

Wagner Araújo de Negreiros

**Influência dos tipos de contensão de
mufla e do tempo pós-prensagem na
movimentação de dentes em prótese total**

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

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Piracicaba
2006

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Sueli Ferreira Julio de Oliveira – CRB-8ª. / 2380

N312i

Negreiros, Wagner Araújo de.

Influência dos tipos de contensão de mufla e do tempo pós-prensagem na movimentação de dentes em prótese total. / Wagner Araújo de Negreiros. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.

Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese total. 2. Dente artificial. 3. Movimentação dentária. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(sfjo/fop)

Título em Inglês: Influence of the flask contention methods and post-pressing time on the tooth movement in complete denture.

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Denture complete. 2. Tooth artificial. 3. Tooth Movement.

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Rafael Leonardo Xediek Consani, Marcelo Ferraz Mesquita, João Neudenir Arioli-Filho.

Data da Defesa: 14-12-2006.

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 14 de Dezembro de 2006, considerou o candidato WAGNER ARAÚJO DE NEGREIROS aprovado.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Rafael L. X. Consani".

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "João Neudenir Arioli Filho".

PROF. DR. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Marcelo Ferraz Mesquita".

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

DEDICATÓRIA

A **Deus**, minha maior força e inspiração, pela permissão da vida, pelo amor e amparo em todos os momentos. Em Deus encontro a paz e o otimismo de viver cada vez mais dias melhores.

À **Brunna Carvalho**, minha grande amiga, companheira de todas as horas, pela paciência e preocupação constante, pelas inúmeras viagens ao meu encontro renunciando ao seu trabalho e à sua família. Divido com você mais esta importante vitória em minha vida. Espero que estejamos sempre juntos, nos bons e nos difíceis momentos, e que possamos conviver com muito amor e compreensão nesta nossa maneira de ser.

Aos **meus Pais**, pela minha vida, pelo amor e pela linda família que vocês construíram, por uma vida de dedicação exclusiva aos seus filhos. Admiro o amor, a atenção, a dedicação, a compreensão e a sinceridade que vocês demonstram e nos ensinam a cada dia. Vocês são os grandes incentivadores e valorizadores da minha vida profissional. Obrigado por estarem sempre ao meu lado durante toda essa jornada, e por entenderem todos os meus anseios diante da vida.

À minha **avó Maria Barreira**, pelo amor e sincera amizade que compartilhamos, por me presentear uma Mãe tão linda, pelos importantes conselhos e por todos os bons momentos juntos. Mesmo distante, saiba que és sempre uma prioridade em minha vida.

Aos **meus irmãos** (Marcelo, Micheline e Eugênio), pelo grande amor que dividimos, pelo ótimo relacionamento que sempre tivemos, por todas as vitórias que já conquistamos. Embora longe nesse período, sinto a presença e a força de vocês e serei sempre grato por acreditarem na importância do meu crescimento pessoal e profissional.

A todos os meus **grandes amigos**, com quem convivi na infância e adolescência, no colegial, na faculdade, na especialização, no mestrado, pela amizade sincera e apoio constante durante toda a minha vida.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, por sua dedicação e competência na orientação desta dissertação; por sua disponibilidade, apoio e fácil acesso em todos os momentos; pela confiança depositada em mim para a realização de todas as atividades durante o Mestrado. Agradeço também por sua sincera compreensão diante das dificuldades que enfrentei durante o curso. Após esse convívio, tenho a certeza de que estabelecemos uma grande amizade.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas nas pessoas do seu Diretor, Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, e Diretor Associado, Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Coordenador Geral dos Programas de Pós-Graduação e à Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

À FUNCAP (Fundação de Apoio ao Desenvolvimento Científico e Tecnológico do Ceará), por acreditar na minha capacidade profissional e no meu projeto de pesquisa, pelo importante auxílio financeiro à minha pós-graduação fora dos limites do nosso Estado.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, pela disponibilidade para usar o Laboratório de Materiais Dentários; pela atenção e serenidade com que pude contar diante de situações particulares difíceis que enfrentei durante toda esta jornada.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, pela elaboração da análise estatística.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, por sua competência em bem conduzir a Área Prótese Total da FOP; pela compreensão diante das minhas dificuldades e pelo apoio em minhas atividades durante o curso.

Ao Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, pela atenção constante; pelo seu caráter e bom humor notáveis; pela boa convivência e amizade conquistada.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, pela amizade e disponibilidade de informações; por sua reconhecida capacidade profissional; e pelo saudável convívio durante o curso.

À Profa. Dra. Célia Marisa Rizzatti-Barbosa, pela utilização do microscópio comparador linear e pela atenção dispensada durante o curso.

A todo o corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

Às secretarias do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP-UNICAMP, Shirley Rosana S. Moreto e Juliana de Souza.

Ao Prof. Vicente Sabóia, Professor da Universidade Federal do Ceará (UFC) e Doutor em Dentística pela FOP-UNICAMP, grande profissional de postura íntegra; por me apresentar à FOP; e sobretudo pela amizade que temos desde o nosso convívio na UFC.

Ao Prof. Dr. Marcus Aurélio Rabelo Lima Verde, verdadeiro incentivador da minha vida profissional e carreira docente, desde quando fui seu aluno na graduação, monitor, aluno de Especialização em Prótese e colega de trabalho na Disciplina de Prótese Fixa da UFC, sempre presente durante todo o meu caminho na trilha do saber. Pelo exemplo de postura na vida acadêmica e pela doação espontânea de conhecimentos extremamente valiosos.

Ao Prof. Dr. Antônio Materson da Silva, por nossa grande amizade e ótimo convívio durante muitos anos dentro da UFC; por sua reconhecida capacidade profissional e facilidade na transmissão do saber; por todos os importantes conhecimentos que pude adquirir dentro da nossa área de atuação.

Ao Prof. Dr. Marcus José Fernandes de Oliveira, grande amigo e incentivador; pelo exemplo de força, dinamismo e dedicação à nossa profissão; pelo aprendizado constante não só na área da Odontologia, mas em todas as suas outras habilidades; pelos conhecimentos adquiridos durante o meu Curso de Especialização em Prótese Dental na UFC.

À minha turma de Mestrado 2005, Leonardo Vedana, Mônica Pigozzo, Marcela Alves, Andréa Lira, Juliana Tamião e Maurício Carielo. Grandes amigos com quem pude conviver bem e aprender muito; pelos bons e difíceis momentos por que passamos nessa difícil caminhada; pela ajuda mútua e atenção constante. Certamente eu os guardarei comigo, com carinho, por toda a vida.

Aos grandes amigos Thiago Valentino, Daniel Ferreira, Tiago Galvão, Paulo Carvalho (UNIFESP), pela ótima convivência, grande amizade e apoio constante; pelos momentos de alegria e lazer que compartilhamos na tentativa exaustiva de jamais desistir do curso.

Ao casal de amigos Guilherme Ottoboni e Poliana Bastos, grandes amigos, companheiros sinceros, com quem espero conviver e trabalhar futuramente em nossa cidade, Fortaleza.

Aos meus amigos cearenses, Beatriz Bezerra, Aline Dantas, Dana, pelo apoio constante no dia-a-dia longe de nossos lares.

À técnica em prótese dentária Maria Elisabete Cárdenas, pela amizade e auxílio, através do seu conhecimento e experiência, na etapa laboratorial desta pesquisa.

À Empresa VIPI Ltda., na figura do gerente técnico Sr.Jörg Erxleben, que gentilmente cedeu materiais necessários à pesquisa.

Aos amigos e colegas da Área Prótese Dental, Luís Gustavo, Manoel Tróia Jr., Daniela Botega, Wagner Fragoso, Luciana Valadares, Paulo Simamoto, Márcia Nakaoka, Caio Hermann, Leonardo Panza.

Aos amigos especiais das mais diversas áreas da FOP, Fábio, Mário (Radiologia), Wagner, Fernanda, Renato, Mauro, Daniela (Periodontia), Fabrício, Aníbal, Cecília, Greisson, Alex, Renato (Cirurgia).

“Depois de algum tempo você aprende a construir todas as suas estradas no hoje, porque o terreno do amanhã é incerto demais para os planos, e o futuro tem o costume de cair em meio ao vão. E você aprende que realmente pode suportar...que realmente é forte, e pode ir muito mais longe depois de pensar que não se pode ir mais. E que realmente a vida tem valor, e que você tem valor diante da vida!”

(William Shakespeare)

RESUMO

A movimentação de dentes artificiais é um fenômeno frequentemente observado, em maior ou em menor grau, após o processamento das próteses totais. Diversos são os fatores implicados e essa alteração pode desequilibrar posições oclusais inicialmente planejadas. Este trabalho verificou o efeito dos tipos de contensão de muflas e do tempo pós-prensagem na movimentação de dentes em próteses totais, confeccionadas com 2 marcas de resina acrílica: Clássico (Clássico Produtos Odontológicos, SP, Brasil) e QC-20 (Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ). Foram confeccionadas 40 próteses totais superiores distribuídas aleatoriamente em 8 grupos (n=5) de acordo com o tipo de contensão (metálico convencional e RS) e com o tempo pós-prensagem (imediate e após 6 horas). Pinos referenciais metálicos foram posicionados na borda incisal dos incisivos centrais, na cúspide vestibular do primeiro pré-molar e cúspide méso-vestibular dos segundos molares. As distâncias transversais I-I (incisivo a incisivo), PM-PM (pré-molar a pré-molar) e M-M (molar a molar), e ântero-posteriores ID-MD (incisivo direito a molar direito) e IE-ME (incisivo esquerdo e molar esquerdo) foram mensuradas antes e após o processamento, utilizando microscópio comparador (Olympus Optical Co., Tokyo, Japan), com precisão de 0,0005mm. As resinas acrílicas Clássico e QC-20 foram proporcionadas e manipuladas de acordo com as instruções dos fabricantes e submetidas aos ciclos de polimerização em água a 74°C por 9 horas e em água em ebulição por 20 minutos, respectivamente. Os dados coletados foram transformados segundo o arco seno da raiz de x/100 e submetidos à análise de variância. As médias percentuais foram comparadas pelo teste de Tukey em nível de 5% de significância. As interações resina-tipo de contensão e resina-tempo pós-prensagem, independente dos demais fatores não mostraram diferença estatística significativa no percentual médio de movimentação dental; houve diferença estatística significativa na distância I-I para a contensão convencional na pós-prensagem imediata, com maior valor para a resina Clássico. Na pós-prensagem 6 horas não houve diferença estatística significativa entre as resinas; houve diferença estatística significativa na distância I-I para o sistema RS na pós-prensagem

imediate, com maior valor para a resina Clássico. Na pós-prensagem 6 horas, as distâncias I-I e IE-ME foram com diferença estatística significativa, sendo maior para a resina Clássico na distância I-I e menor na distância IE-ME; somente a distância I-I apresentou diferença estatística significativa para a resina Clássico com grampo convencional, sendo o maior valor no tempo imediato; o percentual médio de deslocamento dental para as resinas Clássico e QC-20 com o sistema RS foi sem diferença estatística significativa entre os tempos pós-prensagem. O autor concluiu que as alterações percentuais não foram uniformes sofrendo influência de resinas, tempo pós-prensagem e distância entre dentes.

