de cozimento e força de prensagem de 1000 kgf, levou aos maiores deslocamentos no sentido posterior do lado direito;

- o conjunto resina Acron MC, prensa própria para microondas e força de prensagem de 1000 kgf foi o que causou as menores movimentações condilares no sentido medial de ambos os lados, mas levou aos maiores deslocamentos no sentido inferior do lado direito.

REFERÊNCIAS¹

Abuzar MA, Jamani K, Abuzar M. Tooth movement during processing of complete dentures and its relation to palatal form. *J Prosthet Dent* 1995;73(5):445-9.

Agerberg G. Mandibular function and dysfunction in complete denture wearers – a literature review. *J Oral Rehabil* 1988;15(3):237-49.

Akerman S, Koop S, Rohlin M. Histological changes in temporomandibular joints from elderly individuals: An autopsy study. *Acta Odontol Scand* 1986;44(4):231-9.

Aldrovandi C. *Dentaduras completas*. Rio de Janeiro: Científica; 1956.

Alkhatib MB, Goodacre CJ, Swartz ML, Munoz-Viveros CA, Andres CJ. Comparison of microwave-polymerized denture base resins. *Int J Prosthodont* 1990;3(3):249-55.

Al-Quran FA. A clinical evaluation of the clinical remount procedure. *J Contemp Dent Pract* 2005;6(1):48-55.

Amorim VCP. *Análise da posição do côndilo em relação à fossa mandibular, anterior e posteriormente ao tratamento protético reabilitador [Dissertação de Mestrado]*. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Anthony DH, Peyton FA. Dimensional accuracy of various denture base materials. *J Prosthet Dent* 1962;12(1):67-81.

Antonopoulos AN. Dimensional and occlusal changes in fluid resin dentures. *J Prosthet Dent* 1978;39(6):605-15.

Anusavice KJ. Denture base resins, technical considerations and processing techniques. In: *Phillips' Science of Dental Materials*. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1996. p. 237-71.

¹ De acordo com estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Atkinson HF, Grant AA. Pressure changes in polymerizing polymethyl methacrylate. *J Dent Res* 1965;44(5):1040-4.

Baroncini Neto Z, Salvador MCG, Vieira LFL, Nagem Filho H. Estudo das alterações dimensionais de resinas termopolimerizáveis processadas em forno de microondas convencional. *Rev FOB* 1998;6(2):67-72.

Bates JF, Adams DA, Stafford GD. *Dental treatment of the elderly*. Wright: Bristol; 1984.

Bergman B, Carlsson GE. Review of 54 complete denture wearers. Patient's opinion after one year of treatment. *Acta Odontol Scand* 1972;30(4):399-414.

Berquó ES, Souza JMP, Gotlieb SLD. *Bioestatística*. São Paulo: EPU; 1981.

Bindo MF. Estudo da dureza e do módulo de elasticidade na superfície de resinas acrílicas para bases de prótese total [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Bolender CL, Swoope CC, Smith DE. The Cornell medical index as a prognostic aid for complete patients. *J Prosthet Dent* 1969;22(1):20-9.

Boucher CO, Hickey JC, Zarb GA. *Prosthetic treatment for edentulous patients*. 7^a ed. Saint Louis: Mosby, 1995.

Bouvier M. Effects of age in the ability of the rat temporomandibular joint to respond to changing functional demands. *J Dent Res* 1988;67(9):1206-12.

Bouvier M, Hylander WL. The effect of dietary consistency on morphology of the mandibular condylar cartilage in young macaques (*Macaca mulatta*). *Prog Clin Biol Res* 1982;101:569-70.

Bouvier M, Zimny ML. Effects of mechanical loads on surface morphology of the condylar cartilage of the mandible in rats. *Acta Anat (Basee)* 1987;129(4):293-300.

Braun KO, Rodrigues Garcia RCM, Rizzatti-Barbosa CM, Del Bel Cury AADB. Alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas. *Pesqui Odontol Bras* 2000;14(3):278-82.

Brooke RI, Stenn PG. Postinjury myofascial pain dysfunction syndrome: its etiology and prognosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1978;45(6):846-50.

Budtz-Jorgensen E, Luan WM, Holm-Pedersen P, Fejerskov O. Mandibular dysfunction related to dental occlusion and prosthetic conditions in a selected elderly population. *Gerodontology* 1985;1:28-33.

Calinski T, Corsten LCA. Clustering means in ANOVA by simultaneous testing. *Biometrics* 1985;41:39-48.

Campos Jr WM, Tedesco AC. Alterações dimensionais da prótese total na base e nos dentes de dentaduras inferiores. *RGO* 1996;44(2):77-9.

Carlsson GE. Masticatory efficiency: the effect of age, the loss of teeth and prosthetic rehabilitation. *Int Den J* 1984;34(2):93-7.

Carlsson GE. Symptoms of mandibular dysfunction in complete denture wearers. *J Dent* 1976;4(6):265-70.

Carvalho ALA, Compagnoni MA, Barbosa DB. Influência do ciclo de polimerização sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais. *PGR – Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos* 2001;4(3):67-73.

Carvalho JCM. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. *Rev Fac Odontol Univ São Paulo* 1972;10(1):127-32.

Celenza FV. The condylar position: in sickness and in health (Oh when do we part?). *Int J Periodontics Restorative Dent* 1985;5(2):38-51.

Cerveira Netto H. Oclusão e disfunção em pacientes desdentados. In: Barros JJ, Rode SM. *Tratamento das disfunções crânio-mandibulares-ATM*. São Paulo: Santos; 1995. p. 247-66.

Chen JC, Lacefield WR, Castleberry DJ. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. *Dent Mater* 1988;4(1):20-4.

Christensen LV, Ziebert GJ. The effects of experimental loss of teeth on the temporomandibular joint. *J Oral Rehabil* 1986;13(6):587-98 .

Clarke DA, Ladizesky NH, Chow TW. Acrylic resins reinforced with highly drawn linear polyethylene woven fibre. 1. Construction of upper denture base. *Aust Dent J* 1992;37(5):394-9.

Consani RLX, Del Bel Cury AADB, Garcia RCMRG. Effect of acrylic resin stages on dimensional accuracy of dentures bases polymerized by conventional cycle. *PGR - Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos* 2001;4(3):13-20.

Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Almeida MHW. Influência de operadores na adaptação das bases de prótese total. *PGR - Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos* 2000;3(1):74-80.

Consani RLX, Domitti SS, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Efeito do tempo pós-prensagem da resina acrílica na alteração dimensional da base de prótese total. *Pesqui Odontol Bras* 2001;15(2):112-8.

Consani RLX, Domitti SS, Consani S. Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. *J Prosthet Dent* 2002;88(3):285-9.

Consani RLX, Domitti SS, Rizzatti Barbosa CM, Consani S. Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. *Braz Dent J* 2002;13(1):57-60.

Copray JC, Jansen HW, Duterloo HS. Effects of compressive forces on proliferation and matrix synthesis in mandibular condylar cartilage of the rat in vitro. *Arch Oral Biol* 1985a;30(4):299-304.

Copray JC, Jansen HW, Duterloo HS. The role of biomechanical factors in mandibular condylar cartilage growth and remodeling in vitro. In: Carlson DA, McNamara JA, Ribbens KA (ed). *Developmental aspects of temporomandibular joint disorder*. Michigan: Ann Arbor; 1985b. p. 235-69.

Corrêa GA. Alterações dimensionais da região posterior (Post-dam) da próteses total superior: contribuição para o seu estudo [Tese de Livre Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1993.

Craig RG. Prosthetic applications of polymers. In: Restorative Dental Materials. 10^a ed. Saint Louis: Mosby; 1997. p. 500-59.

Craig RG. Restorative dental materials. 6th ed. Saint Louis: Mosby; 1980.

Damião CF, Cunha VPP, Neisser MP, Rode SM. Estudo do deslocamento de dentes artificiais frente à alteração dimensional de base de resina acrílica polimerizada por microondas. Rev Biocien UNITAU 2003;9(1):69-76.

de Bont LGM, Boiring G, Lien RSB, Eulderink F, Westesson P. Osteoarthritis and internal derangement of the TMJ: a light microscopic study. J Oral Maxillofac Surg 1986;44(8):634-43.

de Gee AJ, ten Harkel EC, Davidson CL. Measuring procedure for the determination of the three-dimensional shape of dentures. J Prosthet Dent 1979;42(2):149-53.