Palavras-chave: Prótese total, Dente artificial, Movimentação dental

ABSTRACT

Tooth displacement is a common phenomenon observed after complete denture processing. Some factors may be involved and this alteration can modify the proposed occlusal scheme. This study verified the effect of the flask pressure methods and post-pressing time prior to polymerization on tooth movement in maxillary complete dentures fabricated with Classico and QC-20 heat-cured acrylic resins. Forty maxillary complete dentures were fabricated and randomly assigned into 8 groups (n=5), according to the flask pressure methods (conventional and RS system) and the post-pressing time (immediate and after 6 hours). Metallic referential pins were placed in the incisal border of the central incisors, vestibular cusp of the first premolars and the mesio-vestibular cusp of the second molars. The I-I (incisor to incisor), PM-PM (premolar to premolar), M-M (molar to molar) transversal distances and RI-RM (right incisor to right molar) and LI-LM (left incisor to left molar) anteroposterior distances were measured before and after complete dentures processing with a linear Olympus optical microscope, with an accuracy of 0,0005mm. Classico and QC-20 acrylic resins were proportioned and manipulated following the manufacturer's directions, and submitted to the conventional water bath at 74°C for 9 hours or to water boiled bath for 20 minutes curings. Collected data in percent were transformed in arch seno of the root of $x/100$ and submitted to the variance analysis and Tukey test at 5% of significance. The resin-flask pressure methods and resin-post pressing time interactions, independently of other factor showed no statistically significant difference in the mean percentages of dental displacement; there was statistically significant difference in the I-I distance for conventional clamp in immediate post-pressing, with greater value for Classico resin. In the 6-hour post-pressing there was no statistically significant difference between resins; there was statistically significant difference in the I-I distance for RS system in the immediate post-pressing, with greater value for Classico resin. In the 6-hour post-pressing, the I-I and IE-ME distances were with statistically significant difference, being greater for Classico resin in I-I distance and smaller in IE-ME distance; only the I-I distance showed statistically significant

difference for Classico resin with conventional clamp, being greater for the immediate post-pressing time; the mean percentages in the tooth displacement for Classico and QC-20 resins with the RS system was without statistically significant difference between post-pressing times. The author concluded that the percentage changes were not uniform being influenced by resins, post-pressing time and distance among teeth.

Key Words: Complete denture, Artificial tooth, Tooth movement

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 Reabilitação Dental com Prótese Total	4
2.2 Resina Acrílica para Base	6
2.3 Variáveis de Processamento das Próteses Totais	7
3. PROPOSIÇÃO	27
4. MATERIAIS E MÉTODO	28
4.1 Materiais	28
4.2 Método	28
5. RESULTADOS	43
6. DISCUSSÃO	54
7. CONCLUSÃO	61
REFERÊNCIAS	62
APÊNDICE	69

1 – INTRODUÇÃO

Mesmo com a evolução da Odontologia preventiva, estudos sugerem que a população mundial susceptível ao tratamento pela prótese total continuará aumentando durante os próximos 20 anos, principalmente devido ao crescimento da expectativa de vida (Ivanhoe *et al.*, 2002).

A prática clínica ensina que, ao contrário do que aparenta, esse tipo de reabilitação é difícil de ser realizada com sucesso, devido à natureza das etapas clínicas de confecção da prótese, às restrições que apresentam os materiais e à complexidade da própria condição biológica dos pacientes (Pomílio *et al.*, 1996). Considerando os avanços da Odontologia restauradora, em especial o advento dos implantes osseointegrados, fica cada vez mais evidente a importância do conhecimento sobre a reabilitação com próteses totais, já que as próteses do tipo Protocolo de Branemark exigem a utilização de todos os princípios empregados na reabilitação com próteses totais convencionais (Spiekermann, 1995).

Até 1936, o material utilizado para confecção de bases protéticas era um produto originado da vulcanização da borracha que, apesar das boas propriedades físicas, deixava muito a desejar em relação à estética. Por volta de 1940, 95% das próteses feitas nos Estados Unidos já eram confeccionadas com o polimetilmetacrilato (Baroncini Neto *et al.*, 1998). Nos últimos anos, a realidade clínica mostrou que ainda há grande demanda por próteses totais, sendo a resina acrílica o material de eleição (Kimpara & Muench, 1996). Dessa maneira, esforços têm sido feitos no sentido de revelar e compreender as principais características desse material que tem grande aplicabilidade na clínica odontológica (Leinfelder & Lemons, 1989; Anusavice, 2003; Craig & Powers, 2004).

Apesar da evolução dos materiais e técnicas, limitações de ordem humana e nas propriedades inerentes aos materiais odontológicos ainda persistem. Dessa maneira, o somatório de esforços entre cirurgiões-dentistas e técnicos em prótese é necessário para minimizar as distorções das próteses totais (Russi *et al.*, 1996; Costa *et al.*, 2001). As modificações mais

freqüentes, durante o processamento das próteses totais, são as alterações dimensionais na base que levam à falta de adaptação e à conseqüente perda da retenção, e o deslocamento dos dentes artificiais que, por sua vez, pode desarmonizar o esquema oclusal e alterar a dimensão vertical de oclusão (Parvizi *et al.*, 2004).

A principal queixa dos pacientes portadores de próteses totais convencionais é a dificuldade para se obter retenção e estabilidade (Telles *et al.*, 2004) e uma das formas de minimizar tal inconveniente seria estabelecer maior precisão na harmonia oclusal (Thompson, 1937; Swenson, 1955; Larkin, 1971; Ortman, 1977; Lang, 2004). A oclusão balanceada bilateral, na qual se utilizam contatos oclusais no lado de balanceio durante os movimentos de lateralidade, e contatos nos dentes posteriores durante o movimento protrusivo, continua sendo o esquema oclusal padrão para as próteses totais e até para as *overdentures* implanto-retidas (Nimmo & Kratochvil, 1985; Misch, 2000).

Em algumas situações clínicas é possível que após o processamento da prótese total, um alto grau de distorção da resina e uma grande movimentação dos dentes artificiais podem levar à perda do sistema oclusal equilibrado, havendo necessidade de ajustes oclusais clínicos mais demorados e difíceis (Compagnoni & Nogueira, 1997). Devido à própria resiliência dos tecidos moles, prematuridades oclusais podem não ser evidenciadas. Parece importante, portanto, diminuir as alterações na dimensão vertical de oclusão e reduzir o índice de movimentação dos dentes artificiais, que poderia causar traumatismos na fibromucosa e reabsorção óssea (McCartney, 1984).

A movimentação dos dentes durante a prensagem e polimerização (Atkinson & Grant, 1962) e os métodos de polimerização (ativação química e pela luz, pelo calor seco e úmido) têm sido associados à ocorrência de distorções da base, porosidades e deslocamento dos dentes artificiais (Goiato *et al.*, 2000). Um aspecto que pode influenciar no deslocamento dos dentes artificiais é a demora para polimerização da prótese após a fase da prensagem final. Consani *et al.* (2004) relataram que esse fator pode estar relacionado com maior uniformidade na liberação de tensões dentro da massa da resina, o que contribui para menor distorção da base da prótese.

Outro fator possivelmente importante em reduzir alterações dimensionais é o método de contensão da mufla. Um estudo prévio demonstrou que a utilização de muflas com o sistema RS de contensão era mais eficiente que a mufla fixada por grampo convencional em diminuir a deformação da base de próteses totais (Consani *et al.*, 2002a).

Considerando todos esses aspectos seria conveniente verificar o efeito dos tipos de contensão de mufla (grampo convencional e sistema RS) e do tempo pós-prensagem (imediate e 6 horas) na movimentação de dentes em prótese total.

2 – REVISÃO DA LITERATURA

2.1 – Reabilitação Dental com Prótese Total

Na tentativa de otimizar a estabilidade das próteses totais muitos estudiosos, como Thompson (1937) preconizaram o estabelecimento da oclusão balanceada bilateral no intuito de proporcionar atuação muscular mais harmônica, melhora na eficiência mastigatória, maior controle dos movimentos durante a mastigação e maior conforto no uso das próteses.

Swenson, em 1955, verificou que o estabelecimento de uma condição oclusal mais harmônica era um meio de otimizar a estabilidade para as próteses totais. Argumentou que o protesista tem a possibilidade de manejo de todos os fatores oclusais exceto da guia condilar, e que a articulação temporomandibular influenciava a inclinação dos dentes e que estas inclinações influenciavam na articulação temporomandibular, sendo a oclusão um dos temas mais importantes dentro dos ramos da Odontologia.

Larkin (1971) afirmou ser imprescindível a existência de múltiplos contatos em cêntrica, e pelo menos um contato no lado de balanceio. Ainda relatou que o clássico arranjo dos dentes na oclusão balanceada bilateral teria 8 dentes ocluindo no lado de trabalho, 7 dentes ocluindo no lado de balanceio e 14 dentes posteriores ocluindo durante o movimento de protrusão.