Domitti SS, Bóscolo FN, Consani S. Verificação das alterações da articulação têmporo-mandibular ocorridas pelo uso de dentaduras. Rev Bras Odontol 1975;32(193):114-8.

Domitti SS, Arioli Filho JN, Consani S. Alterações dentais ocorridas na confecção das próteses totais superiores. Rev Odontol UNESP 1998;27(2):427-35.

Dukes BS, Fields H Jr, Olson JW, Scheetz JP. A laboratory study of changes in vertical dimension using a compression molding and a pour resin technique. J Prosthet Dent 1985;53(5):667-9.

Faraj SAA, Ellis B. The effect of processing temperatures on the exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. Br Dent J 1979;147(8):209-12.

Faulkner KDB, Mercado MDF. Aetiological factors of craniomandibular disorders in completely edentulous denture-wearing patients. J Oral Rehabil 1990;18(3):243-51.

Firtell DN, Fenzin FC, Holmes JB. The effect of clinical remount procedures on the comfort and success of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1987;57(1):53-7.

Firtell DN, Green AJ, Elahi JM. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. *J Prosthet Dent* 1981;45(6):598-601.

Firtell DN, Harman LL. Porosity in boiabile acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1983;49(1):133-4.

Franks AS. The dental health of patients presenting with temporomandibular joint dysfunction. *Br J Oral Surg* 1967;5(2):157-66.

Gianelly AA, Ruben MP, Risinger R. Effect of experimentally altered occlusal vertical dimension on temporomandibular articulation. *J Prosthet Dent* 1970;24(6):629-35.

Gomez T, Mori M, Corrêa GA, Matson E. Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em prótese total. *Rev Odontol Univ São Paulo* 1998;12(2):181-7.

Gonini Jr A, Carmo ARP, Miyake CY, Pellizer EP, Bianchi J, Lossio JJA, et al. Influência de dois ciclos de polimerização das RAAT na exotermia da reação. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 1990;44(6):343-4.

Goodfriend DJ. Symptomatology and treatment of abnormalities of the mandibular articulation. *Dent Cosmos* 1933;75(9):844-8.

Graff-Radford SB, Reeves JL, Jaeger B. Management of chronic head and neck pain: effectiveness of altering factors perpetuating myofascial pain. *Headache* 1987;27(4):186-90.

Graser GN. Completed bases for removable dentures. *J Prosthet Dent* 1978;39(2):232-6.

Grunewald AH, Paffenbarger GC, Dickson G. The effect of molding process on some properties of denture resins. *J Am Dent Assoc* 1952;44(3):269-84.

Harman IM. Effects of time and temperature on polymerization of methacrylate resin denture base. *J Am Dent Assoc* 1949;38(2):188-203.

Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J Dent* 1992;20(6):370-4.

Harvey WL, Harvey EV. Dimensional changes at the posterior border of baseplates made from a visible light activated composite resin. *J Prosthet Dent* 1989;62(2):184-9.

Hatushikano EJ. Influência da estimulação elétrica neural transcutânea (TENS) nos registros maxilomandibulares horizontais em edentados completos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Heartwell Jr CM. The effect of tissue resiliency on occlusion in complete dentures prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1975; 34(6):602-4.

Heloe B, Heloe LA. The occurrence of TMJ disorders in an elderly population evaluated by recording "subjective" and "objective" symptom. *Acta Odontol Scand* 1978;36(1):3-9.

Hickey HC, Zarb GA. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 9th ed. Saint Louis: CV Mosby Company; 1980.

Hinton RJ. Form and function in the temporomandibular joint. In: Carlson DS (ed) *Craniofacial Biology*. Michigan: Ann Arbor, Center for Human Growth and Development; 1981. p. 40-2.

Hinton RJ, Carlson DS. Response of the mandibular joint to loss of incisal function in the rat. *Acta Anat* 1986;125(3):145-51.

Honda MO. Estudo da união entre a base de resina acrílica termicamente ativada e o dente de resina acrílica com modificação em sua interface [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Honorez P, Catalan A, Angnes U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989;61(4):510-7.

Huggett R, Bates JF, Knott NJ. A comparison of some properties of denture base acrylic resins polymerized by dry and wet curing systems. *Quintessence Dent Tech* 1987;61(4):265-9.

Huggett R, Brooks SC, Bates JF. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. *Quintessence Dent Technol* 1984;8(2):81-5.

Iacopino AM, Wathen WF. Craniomandibular disorders in the geriatric patient. *J Orofac Pain* 1993;7(1):38-53.

Ilbay SG, Guvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil* 1994;21(1):103-9.

Ireland VE. The problem of "the clicking jaw". *J Prosthet Dent* 1953;3(2):200-12.

Jamani KD, Abuzar MAM. Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. *J Oral Rehabil* 1998;25(9):725-9.

Jerolimov V, Brooks SC, Huggett R, Bates JF. Rapid curing of acrylic denture-base materials. *Dent Mater* 1989;5(1):18-22.

Kawara M, Komiyama O, Kimoto S, Kobayashi K, Nemoto K. Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. *J Dent Res* 1998;77(6):1446-53.

Kern WR. Possible dimensional changes in denture base materials. *J Am Dent Assoc* 1941;28(12):1952-8 apud Carvalho (1972).

Kimpara ET, Muench A. Influência de variáveis de processamento na alteração de dentaduras de resina acrílica. *RPG Rev Pós-Grad* 1996;3(2):110-4.

Kimpara ET, Tamaki ST, Hvanov ZV, Tamaki T. Efeito das alterações da cera rosa nº 7 na montagem de dentes. *Rev Odontol Univ São Paulo* 1995;9(4):285-91.

Kimura H, Teraoka F, Saito T. Application of microwave for dental technique (Part 2). Adaptability of cured acrylic resins. *J Osaka Univ Dent Sch* 1984;24:21-9.

Kimura H, Teraoka F, Sugita M. Application of microwave for dental technique (Part 3). Development of model materials for microwave polymerization. *J Osaka Univ Dent Sch* 1987;27:41-50.

Koop S. Clinical findings in temporomandibular joint osteoarthritis. *Scand J Dent Res* 1977;85(6):434-43.

Lader E. Clinical trauma as a factor in the development of TMJ and facial pain. *J Craniomandibular Pract* 1983;1(2):85-90.

Lamb DJ. Problems and solutions in complete denture prosthodontics. London, Chicago: Quintessence Pub Co; 1993.

Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1989;61(3):381-3.

Lindqvist B. Bruxism in children. *Odontol Revy* 1971;22(4):413-23.

Loiselle RJ. Relation of the occlusion to temporomandibular joint dysfunction: the prosthetic viewpoint. *J Am Dent Assoc* 1969;79(1):145-6.

MacEntee MI, Weiss R, Morrison BJ, Waxler-Morrison NE. Mandibular dysfunction in an institutionalized and predominantly elderly population. *J Oral Rehabil* 1987;14(6):523-9.

Mahler DB. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. *J Prosthet Dent* 1951;1(5):551-9.

Mainieri ET, Boone ME, Potter RH. Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investing methods. *J Prosthet Dent* 1980;44(4):368-73.

Mazini P. Avaliação da área de contato dos dentes artificiais em função da forma oclusal e da forma das arcadas [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

McCarthy JA, Knazan YL. Craniomandibular dysfunction among an edentulous Canadian population. *Gerodontology* 1987;3(4):155-60.

Mercado MDF, Faulkner KDB. The prevalence of craniomandibular disorders in completely edentulous denture-wearing subjects. *J Oral Rehabil* 1991;18(3):231-42.

Meyerowitz WJ. Myo-fascial pain in the edentulous patient. *J Dent Assoc S Afr* 1975;30(1):75-7.

Mollo Jr FA, Conti JV, Salvador MCG, Compagnoni MA, Nogueira SS. Disfunção craniomandibular em pacientes portadores de prótese total dupla. *Rev FOB* 1994;2(2):42-6.

Monteith B. The role of the free-way space in the generation of the muscle pain among denture-wearers. *J Oral Rehabil* 1984;11(5):483-98.

Murphy WM, Huggett R, Handley RW. A laboratory and clinical study of Trevalon denture base material. *J Oral Rehabil* 1982;9(5):401-11.

Nelson MW, Kotwal KR, Sevedge SR. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1991;65(2):306-8.

Neter J, Kutner MH, Nachtshein CJ, Wasserman W. *Applied Linear Statistical Models*. 4th ed. Chicago: Irwin; 1996.