Ortman (1977) relatou que o contato de estabilização durante os movimentos excursivos seria mais efetivo se fosse nos segundos molares, sendo difícil obter sucesso total nos tratamentos devido à reposição de todos os elementos dentais de um arco, unidos por uma mesma base, assentada em tecidos moles. Retenção e estabilidade durante a função parecem ser o “calcanhar de Aquiles” dos cirurgiões-dentistas quando na indicação dessa modalidade protética.

Nimmo & Kratochvil (1985) verificaram que a oclusão balanceada bilateral, na qual as próteses deviam ter equilíbrio em todas as posições excêntricas, deveria ser planejada junto com o equilíbrio na posição cêntrica. Os proponentes deste conceito adotavam o equilíbrio da oclusão

em movimentos excursivos como um meio adicional de estabilidade horizontal para a prótese total.

Spiekermann (1995) concluiu que era imprescindível que fossem realizados o planejamento e a confecção de próteses totais convencionais previamente à indicação das próteses do tipo Protocolo de Branemark. O autor citou que próteses totais bem executadas orientavam os procedimentos clínicos e diminuía as dificuldades e insucessos nos tratamentos.

Segundo Rizzatti-Barbosa & Dallari (1996) devido à ausência da propriocepção do ligamento periodontal, os esforços mastigatórios tornam-se muito danosos aos tecidos de suporte, sendo necessário o estabelecimento de uma oclusão equilibrada em harmonia com o aparelho mastigatório.

Misch (2000) relatou que atualmente os desdentados totais podiam ter um incremento na retenção e estabilidade das próteses totais por meio da utilização dos implantes osseointegrados. A execução clínica da prótese permanecia muito semelhante, mas era retida ou suportada por implantes. Dependendo do número e da distribuição dessas fixações, as próteses totais podiam ser submetidas a um padrão oclusal equilibrado (*overdentures*) ou a um esquema de proteção mútua (Protocolo de Branemark).

Ivanhoe *et al.* (2002) afirmaram que a expectativa de vida dos idosos vinha aumentando, mas infelizmente não era proporcional à melhoria da qualidade da mesma. Relatos epidemiológicos, segundo os autores, tinham confirmando que pacientes usuários de próteses totais apresentavam média de idade avançada, provavelmente devido à evolução da odontologia preventiva. No entanto, relataram que grande parte da população ainda utilizava prótese total e estudos sugeriam que essa população continuaria a aumentar durante os próximos vinte anos.

Telles *et al.* (2004) consideraram que cada uma das etapas de confecção de uma prótese total era importante para se obter uma prótese estável e confortável para o uso. Correta delimitação da área chapeável, bom vedamento periférico e posterior, e uma moldagem funcional

fiel do rebordo eram aspectos imprescindíveis para o sucesso desse tipo de reabilitação. Por essa razão, existia uma discussão filosófica se o arranjo oclusal dos dentes podia ser um fator útil para contribuir na estabilização das próteses totais durante o ato mastigatório.

Lang (2004) verificou que os principais objetivos para utilização das próteses totais eram a manutenção dos tecidos moles e duros dos arcos edêntulos, função e estética. Nesse sentido devem-se restabelecer condições aceitáveis para que todo o sistema estomatognático realize suas funções básicas de mastigação, deglutição, fonação e estética, sendo o fator oclusão de grande importância para que tais objetivos sejam alcançados.

2.2 – Resina Acrílica para Base

Skinner (1951) avaliou as propriedades físicas e a utilização da resina acrílica empregada na reabilitação dental com prótese total. O autor constatou que muitos fatores podiam interferir decisivamente na ocorrência de alterações dimensionais das bases e dos dentes artificiais, como grau de polimerização, método de prensagem e o binômio tempo-temperatura do ciclo de polimerização.

De acordo com Leinfelder & Lemons (1989), a palavra polímero era a combinação de duas palavras gregas. A tradução direta de “poli” significava muitos e “mero”, era unidade. Os polímeros representavam um grupo de materiais naturais e sintéticos, que consistia de moléculas grandes, formadas a partir de muitas unidades pequenas que se repetiam, os monômeros. A polimerização era um processo de unir quimicamente essas pequenas unidades e ocorria por dois métodos clássicos: adição (processo utilizado com as resinas para base de próteses) e por condensação.

Anusavice (2003) relatou que as propriedades físicas das resinas acrílicas eram críticas para a adaptação e função das próteses totais. Quando uma resina termopolimerizável convencional era proporcionada de acordo com as instruções do fabricante, ocorria contração volumétrica da ordem de 7% quando polimerizada. Mesmo sendo elevada, a contração volumétrica ocorria

uniformemente em todas as superfícies, o que podia gerar uma desadaptação aceitável clinicamente. A contração linear da resina (da ordem de 1%) podia distorcer a base e desestruturar o arranjo dos dentes artificiais. A contração térmica presente nas resinas termopolimerizáveis era responsável por maior contração linear, já que as resinas eram submetidas à temperatura próxima a 105°C (temperatura de transição vítrea) antes de alcançar o estado rígido. Com o esfriamento da resina à temperatura ambiente (20°C), a contração da resina ocorria em maior grau e não era acompanhada pela contração do gesso de inclusão. As resinas polimerizáveis quimicamente geralmente mostravam contração linear menor (0,26%, em detrimento à média de 0,53% das termopolimerizáveis) por não se submeterem a altas temperaturas, apesar de apresentarem outros inconvenientes e desvantagens. O estresse era sempre induzido durante o processamento das resinas acrílicas pela contração térmica durante o esfriamento.

Para Craig & Powers (2004), os polímeros acrílicos possuíam ampla aplicação em prótese dental, como nas bases de próteses totais, em dentes artificiais e materiais de reparo, em coroas e pontes, nas bases para registro e como obturadores de fendas palatinas. Os plásticos para base de prótese eram comumente fornecidos na forma pó-líquido: o pó continha polimetilmetacrilato modificado com pequenas quantidades de etil, butil ou outros aquil metacrilatos para otimizar a resistência, um iniciador como o peróxido de benzoíla, pigmentos como o sulfeto de mercúrio e o selenido de cádmio, opacificadores como os óxidos de zinco e de titânio, fibras sintéticas de náilon ou acrílico para simular vasos sanguíneos da mucosa bucal, plastificadores e partículas inorgânicas; o líquido apresentava o metilmetacrilato que podia ser modificado pela adição de outros monômeros, inibidores como a hidroquinona para prevenir a polimerização prematura, aceleradores químicos como as amins terciárias, plastificadores, compostos de ligação cruzada como o glicoldimetacrilato para conferir maior resistência às fraturas e fissuras.

2.3 - Variáveis de Processamento das Próteses Totais

Grunewald *et al.* (1952) avaliaram a influência dos processos de prensagem sobre algumas propriedades das resinas acrílicas. As técnicas de água fervente por 45 minutos e por 1 hora, e

por injeção foram comparadas. A alteração dimensional da base em cada fase do processamento foi analisada pela reprodução de marcas referenciais colocadas no modelo padrão, com uso de microscópio comparador. Os dados mostraram que nenhuma alteração significativa ocorreu como resultado da influência da base de cera e a maior modificação foi encontrada quando a base de resina era removida do modelo. O excesso de resina no molde por ocasião da prensagem final foi responsável pela alteração da dimensão vertical. No esfriamento após a polimerização, a contração normal da base foi restringida em todas as direções pela forma do modelo. Os autores concluíram que não houve diferença significativa na precisão dimensional e na estabilidade das próteses confeccionadas pelos dois métodos.

Em revisão da literatura abordando diretrizes para o processamento da resina acrílica em relação aos vários ciclos de polimerização existentes, Stanford & Paffenbarger (1956) relataram que a menor alteração dimensional ocorrida na prótese total era obtida no ciclo de polimerização de longo tempo, em banho de água aquecida a 74°C por 8 horas.

Atkinson & Grant (1962) avaliaram o deslocamento dos dentes artificiais na base de próteses totais, e afirmaram que o movimento individual de dentes ocorria devido às mudanças na compressão do molde como bolhas de ar ou proximidade com as paredes da mufla e que o movimento dental devia-se à variação de pressão entre diferentes áreas durante a fase de prensagem. Os autores concluíram que o deslocamento dental ocorria em função da expansão do molde de gesso e que a prática rotineira de adicionar excesso de gesso de inclusão na região molar associada a sucessivas prensagens causava rápido e sustentado aumento de pressão nessas áreas, com a conseqüente expansão do molde e movimentação dental.

O estudo de Woelfell *et al.* (1965) mostrou a importância da espessura da base em manter a estabilidade dimensional da prótese depois de removida do modelo de gesso. Os autores avaliaram o desempenho de próteses totais confeccionadas a partir de 11 tipos distintos de materiais para base de prótese. Verificaram que as próteses com espessura fina promoviam a liberação da maioria das tensões induzidas durante o processamento, causando contração principalmente na região posterior da peça protética devido à forma geométrica.

Winkler *et al.* (1971) realizaram estudo sobre a movimentação de dentes artificiais e verificaram diminuição da dimensão vertical de oclusão após o processamento das peças protéticas. Observaram alteração de -0,11mm para os dentes anteriores e de -0,41mm para os molares após a polimerização da resina. A média de contração da distância molar a molar, contudo, foi duas vezes maior em próteses mais finas em detrimento das mais espessas. Os autores ainda ressaltaram a importância dos ajustes clínicos no sentido de restabelecer o padrão oclusal inicialmente realizado.