Nishii M. Curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dent Univ* 1968;2(1):23-40.

Okeson JP. *Dor Orofacial: guia de avaliação, diagnóstico e tratamento*. Trad. De Kátia Dmytrzenko Franco. São Paulo: Quintessence; 1998.

Peyton FA. Packing and processing denture base resins. J Am Dent Assoc 1950;40:520-8.

Phillips RW. Materiais dentários de Skinner. Trad. de Dioracy Fonterrada Vieira. 8ª ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984.

Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 7th ed. Philadelphia: WB Saunders Co; 1973.

Polyzois GL. Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. Quintessence Int 1990;21(3):185-90.

Prentiss HJ. A preliminary report upon the temporomandibular articulation in the human type. Dent Cosmos 1918;60(6):505-12.

Pullinger AG, Monteiro AA. History factors associated with symptoms of temporomandibular disorders. J Oral Rehabil 1988;15(2):117-24.

Reade PC. An approach to the management of temporomandibular joint pain-dysfunction syndrome. J Prosthet Dent 1984;51(1):91-6.

Rebossio AD. Los plasticos em Odontologia. Buenos Aires: Macagno; 1949.

Reding GR, Rubright WC, Zimmermann SO. Incidence of bruxism. J Dent Res 1966;45(4):1198-204.

Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. Quintessence Int 1985;16(8):547-51.

Ribeiro MS. Análise do efeito da repulsão magnética em usuários de próteses totais e portadores de distúrbios têmpero mandibulares [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontoloia da USP; 2002.

Rieder CE, Martinoff JT, Wilcox SA. The prevalence of mandibular dysfunction Part I. Sex and age distribution of related signs and symptoms. J Prosthet Dent 1983;50(1):81-8.

Ristau B. Shrinkage and warpage of denture base materials using the Ristau Platform and Ristau Post-dam. *Quintessence Dent Technol* 1981;5(7):671-4.

Rizatti-Barbosa CM, Dallari A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. Análise da variação do ângulo das cúspides do primeiro molar superior. *RGO* 1996;44(2):83-6.

Rizzati-Barbosa CM, Del Bel Cury AADB, Panzeri H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. *Rev Odont Univ São Paulo* 1995;9(3):197-206.

Rodrigues RS. Estudo da alteração da posição dos dentes artificiais durante a fase de acrilização da prótese total em função do tipo de muralha de contenção utilizada [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Rojas Cabrera WI. Avaliação da magnitude das discrepâncias na dimensão vertical, advindas de uma diminuição da mesma, variando-se a posição do eixo terminal de rotação [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Russi S, Lombardo JG, Compagnoni MA, Nogueira SS, Mollo Jr FA. Dimensão vertical de bases de dentaduras completas: influência das prensas para polimerização. *RGO* 1996;44(2):99-101.

Sadamori S, Ganefiyanti T, Hamada T, Arima T. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. *J Prosthet Dent* 1994;72(1):19-22.

Saizar P. *Protesis a placa*. 6ª ed. Buenos Aires: Progentral; 1958.

Sakurai K, San Giacomo T, Arbee NS, Yurkstas AA. A survey of temporomandibular joint dysfunction in complete edentulous patients. *J Prosthet Dent* 1988;59(1):81-5.

Salvador MCG, Conti JV, Falavinha L, Auler e Salles M. O uso da energia de microondas na polimerização das resinas acrílicas dentais. Estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão em dentaduras completas. *Rev FOB* 2001;9(3/4):105-11.

Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int* 1991;22(3):181-6.

Schweitzer JM. *Restorative dentistry*. Saint Louis: CV Mosby; 1947.

Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Schnell RJ. Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont* 1989;2(5):453-8.

Sicher H. Temporomandibular articulation in mandibular overclosure. *J Am Dent Assoc* 1948;36(2):134-9.

Simon MR. The role of compressive forces in the normal maturation of the condylar cartilage in the rat. *Acta Anat (Basel)* 1977;97(3):351-60

Siqueira JTT, Ching LH. Dor orofacial em pacientes desdentados totais com disfunções têmporo-mandibulares. Estudo retrospectivo longitudinal. *Rev Paul Odontol* 1999;21(3):32-7.

Smith DC, Bains ME. The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate. *J Dent Res* 1956;35(1):16-24.