Wesley *et al.* (1973) afirmaram que duas são as principais causas das modificações oclusais após o processamento das próteses totais: 1- mudança na posição dos dentes durante o processamento devido aos procedimentos de inclusão (reação exotérmica do gesso de inclusão que causava expansão da cera), descuido na prensagem da resina no molde de gesso e fechamento impróprio das partes da mufla; 2- distorções da base da prótese decorrentes da liberação de tensões durante a demuflagem. Esses autores investigaram se existia um padrão de movimentação dental que alterasse os contatos em relação cêntrica e se ocorria modificação do pino guia incisal. A partir de 50 pares de próteses totais superiores e inferiores padronizadas e montadas em articulador, os autores verificaram as modificações oclusais por meio de fotografias dos contatos oclusais antes e depois do processamento, projetadas em uma tela. Os resultados mostraram redução estatisticamente significativa da quantidade de contatos oclusais, apesar da modificação da altura do pino incisal não ter sido significativa, podendo o número de contatos não ter relação direta com a abertura do pino incisal. Verificou-se que a movimentação dental foi maior nos dentes posteriores, alterando o relacionamento oclusal.

Becker *et al.* (1977) avaliaram a alteração dimensional de próteses totais analisando 9 modelos para cada método de processamento e confeccionando 7 orifícios nos modelos nas regiões: papila anterior, crista do rebordo alveolar posterior, borda lateral posterior e linha mediana do palato. As mensurações das distâncias foram realizadas antes do processamento, depois da desinclusão e após acabamento e polimento. Observaram que os dentes movimentaram em direção à linha mediana, ao passo que a borda da base alterou em direção à linha mediana e

crista do rebordo alveolar, enquanto a porção palatina se movia em direção à crista do rebordo. Os autores concluíram que nenhuma das técnicas de processamento, incluindo a convencional em água aquecida a 74°C por 9 horas, foi superior às demais técnicas no aspecto da estabilidade dimensional.

Woelfell (1977) investigou o grau de adaptação de 186 próteses processadas a partir da utilização de 12 materiais resinosos diferentes. Foi observado que as próteses superiores apresentaram menores distorções que as inferiores, e que as alterações lineares foram mais evidentes após a remoção das amostras do interior da mufla. O autor ainda constatou que a distorção foi maior nas próteses mais espessas, e que a modificação da distância molar a molar não foi clinicamente comprometedora.

A adaptação das bases de próteses totais foi verificada por Barco *et al.* (1979) por meio da interposição de silicone de baixa viscosidade entre a base e o padrão metálico, sob um peso estático de 1,8kg por 80 segundos. Aproximadamente 45% menos material para de moldagem ficou retido nas bases sem dentes, quando comparado às bases com dentes, conferindo maior grau de distorção às bases com dentes. Os autores relataram que esse fato pode ter ocorrido devido ao comportamento térmico da resina abaixo da temperatura de transição vítrea. Os dentes permaneceram firmemente aderidos ao gesso de inclusão e, no momento da contração térmica, induziram tensões na base da prótese, pela inexistência de restrição à contração em direção oposta às paredes do molde de gesso, durante o esfriamento. Na ausência dos dentes, a resina se contraía livremente sobre o modelo de gesso, reduzindo a distorção.

A inclusão dos dentes de porcelana com gesso no método convencional ou com silicone previamente à prensagem foi investigada por Mainieri *et al.* (1980) no sentido de verificar se o método de inclusão teria influência na movimentação dos dentes, na alteração da dimensão vertical e na adaptação da base da prótese. As próteses enceradas foram separadas em dois grupos e incluídas em gesso ou silicone. Após processamento, uma camada de silicone fluida foi interposta entre os dentes e o índice de gesso para marcação dos contatos oclusais. Os resultados mostraram que: 1- a abertura do pino incisal foi estatisticamente similar entre os dois grupos; 2-

os contatos linguais foram os mais prevalentes para o segmento anterior nos dois grupos; 3- para o grupo com silicone, os contatos linguais foram mais evidentes no segmento posterior; 4- silicone e gesso não mostraram diferença estatisticamente significativa em relação à movimentação dos dentes, modificações na base e alteração da dimensão vertical.

McCartney (1984) investigou a adaptação das próteses na flange e no palato e a maloclusão induzida após o processamento em 40 próteses maxilares nos ciclos de polimerização convencional longo e curto. Todas as próteses foram posteriormente armazenadas em água, sendo verificadas as distâncias molar a molar (M-M) e flange a flange (F-F), após vários intervalos de tempo (1, 2, 3 e 4 semanas). O autor observou que as alterações foram imprevisíveis e pouco relacionadas, sendo as modificações pós-demuflagem bastante significativas. As distâncias M-M e F-F estabilizaram mais rápido nas próteses processadas em ciclos longos. Ajustes internos da base foram feitos após a demuflagem, posteriormente à remontagem e também ajuste oclusal em articulador. Segundo o autor, se o ajuste oclusal fosse feito sem retirar a prótese do modelo-mestre, podia haver mascaramento de distorções. A tolerância do paciente ao trauma tecidual ou deslocamento dos tecidos deveu-se, de acordo com o estudo, à pressão direta da base distorcida após o processamento e às prematuridades oclusais transmitidas ao rebordo, o que poderia levar a traumatismos na mucosa e destruição óssea. Concluiu-se que o deslocamento dos dentes artificiais podia interferir na estabilidade oclusal, na retenção e na qualidade funcional da prótese total.

Dadas as variáveis que atuam conjuntamente nas alterações dimensionais durante o processamento das próteses totais, Wolfaardt *et al.* (1986) verificaram a combinação de algumas delas em relação à contração de polimerização: revestimentos (P e B hemidrato), separadores (alginato e silicone), ciclo de polimerização (longo e curto), pressão exercida (com e sem pressão), proporção pó-líquido do acrílico (convencional e metade da proporção convencional) e preenchimento da mufla (com e sem excesso). Foram feitas 64 combinações para cada processamento, totalizando 128 corpos-de-prova. Os autores concluíram que: 1- o silicone produziu maior contração que o alginato de sódio; 2- o uso da metade da proporção pó-líquido convencional produziu maior contração devido à combinação da contração térmica com a

contração de polimerização; 3- a pressão neutralizou a expansão térmica inicial associada com o calor da resina; 4- a duração do ciclo mostrou resultados difíceis de se elucidar; 5- as alterações dimensionais não foram uniformes e variaram de acordo com a espessura da base e da localização dentro da mufla.

Shetty & Udani (1986) afirmaram que a simples verificação da abertura do pino guia incisal não caracterizava efetivamente a movimentação dos dentes artificiais, visto que não mostravam qual direção os dentes se deslocavam, sendo o movimento de um dente posterior bem mais importante que o mesmo movimento de um dente anterior. Os autores investigaram o tipo de movimento de dentes anteriores e posteriores de resina e de porcelana quando a prótese ainda estava na fase encerada. Os corpos-de-prova confeccionados apresentavam 2 dentes incisivos e 2 molares com pinos de referência para mensuração das distâncias após 2, 4, 7 e 24 horas. Os resultados mostraram não haver nenhuma tendência ou correlação entre a movimentação dental em relação ao tempo, morfologia dental, localização e material do qual era fabricado. A cera era instável e podia se modificar devido às variações de temperatura e à contração durante o esfriamento. Tal fato incorporou tensões na cera que, quando liberadas, resultava em imprevisível movimentação dental. Concluiu-se que era comum a ocorrência de movimentos combinados dos dentes em vários eixos, levando a múltiplos erros e desestruturando a oclusão balanceada inicialmente proposta.

Takamata & Sectos (1989) realizaram uma revisão da literatura a respeito das alterações dimensionais de resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico, luz visível e energia de microondas. Os autores verificaram que a contração de polimerização era intensificada devido à diferença entre os coeficientes de expansão térmica linear da resina e do gesso. Relataram também que a adaptação da prótese era prejudicada em virtude da combinação entre a contração de polimerização térmica e a liberação de tensões durante o procedimento de demuflagem.

Domitti (1990) descreveu os passos para montagem dos dentes em próteses totais superior e inferior, com base no posicionamento, alinhamento e articulação dos dentes. Na técnica adotada

pelo autor, a montagem se iniciou pelo incisivo central superior direito ou esquerdo. Em seguida, recomendou a montagem do incisivo lateral direito ou esquerdo. A montagem dos caninos foi feita iniciando-se pelo superior e a montagem dos posteriores se iniciou com os primeiros e segundos pré-molares e molares inferiores direito ou esquerdo. A montagem do lado oposto seguiu as mesmas recomendações.

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

Analisando as alterações dimensionais das próteses totais mandibulares, Lechner & Thomas (1994) verificaram que as distorções entre distâncias oclusais foram similares àquelas entre bordas. No entanto, resultado semelhante não pode ser observado no sentido ântero-posterior, pois o contato proximal entre os dentes era um fator restritivo às alterações dimensionais ocorridas neste sentido.

Abuzar *et al.* (1995) investigaram se a profundidade do palato podia influenciar o deslocamento dos dentes artificiais de próteses totais durante o processamento. Modelos de gesso de diferentes formas anatômicas de palato (rasos e estreitos ou largos e profundos) foram usados no estudo. Um dente foi posicionado em cada uma das seguintes regiões: incisivos, segundo pré-molar, primeiro e segundo molares. Os resultados mostraram influência da curvatura do palato, no qual em palatos rasos, observou-se movimento para dentro, de aproximação dos dentes. Já nos palatos profundos, o movimento foi maior e no sentido de afastamento, ou seja, para vestibular. Os autores sugeriram que em situações de palatos com profundidade mediana podiam ocorrer

menores movimentações de dentes, ao passo que nos palatos rasos ou profundos havia maior necessidade de ajuste oclusal devido ao maior deslocamento dental.

Corrêa *et al.* (1996) recomendaram que a resina deveria ser prensada na fase plástica. Para isso a mufla era colocada entre duas placas metálicas apertadas por 4 parafusos (prensa Getom de polimerização) e o conjunto levado à prensa hidráulica de bancada para a prensagem final. Depois de mantida na prensa por 12 horas, os parafusos eram apertados antes de retirar a mufla da prensa. Os autores concluíram que esse método evitava que a mufla ao ser retirada da prensa hidráulica e colocada no grampo metálico, apresentasse expansão que conseqüentemente poderia gerar alteração dimensional na base.

A realidade clínica mostrou, segundo Kimpara & Muench (1996), que ainda havia grande demanda por próteses totais, sendo a resina acrílica o material de eleição. Esses autores investigaram a influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de próteses totais. Foram estudados os seguintes fatores: polimerização imediata ou 24 horas após a prensagem; fases de prensagem da resina; alterações relacionadas à fase de enceramento, após a desinclusão e 2 e 8 semanas após imersão em água. Os autores concluíram que a polimerização imediata ou após 24 horas da prensagem não influenciou na magnitude da distorção. A fase plástica, comumente escolhida como ideal para a polimerização, não diferiu das fases pegajosa e borrachóide em relação à contração. A imersão em água recuperou parte da contração, o que mostrou a necessidade de deixar a prótese armazenada em água quando fora da boca. O estudo verificou maiores alterações no posicionamento dos dentes na distância molar a molar e relatou um aspecto de contração não-isotrópica da prótese durante o processamento, indicando distorção.

Pomilio *et al.* (1996) afirmaram que a reabilitação com prótese total era difícil de ser realizada com sucesso, devido à natureza das etapas clínicas de confecção da prótese, às restrições que apresentam os materiais e à complexidade da própria condição biológica dos pacientes. Os autores verificaram as alterações dimensionais que ocorrem em uma prótese total mandibular. Confeccionaram 20 próteses totais inferiores a partir de um modelo padrão, com bases de prova na espessura de 1,5mm. Foram feitas cavidades de referência de 1mm de diâmetro

com broca esférica em ambos hemiarcos na porção posterior e superior do modelo de gesso, na cúspide disto-vestibular do primeiro molar inferior direito e esquerdo e na ponta da cúspide dos caninos direito e esquerdo. As 13 distâncias foram mensuradas com paquímetro em várias etapas do processamento das próteses. Os autores observaram as seguintes alterações: encurtamento no comprimento do arco e fechamento do arco dental (estatisticamente significativa), com dentes movimentando mais para a lingual; aumento da dimensão vertical de oclusão; necessidade de ajuste oclusal para minimizar as alterações. Concluiu-se que as fases de inclusão, polimerização, demuflagem, acabamento e polimento podem responder por modificações significantes ao final do trabalho laboratorial, e tais alterações dimensionais e morfológicas não devem ser desprezadas.

Rizzatti-Barbosa & Dallari (1996) avaliaram as alterações da base da prótese, sob influência da contração de polimerização, na inclinação das cúspides com o comprometimento da curva de compensação individualizada. Os autores confeccionaram 20 próteses maxilares totalmente padronizadas, com 2 padrões para mensuração do ângulo das cúspides na região molar. Esses padrões foram registrados antes e após o processamento das próteses, obtendo-se cópia em norma frontal e a mensuração do ângulo tangencial entra as cúspides opostas. O estudo mostrou movimento leve de rotação para lateral, modificando a posição inicial da montagem dos dentes e comprometendo o grau de inclinação das cúspides no sentido látero-lateral. Concluiu-se pela necessidade de realizar ajustes oclusais não só na posição cêntrica (Relação Central), como também em protrusão e lateralidade.

Durante a prensagem da resina era comum a presença de uma película de resina interposta entre as partes da mufla. Russi *et al.* (1996) avaliaram o efeito da prensagem no aumento da dimensão vertical de oclusão de próteses totais. Os autores utilizaram sete corpos-de-prova para cada um dos três grupos de prensas utilizadas: prensa com molas, prensa com parafuso central e prensa com parafusos laterais colocados na própria mufla. As prensas com parafuso central e com parafusos laterais apresentaram resultados semelhantes, pois em quatro casos (57%) não houve alteração na altura da mufla, sendo observado três casos (43%) com aumento. No grupo de prensa com molas, houve aumento da altura da mufla em seis casos (86%), o que representa o

dobro do número de casos em relação aos observados nas demais prensas. As alterações encontradas foram da magnitude de 0,1mm e podem ser consideradas pequenas laboratorialmente, porém, quando comparadas à altura padrão da mufla, foram significantes em nível de 5%. Os autores ainda consideraram que diversos outros fatores podem estar relacionados com distorções na base e com o deslocamento dos dentes artificiais, e esses devem ser minimizados.

Com o objetivo de verificar a alteração dos contatos oclusais, Compagnoni & Nogueira (1997) utilizaram uma avaliação computadorizada com o sistema T-Scan de análise oclusal nas seguintes fases de confecção da prótese de um caso clínico: após montagem dos dentes, após polimerização da prótese superior, após polimerização da prótese inferior e após a instalação das próteses na boca. Os autores observaram perda dos contatos oclusais de uma fase para outra, concluindo que a remontagem não eliminava o ajuste na boca, mas o transformava em um refinamento oclusal mais simples e menos trabalhoso. Concluiu-se que o deslocamento dos dentes artificiais podia interferir na estabilidade oclusal, conseguida através de contatos dentários bilaterais e simultâneos, e na qualidade funcional da prótese total.

Baroncini Neto *et al.* (1998) verificaram que, por volta de 1940, 95% das próteses feitas nos Estados Unidos eram confeccionadas com o polimetilmetacrilato. Os autores avaliaram o comportamento de resinas convencionais (comum e de alto impacto) e resina própria para microondas em ciclo de polimerização em microondas. Utilizaram 30 espécimes em formato circular de 2,5cm por 2mm de espessura de três marcas de resinas acrílicas: Palaton, Lucitone 199 e Acrom-MC. Os resultados mostraram que as resinas Palaton e Acrom-MC apresentaram contração semelhante, e a resina Lucitone 199, uma maior alteração dimensional que as demais. As resinas apresentaram uma diminuição da contração após a imersão em água. Todas tiveram inicialmente uma alteração de contração e uma expansão higroscópica após imersão. Os autores verificaram que as resinas convencionais portaram-se de maneira semelhante às resinas próprias para microondas.

Gomes *et al.* (1998) recomendaram que a mufla devia ser posicionada entre as placas Getom de polimerização, fixada por quatro parafusos. Ao atingir a fase plástica, a prensagem da resina foi efetuada sob carga 1.250 kgf. De acordo com os autores, a massa de resina acrílica depois de prensada ainda continuava reagindo por várias horas. Se o ciclo de polimerização fosse iniciado nesse período, a prótese poderia apresentar alterações indesejáveis. Portanto, após a prensagem, recomendaram esperar um tempo não inferior a 12 horas para o início da polimerização.

Jamani & Abuzar (1998) avaliaram se a maior espessura da base da prótese total causava maior deslocamento dos dentes artificiais durante o processamento. Os autores utilizaram 10 modelos de gesso sobre os quais foram feitos enceramentos com espessuras de 1,25mm e 2,5mm, com pinos de referência posicionados nas regiões incisiva, molar direito e molar esquerdo, formando um triângulo. Os resultados mostraram ocorrência de maior movimentação dental para as próteses mais espessas, após as fases de enceramento, polimerização, retirada do modelo e acabamento da prótese, com maior distância molar a molar. As próteses menos espessas tiveram mínima movimentação dental, com leve diminuição da distância molar a molar. Os autores justificaram que esse fato ocorreu devido ao calor envolvido durante a reação de polimerização o qual levaria a prótese mais espessa a alcançar temperaturas mais altas, resultando em um maior grau de polimerização, e devido a um modelo-padrão com palato mais profundo.

Kawara *et al.* (1998) avaliaram a tensão de contração em corpos-de-prova no formato de halteres processados pelo método convencional. Pares termoeletricos de cobre-costantán e resistências elétricas foram posicionados no interior da massa da resina durante a prensagem. Ciclos longo à baixa temperatura e curto à alta temperatura foram utilizados no estudo. Os resultados mostraram que a tensão de expansão foi observada em cada direção na extremidade esquerda e no centro do corpo-de-prova, começando imediatamente após o início do processo. A contração de polimerização foi compensada pela expansão térmica da resina durante o processamento e, posteriormente, a expansão da resina foi restringida pelo molde de gesso. No primeiro dia de armazenagem em água ocorreu expansão pela absorção de água. O comportamento da distorção entre o período final do processo e o início da desinclusão para a

resina processada à baixa temperatura mostrou o mesmo comportamento do processo convencional. Os autores concluíram que a contração da resina processada por calor foi causada principalmente pela contração térmica.

Vallittu *et al.* (1998) investigaram corpos-de-prova de 4 marcas de resinas acrílicas, 2 polimerizáveis quimicamente e 2 termopolimerizáveis, quanto à presença de monômero residual após o processamento. Os autores verificaram que a variação de temperatura média de transição vítrea para as resinas polimerizáveis quimicamente era de 67°C a 78°C, e para as termopolimerizáveis de 97°C a 100°C. Se a temperatura do ciclo fosse abaixo da temperatura de transição vítrea, ocorreria polimerização incompleta, permanecendo o monômero residual em excesso e imobilizado no polímero resultante. Concluiu-se que a resina termopolimerizável apresentava menor quantidade de monômero residual devido à maior temperatura de cura, que é tão alta quanto à temperatura de transição vítrea. Uma desvantagem apresentada pelo ciclo de 70°C por 540 minutos, proposto por alguns fabricantes, seria a presença de uma maior quantidade de monômero não convertido.

Arioli-Filho *et al.* (1999) verificaram o grau de adaptação ocorrido na base de resina acrílica polimerizada termicamente, sob a influência da forma do palato (triangular, oval e plano). As bases de acetato com espessura de 1,5 mm foram construídas sobre os modelos de gesso representando arcadas desdentadas do maxilar, de acordo com a forma anatômica. Sobre as bases de acetato foram montados os dentes artificiais de acordo com a técnica de rotina e o conjunto incluído em mufla metálica. Após prensagem e polimerização da resina acrílica, as próteses totais foram removidas e acabadas. O conjunto modelo-prótese total foi seccionado nas regiões correspondentes a distal do canino, fossa central do primeiro molar e região palatina posterior. Os desajustes entre modelo de gesso e base da prótese total foram determinados com microscópio comparador com precisão de 0,001 mm. Os autores concluíram que a forma do palato interferiu no ajuste da base da prótese total. A maior média de desajuste foi apresentada pelo palato triangular e a menor pelo plano. O maior desajuste para todas as formas geométricas foi observado na região palatina posterior.