Smith LT, Powers JM, Ladd D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible-light, heat and microwave energy. *Int J Prosthodont* 1992;5(4):315-20.

Steck NS. Measurements of vertical dimension of processed dentures. *J Dent Res* 1950;29(5):616-21.

Strohaver RA. Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures. *J Prosthet Dent* 1989;62(6):716-8.

Sweeney WT. Denture base materials acrylic resins. *J Am Dent Assoc* 1939;26():1863-73.

Sweeney WT, Paffenbarger GC, Beall JR. Acrylic resins for dentures. *J Am Dent Assoc* 1942;29:7-33.

Swenson MG. *Dentaduras Completas*. México: Uteha; 1948.

Szentpetery A, Fazekas A, Mari A. An epidemiological study of mandibular dysfunction dependence on different variables. *Community Dent Oral Epidemiol* 1987;15(3):164-8.

Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc* 1989;119(2):271-6.

Tamaki T. *Dentaduras Completas*. 4^a ed. São Paulo: Sarvier; 1983.

Tamaki T, Tamaki ST, Conti JV, Marquezini AD, de Souza PJ. Aumento da dimensão vertical em dentadura dupla na polimerização da resina. *Estomatol Cult* 1968;2(2):109-13.

Taylor PB. Acrylic resins: their manipulation. *J Am Dent Assoc* 1941;28(3):373-87.

Togelberg A, Kopp S. Clinical findings in the stomatognathic system for individuals with rheumatoid arthritis and osteoarthritis. *Acta Odontol Scand* 1987;45(2):65-75.

Toller PA. Opaque arthrography of the temporomandibular joint. *Int J Oral Surg* 1974;3(1):17-28.

Truong VT, Thomasz FGV. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. *Aust Dent J* 1988;33(3):201-4.

Tuckfield WJ, Worner HK, Guerin BD. Acrylic resin in dentistry. Part II: their use for denture construction. *Aust J Dent* 1943;47(1):1-25.

Tylman SD, Peyton FA. *Acrylics and other synthetic resins used in Dentistry*. Philadelphia: Lippincott; 1946.

Vallittu PK. Peak temperatures of some prosthetic acrylates on polymerization. *J Oral Rehabil* 1996;23(11):776-81.

Vieira DF. Bases para a aplicação racional dos materiais odontológicos. São Paulo: Atheneu; 1964.

Vig RG. Methods of reducing the shifting of teeth in denture processing. J Prosthet Dent 1975;33(1):80-4.

Weaver RG, Ryge G. Advancements in processing techniques. J Ala Dent Assoc 1969;53(4):22-6.

Weinberg LA. Role of condylar position in TMJ dysfunction-pain syndrome. J Prosthet Dent 1979;41(6):636-43.

Wilding RJ, Owen CP. The prevalence of temporomandibular joint dysfunction in edentulous non-denture wearing individuals. J Oral Rehabil 1987;14(2):175-82.

Winkler S, Henig L, Ortman HR. The effect of pressure changes on pour resins [abstract 574]. J Dent Res 1972;51:191.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. J Am Dent Assoc 1965;70:1170-88.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Dimensional changes occurring in dentures during processing. J Am Dent Assoc 1960;61:413-30.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Dimensional changes in complete dentures on drying, wetting and heating in water. J Am Dent Assoc 1962;65:495-505.

Woelfel JB. Processing complete dentures. Dent Clin North Amer 1977;21(2):329-38.

Wong DMS, Cheng LYY, Chow TW, Clark RKF. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 1999;8(3):300-4.

Yau WFE, Cheng YY, Clark RKF, Chow TW. Pressure and temperature changes in heat-cured acrylic resin during processing. *Dent Mater* 2002;18(8):622-9.

Zarb GA. Muscular dysfunction and the aging prosthetic patient. In: *Proceedings of the Second International Prosthodontic Congress* (ed. W. Lefkowitz). Saint Louis: The CV Mosby Company; 1979.

Zarb GA, Carlsson GE. *Temporomandibular joint function and dysfunction*. Copenhagen: Munksgaard; 1979.

Zissis AJ, Karkazis HG, Polyzois GL. The prevalence of temporomandibular joint dysfunction among patients wearing complete dentures. *Aust Dent J* 1988;33(4):299-302.