Nogueira *et al.* (1999) verificaram o efeito do método de inclusão na abertura do pino incisal. Para isso utilizaram dois grupos: 1- método de compressão no molde; 2-, técnica de injeção da resina, que não mudaria a dimensão vertical e compensaria a contração de polimerização já que eliminava o escoamento da resina entre as partes da mufla. Em ambos os grupos, próteses totais superiores e inferiores foram confeccionadas com a mesma resina e submetidas ao mesmo ciclo de polimerização (ciclo longo). Quatro pontos de referência foram colocados em pontas de cúspides e as mensurações das distâncias foram feitas em 4 momentos: prótese encerada, polimerizada no modelo, após remoção do modelo e após armazenagem em água. Os autores observaram que a abertura do pino incisal no grupo 1 foi significativamente maior que no grupo 2. Nas medidas horizontais (ântero-posterior e látero-lateral) não houve diferença estatística. Os autores concluíram que no grupo 2 a dimensão vertical foi mantida mais precisa e, apesar de não ter havido diferença quanto ao tempo de trabalho entre os grupos, o grupo 2 usava menos tempo devido à menor necessidade de ajuste oclusal.

Reeson & Jepson (1999) afirmaram que o método convencional de pressionar a resina em prensa manual podia acarretar discrepâncias na espessura da base. Bases muito espessas podiam ter grande resistência flexural, embora pudessem prejudicar a fala, diminuindo o espaço para os dentes e para a fonação. Os autores acreditavam que era indispensável uma espessura uniforme para as bases de prótese e sugeriram o seguinte método de confecção: técnica de confecção a vácuo de uma base de acetato com espessura de 2mm para maxila e 3mm para a mandíbula; remoção dos excessos de acordo com a área chapeável; inclusão na mufla, polimerização, acabamento e polimento. Esta técnica de confecção de prótese envolvia dupla polimerização da resina, sendo a primeira para o processamento da base, e a segunda, para o processamento da resina que unia os dentes artificiais.

Wong *et at.* (1999) avaliaram o método de polimerização de próteses totais em relação à alteração dimensional e sorção de água pela resina acrílica. Os autores fixaram três marcadores no palato das próteses enceradas e as submeteram aos seguintes ciclos de polimerização: 1- calor seco a 72°C por 6,5 horas e a 100°C por 2,5 horas, e esfriamento em forno; 2- calor úmido a

72°C por 6,5 horas e a 100°C por 1,5 hora, e esfriamento lento em água por 36 horas; 3- calor úmido (semelhante ao processamento do grupo 2), e esfriamento em bancada (fora da água por 12 horas). Os resultados mostraram que todos os espécimes sofreram contração sem diferença estatística, dentro de cada grupo. Todavia, houve diferença estatística em relação aos diferentes métodos. As próteses do grupo 3 foram as que sofreram maior contração; a maior sorção de água ocorreu nos espécimes dos grupos submetidos ao calor úmido, principalmente do grupo 3. A média de contração encontrada foi de 0,5% e o esfriamento rápido mostrou contribuir mais que o lento para a contração da resina.

Braun *et al.* (2000) investigaram a contração de polimerização de corpos-de-prova de resinas acrílicas (Clássico, Lucitone 550 e Acron-MC) processados em ciclos de polimerização longo e curto em banho de água e por energia de microondas. Os resultados mostraram que todas as resinas apresentaram alteração dimensional quando submetidas à imersão em água, independente do ciclo de polimerização; a composição e a quantidade de resina interferiram na alteração dimensional quando foram armazenadas em água; a resina convencional polimerizada por microondas apresentou alteração dimensional semelhante à resina desenvolvida para microondas. A resina Clássico apresentou menor alteração dimensional que a Lucitone 550, possivelmente devido ao fato de possuir agentes de ligação cruzada no monômero que alteraram a sorção de água.

Goiato *et al.* (2000) avaliaram a alteração dimensional linear e a ocorrência de porosidades em quatro tipos comerciais de resinas acrílicas (Clássico, QC 20, Vipi Dent e Onda-Cryl) submetidas à polimerização convencional em água e por energia de microondas. Foram utilizadas amostras padronizadas e tanto a resina para microondas quanto as demais foram polimerizadas por microondas. As amostras submetidas à polimerização convencional apresentaram maior alteração dimensional linear que àquelas dos grupos processados por microondas, com diferença estatisticamente significativa. Não foram visualizadas porosidades em todos os grupos de resina, independentemente do método de polimerização.

Teraoka & Takahashi (2000) afirmaram que existem 5 condições fundamentais para o correto processamento de próteses totais: 1- reduzida quantidade de água livre no modelo de gesso; 2- massa resinosa injetada rapidamente e mantida sobre pressão; 3- temperatura suficientemente capaz de polimerizar o monômero; 4- início da polimerização uniforme do modelo de gesso para o local de entrada da resina; 5- início da polimerização imediatamente após a injeção no molde. Os autores confeccionaram 45 bases de prova que foram submetidas a 3 ciclos de processamento: 1- inclusão da resina por injeção no molde e uso de forno controlado por computador, que mantinha a temperatura do conjunto modelo de gesso-base da mufla em 98°C, e a do conjunto contra-mufla-dentes em 55°C, com injeção rápida da resina e polimerização uniforme sob pressão; 2- inclusão preconizada pelo SR-Ivocap system; 3- inclusão convencional por compressão no molde e polimerização por energia de microondas. Após a secção dos modelos na região dos segundos molares, verificou-se que a melhor adaptação das próteses ocorreu no Sistema 1, sendo estatisticamente significativa. Os autores acreditavam que o fato ocorreu porque a polimerização começou uniforme da superfície do modelo seco a 98°C para o local de entrada da resina a 55°C, compensando a contração de polimerização. Os autores ainda observaram que os discos de resina processados pelo Sistema 1 absorveram menor quantidade de água devido à menor quantidade presente no modelo aquecido. Nos métodos convencionais, havia excesso de água no modelo de gesso, que podia inibir a polimerização da resina, diminuir a dureza, absorver odores e mudar facilmente a cor após o processamento.

Consani *et al.* (2001) verificaram se a demora pós-prensagem da resina acrílica para o início da polimerização teria interferência na adaptação da base da prótese. Confeccionaram 20 próteses totais a partir de um modelo padrão, com base na espessura de 2mm, agrupando os corpos-de-prova nos seguintes tempos pós-prensagem: imediato, 6, 12 e 24 horas. Após secção do conjunto base-modelo de gesso, verificou-se que os tempos imediato e 6 horas não diferiram estatisticamente entre si quanto ao nível de desadaptação, o mesmo ocorrendo com os tempos 12 e 24 horas. Os tempos imediato e 6 horas diferiram dos de 12 e 24 horas, os quais apresentaram menor nível de desadaptação. Os autores concluíram que a demora para o início da polimerização podia ser útil na liberação do monômero residual, maior acomodamento da resina e relaxamento das tensões impostas à massa durante a prensagem.

Costa *et al.* (2001) relataram que esforços deviam ser realizados no sentido de minimizar os vários fatores relacionados com distorções na base e com o deslocamento dos dentes artificiais. Os autores avaliaram três tipos de técnicas de prensagem: convencional com mufla metálica com parafusos, com mufla plástica para microondas e com mufla metálica com parafusos para técnica de injeção. Concluiu-se que não houve diferença estatística significativa entre os três tipos de técnicas. Contudo foi observada facilidade no manuseio da técnica de injeção, com real racionalização dos procedimentos laboratoriais, além desse método possibilitar menor movimentação dental, o que proporcionou menor quantidade de ajuste oclusal clínico.

Consani (2002) avaliou a movimentação linear de dentes sob a influência dos tipos de prensagem e métodos de desinclusão em próteses totais superiores confeccionadas com resina Clássico. Dentre as diversas interações analisadas, o autor sugeriu, na prensagem com mufla convencional, a existência de um equilíbrio de fatores que normalmente poderiam alterar o comportamento das tensões induzidas no processamento e posteriormente liberadas na desinclusão da prótese. Essa hipótese foi baseada no fato que parte das tensões induzidas na prensagem final seria liberada quando a mufla fosse removida da prensa hidráulica de bancada e colocada no grampo de pressão. Devido à menor quantidade residual de tensões induzidas, o montante liberado durante o esfriamento em água não seria suficiente para promover alterações dimensionais significantes no posicionamento dental. O autor concluiu que o processamento das próteses totais é bastante complexo e que a movimentação de dentes pode ocorrer de maneira imprevisível e não uniforme.

Consani *et al.* (2002a) investigaram a eficiência do dispositivo RS em relação à alteração dimensional das bases de prótese total. O dispositivo atuava impedindo a abertura das partes da mufla após a prensagem final da resina. Os autores confeccionaram 40 corpos-de-prova os quais foram separados em 4 grupos em relação à prensagem da resina termopolimerizável: 1- fixação da mufla em grampo convencional e polimerização imediata; 2- fixação em grampo convencional e polimerização após 6 horas da prensagem; 3- fixação da mufla no dispositivo RS e polimerização imediata; 4- fixação no dispositivo RS e polimerização após 6 horas após da

prensagem. A maior desadaptação da base das próteses ocorreu na zona do palato posterior e a adaptação apresentada pelas próteses prensadas com o dispositivo RS foi estatisticamente superior. Concluiu-se que o dispositivo RS diminuiu a magnitude da fenda entre a base da prótese e o modelo de gesso, podendo ser relevante clinicamente no quesito retenção protética.

Consani *et al.* (2002b) avaliaram a alteração dimensional da base de próteses totais maxilares confeccionadas com três marcas de resina acrílica (Clássico, Vipril e Meliodent), submetidas a três ciclos de polimerização em água. Verificou-se que o nível de adaptação da base foi influenciado pela marca comercial da resina. A maior média de alteração dimensional foi para a resina Vipril e a menor para a resina Clássico, apresentando a Meliodent comportamento intermediário, sem diferença estatística em relação às demais. O padrão de distorção mostrou menor discrepância na região de caninos e maior alteração na região palatina posterior. Isso ocorreu provavelmente devido às diferenças na anatomia do modelo de gesso, na qual a região anterior era restritiva à liberação de tensões e sofria menos distorção que a região posterior.

Objetivando verificar as mudanças da temperatura e da pressão dentro da mufla, Yau *et al.* (2002) posicionaram termo-sensores e transdutores de pressão junto à resina acrílica de 12 próteses totais processadas com dois ciclos de polimerização: longo a 72°C por 6,5 horas e a 92°C por 1,5 hora, com esfriamento lento por 36 horas, e rápido a 100°C por 40 minutos, esfriamento rápido. Durante o fechamento da mufla com pressão de 20kN, a resina ficava sob alta pressão de 30atm, logo diminuída devido ao extravasamento da resina. No segundo fechamento da mufla, maior pressão foi registrada (35atm) devido à maior viscosidade da resina, ficando constante após a remoção dos excessos (12,4atm) e colocação da mufla no grampo. Durante o ciclo longo de polimerização, temperatura e pressão subiram durante os primeiros 60 minutos, tendo a pressão um pico (17 a 27atm) a 72° C e reduzindo-se posteriormente à pressão atmosférica (1 a 1,2atm). A temperatura da resina não apresentou pico de elevação e acompanhou a temperatura da água de polimerização. No ciclo rápido, a temperatura da resina subiu rapidamente, com pico após 25 minutos de 119 a 136°C, mas sem presença de porosidades. Os autores concluíram que a pressão aplicada na prensa hidráulica não refletia a pressão dentro da mufla; que picos de temperatura não foram comuns nos ciclos longos e a temperatura da resina

parecia acompanhar à da água de polimerização; em ciclos rápidos, a grande exotermia da reação promovia maior pico de pressão; além dos fatores tempo e temperatura, adequada pressão na fase de inclusão também podia ter influência significativa na polimerização da resina acrílica.

No sentido de investigar se a sorção de água podia compensar parcial ou totalmente a contração de polimerização, Consani *et al.* (2003) verificaram se o armazenamento em água nos períodos de 1 semana, 1 mês e 3 meses após o processamento teria relevância na movimentação dos dentes artificiais em próteses maxilares. Os autores afirmaram que tanto as distâncias transversas como as ântero-posteriores não demonstraram diferença estatística significativa, sugerindo que o deslocamento dos dentes estão mais relacionados a fatores como espessura da base, forma geométrica do palato, pressão no fechamento da mufla e diferentes tensões liberadas em diferentes partes da prótese.

Consani *et al.* (2004), com a mesma metodologia descrita em 2003, verificaram a adaptação de próteses totais polimerizadas imediatamente, 6, 12 e 24 horas após a prensagem. As próteses foram fixadas por grampos metálicos ou pelo dispositivo RS. Os resultados mostraram superioridade do dispositivo RS na fixação da mufla, pois os corpos-de-prova apresentaram maior adaptação na região do palato posterior. Em todos os tempos observados nos grupos com RS não houve diferença estatística em relação à adaptação, ou seja, tal dispositivo uniformizou a liberação de tensões independentemente do tempo esperado antes da polimerização. Para os grupos com processamento convencional, houve similaridade dos valores de adaptação para os tempos imediato e 6 horas, e para os tempos 12 e 24 horas.

Parvizi *et al.* (2004) afirmaram que as modificações mais freqüentes, durante o processamento das próteses totais, eram as alterações dimensionais na base que levavam à falta de adaptação e à conseqüente perda da retenção, e o deslocamento dos dentes artificiais que, por sua vez, podiam desarmonizar o esquema oclusal e alterar a dimensão vertical de oclusão. Os autores verificaram se a técnica convencional de inclusão por compressão seria diferente da técnica de injeção em relação à alteração dimensional linear da base. Utilizaram não só o polimetilmetacrilato na técnica de injeção dentro do molde, mas também resinas à base de nylon

e estireno. Esses materiais, apesar de disponíveis no mercado odontológico há muito tempo, foram pouco estudados e não se sabia se podiam ser opção viável ao polimetilmetacrilato. A técnica de compressão no molde também foi empregada com o polimetilmetacrilato, como o grupo controle. Como referência para as medições foram posicionados 3 pontos de referência com *attachments* ERA, 1 na região anterior do palato próximo aos incisivos centrais, e outros 2 bilateralmente na região posterior próximos aos segundos molares, formando um triângulo. Os resultados mostraram maior distorção na região posterior entre os segundos molares para todos os grupos. O grupo com nylon apresentou a maior distorção (0,82mm), sendo 2,8 vezes maior que a do grupo controle (0,29mm) e significativa. A contração evidenciada pelo estireno (0,12mm) não foi estatisticamente diferente da apresentada pelo grupo polimetilmetacrilato, com a técnica de injeção no molde (0,21mm). Apesar do bom comportamento apresentado pelo estireno, diversas características o impediam de ser utilizado na rotina do consultório odontológico: dificuldade de ajustar e polir, não aderiu quimicamente aos dentes de resina e não podia ser reembasado.

Kimoto *et al.* (2005) avaliaram por meio do método *strain gauge* o efeito do esfriamento em bancada na alteração dimensional de bases em acrílico polimerizadas em ciclo longo em água. Após a polimerização, os espécimes foram distribuídos em 2 grupos de esfriamento: 1- esfriamento rápido, em que a amostra foi desincluída e deixada esfriar em sala com temperatura estável; 2- esfriamento em bancada, em que a mufla foi esfriada em bancada por 140 minutos em sala de temperatura estável e só então desincluída. O método utilizado permitiu mensurar a tensão na resina antes e depois da demuflagem, considerando a técnica de esfriamento empregada. O esfriamento em bancada reduziu a tensão provocada pela contração térmica nas diversas direções avaliadas durante o processamento das bases acrílicas. Os autores concluíram que as muflas deviam se esfriar lentamente à temperatura ambiente no sentido de permitir a liberação de tensões induzidas pela contração térmica da resina acrílica.

Consani *et al.* (2006) verificaram a influência de diferentes métodos de prensagem e desinclusão na movimentação de dentes em próteses totais superiores. Os autores confeccionaram 40 próteses totais maxilares padronizadas e avaliaram a movimentação dental

decorrente da interação dos fatores contensão (grampo convencional e sistema RS) e método de esfriamento (em água de polimerização e em água mais armazenagem em bancada por 3 horas). Os resultados mostraram que não houve deslocamento dental significativo na maioria das distâncias avaliadas. Observou-se um comportamento semelhante das muflas em grampo convencional e no sistema RS de contensão em relação às distâncias transversais e ântero-posteriores quando as próteses foram esfriadas em água de polimerização. Entretanto, as distâncias ântero-posteriores variaram de maneira estatística significativa quando as próteses foram esfriadas em água e armazenadas em bancada por 3 horas. Provavelmente, a espessura da base e a restrição promovida pelo gesso de inclusão contribuíram para a redução da movimentação dental. Segundo os autores, o gesso manteria os dentes retidos na base em posição semelhante à inicial estabelecida antes da polimerização. Após a desinclusão, o deslocamento dental foi mínimo e resultou da liberação de tensões residuais remanescentes da contração térmica, ocorrida durante o esfriamento do molde. Os autores concluíram que o processamento das próteses totais é extremamente complexo e que as alterações no posicionamento dental não eram uniformes e dependiam da conjugação de vários fatores laboratoriais.

3- PROPOSIÇÃO

O objetivo desse trabalho foi verificar a movimentação dental em próteses totais superiores, confeccionadas com as resinas acrílicas ativadas termicamente Clássico (ciclo longo em água aquecida) e QC-20 (ciclo curto em água em ebulição), sob influência das variáveis:

1. Tipo de contensão:
 - 1.1 Grampo metálico convencional
 - 1.2 Sistema RS

2. Tempo pós-prensagem para o início da polimerização:
 - 2.1 Imediato
 - 2.2 Após 6 horas

4 – MATERIAIS E MÉTODO

4.1- Materiais

As resina acrílicas utilizadas na realização deste experimento estão listadas no Quadro 1. As resinas acrílicas são comercializadas na forma de pó e líquido, baseadas no copolímero de polimetilmetacrilato, com ativação térmica para o ciclo convencional e térmica/química para o ciclo curto. O dente artificial utilizado foi o Biolux, modelo 3 P e 32 L, com cúspide de 33° e de cor 62 (Vipi Ind. Com. Exp. e Imp. Prod. Odont. Ltda., SP).

Quadro 1 – Marca comercial, componente principal e fabricante das resinas acrílicas.

MARCA	COMPONENTE	FABRICANTE
Clássico	Copolímero de poli-metil metacrilato	Artigos Odontológicos Clássico Ltda, SP.
QC-20	Copolímero metil-n-butil metacrilato e metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato	Dentsply Ind. e Comércio Ltda, RJ.

4.2- Método

2.1 Confeção dos modelos

A partir de um modelo metálico desdentado de arcada superior, com rebordo de altura mediana, sem retenções e irregularidades acentuadas, foi confeccionado um molde (Figura 1) de silicone (Elite Doublé; Zhermack, Rovigo, Itália).



Figura 1 – Molde de silicone.

Com esse molde foram obtidos 40 modelos (Figura 2) em gesso pedra tipo III (Herodent; Soli-Rock, Vigodent, RJ), proporcionado na relação 100g de pó / 30mL de água e manipulado de acordo com as instruções do fabricante.



Figura 2 – Modelo de gesso.

2.2 Confeção da base de prova

A base de prova (Figura 3) foi confeccionada com duas placas de cera rosa nº 7 (Clássico; Artigos Odontológicos Clássico, SP). Depois de plastificada sobre chama de lamparina a álcool, a primeira placa de cera foi adaptada sobre o modelo de gesso, com leve pressão digital, recortando os excessos com instrumento cortante (Le Cron; Duflex SS White, RJ). Da mesma maneira, a segunda placa foi adaptada sobre a primeira e recortada. A espessura final da base de prova foi de aproximadamente 2mm, conferida com espessímetro (Golgran; Instrumentos Odontológicos, SP).



Figura 3 – Base de prova.

2.3 Confeção de plano de orientação e montagem dos dentes

Sobre a base de prova foi construído um plano de orientação com cera rosa nº 7 (Clássico), com as dimensões de 2cm de altura anterior e 1cm posterior. Um modelo de gesso com base de prova foi fixado com gesso comum tipo II (Pasom; Indústria e Comércio de Materiais Odontológicos, SP) na haste superior do articulador semi-ajustável (Mondial 4000 Profissional; Bio-Art, São Carlos), regulado com as referenciais: distância intercondilar M, ângulo de Bennett 15° e guia condilar 30°. Para servir de guia de montagem dos dentes artificiais superiores, um modelo metálico de arcada mandibular dentada foi posicionado no plano de cera do modelo superior e fixado com gesso comum tipo II (Pasom) na haste inferior do articulador (Figura 4), com o pino guia e a mesa incisal em zero.

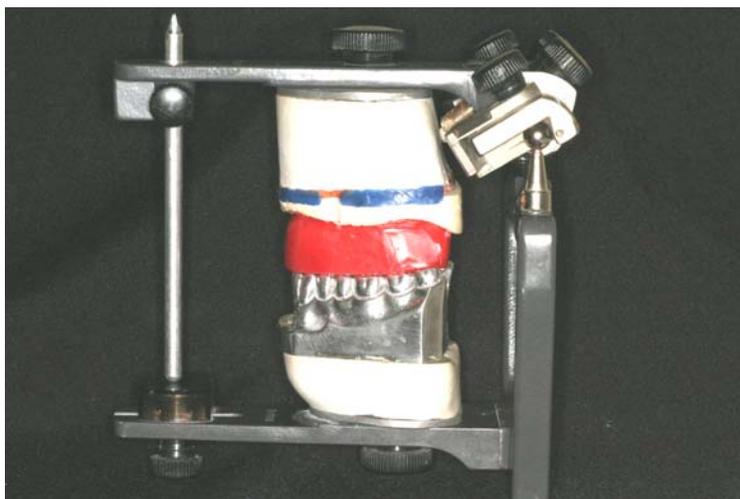


Figura 4 – Montagem dos modelos no articulador.

A montagem dos dentes foi feita segundo as técnicas preconizadas por Domitti (1990) e Turano & Turano (1993), iniciando-se pelos incisivos central e lateral e canino do lado esquerdo. A mesma seqüência de montagem foi feita no lado direito, completando o posicionamento dos dentes anteriores, articulados em trespasse de 1mm com os antagonistas do modelo inferior. Os dentes posteriores do lado esquerdo foram montados iniciando-se pelo primeiro molar superior posicionando a cúspide méso-vestibular no sulco central vestibular do primeiro molar inferior (chave de molar) e depois pelos pré-molares e segundo molar. O mesmo posicionamento foi feito com os dentes posteriores do lado direito (Figura 5).



Figura 5 - Montagem dos dentes.

A partir da prótese total superior foi confeccionada uma matriz (Figura 6) de silicone polimerizado por condensação (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália). O material foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e adaptado na região vestibular da prótese encerada, abrangendo as faces vestibular e incisal dos dentes anteriores e vestibular e oclusal dos posteriores (Figura 7).



Figura 6 – Matriz de silicone.



Figura 7 – Matriz de silicone adaptada.

Para orientação da montagem dos dentes artificiais das demais próteses, o seguinte protocolo foi seguido: 1- confecção da base em cera nº 7 (Clássico) sobre o modelo de gesso, com espessura uniforme de 2mm; 2- posicionamento da matriz de silicone no modelo de gesso (Figura 8); 3- verter cera liquefeita (Clássico) no espaço entre a matriz de silicone e a base de cera



Figura 8 – Matriz de silicone posicionada no modelo.

(Figura 9), reproduzindo com o enceramento a região vestibular (Figura 10); 4- posicionar os dentes artificiais na matriz e fixá-los com cera na região correspondente à gengiva marginal anterior e posterior (Figura 11); 5- montar o modelo no articulador e, se necessário, corrigir o relacionamento oclusal dos dentes, de acordo com o modelo inferior (Figura 12).



Figura 9 – Cera vertida no espaço entre base e matriz de silicone.

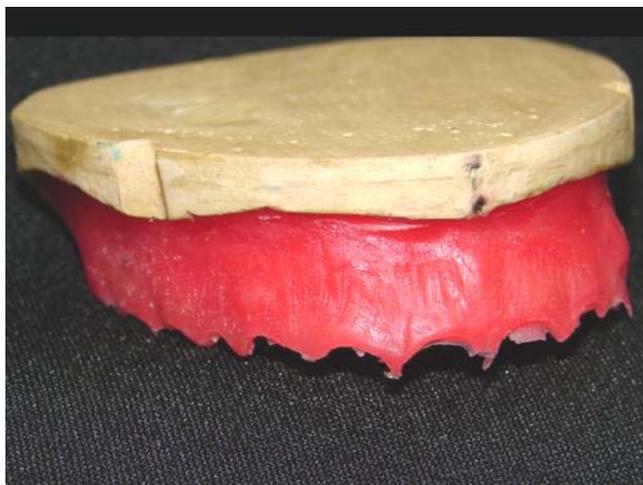


Figura 10 – Reprodução do enceramento vestibular.



Figura 11 – Posicionamento e fixação dos dentes artificiais.



Figura 12 – Modelos superior e inferior posicionados no articulador.

A fixação dos modelos na haste superior do articulador foi feita com cera pegajosa em bastão (Horus; Herpo, Petrópolis), plastificada sobre chama de lamparina a álcool e colocada nas laterais do modelo e do gesso de fixação. O refinamento da escultura foi realizado pela técnica convencional.

2.4 Confeção dos pontos referenciais para mensuração dos deslocamentos dentais

Para mensuração dos possíveis deslocamentos dos dentes por ocasião do processamento da prótese, foram confeccionados pontos referenciais, obtidos com segmentos de alfinetes metálicos nº 29 (Cadena, Coats Corrente Têxtil Ltda., SP) contendo haste e cabeça, fixados com adesivo instantâneo (Super Bonder; Loctite, Itapevi), em orifícios feitos com broca esférica nº 1/2 de aço (Maillefer, Petrópolis) e micro-motor (Kavo, São Paulo) em velocidade de baixa rotação, na região mediana da borda incisal dos incisivos centrais, cúspide vestibular dos primeiros pré-molares e cúspide méso-vestibular dos segundos molares (Figura 13).



Figura 13 – Pontos referenciais.

2.5 Distribuição das amostras nos grupos experimentais

Os conjuntos modelo de gesso-base de prova com dentes foram separados por sorteio em 8 grupos (n=5), de acordo com o seguinte protocolo experimental para prensagem e polimerização da resina acrílica:

Grupo 1- Prensagem final da resina Clássico, fixação da mufla metálica em grampo convencional e início imediato da polimerização em água a 74°C por 9 horas.

Grupo 2- Prensagem final da resina Clássico, fixação da mufla metálica em grampo convencional e início da polimerização após 6 horas da prensagem, em água a 74°C por 9 horas.

Grupo 3- Prensagem final da resina Clássico, fixação da mufla com o sistema RS e início imediato da polimerização, em água a 74°C por 9 horas.

Grupo 4- Prensagem final da resina Clássico, fixação da mufla com o sistema RS e início da polimerização após 6 horas da prensagem, em água a 74°C por 9 horas.

Grupo 5- Prensagem final da resina QC-20, fixação da mufla em grampo convencional e início imediato da polimerização em água em ebulição por 20 minutos.

Grupo 6- Prensagem final da resina QC-20, fixação da mufla em grampo convencional e início da polimerização após 6 horas da prensagem, em água em ebulição por 20 minutos.

Grupo 7- Prensagem final da resina QC-20, fixação da mufla com o sistema RS e início imediato da polimerização, em água em ebulição por 20 minutos.

Grupo 8- Prensagem final da resina QC-20, fixação da mufla com o sistema RS e início da polimerização após 6 horas da prensagem, em água em ebulição por 20 minutos.

2.6 Mensuração das distâncias antes da polimerização da resina acrílica

As mensurações das distâncias lineares transversais compreendidas entre os incisivos centrais (I-I), primeiros pré-molares (PM-PM) e segundos molares (M-M) e ântero-posteriores entre o incisivo central e segundo molar direitos (ID-MD) e incisivo central e segundo molar esquerdos (IE-ME) antes do processamento da prótese foram efetuadas com microscópio comparador linear (STM; Olympus, Japão), com precisão de 0,0005 mm. Para as medições, o retículo óptico mensurador da lente ocular foi posicionado e focado tangencialmente à borda interna da imagem dos pontos referenciais circulares (Figura 14), com o modelo posicionado paralelo ao plano horizontal da plataforma móvel do microscópio.



Figura 14 – Desenho esquemático do posicionamento do retículo óptico.

2.7 Inclusão do conjunto modelo-base com dentes

Os modelos de gesso, contendo as respectivas bases de cera com os dentes, foram isolados com vaselina em pasta (Labsynth, Diadema) e fixados na parte inferior de muflas metálicas nº 5,5 (Safrany, São Paulo) com gesso comum tipo II (Pasom), proporcionado na relação de 100g de pó / 50 mL de água e espatulado manualmente em gral de plástico por 1 minuto, de acordo com as instruções do fabricante.

Após 30 minutos, a superfície do gesso de fixação foi isolada com vaselina em pasta. A inclusão final do conjunto modelo-base com dentes foi efetuada preenchendo a parte superior da mufla com gesso pedra tipo III (Herodent) proporcionado na relação de 200g de pó / 60mL de água e espatulado manualmente por 1 minuto, segundo recomendação do fabricante.

Decorrida 1 hora após a inclusão, as muflas foram removidas da prensa de bancada e colocadas em água em ebulição, por 5 minutos, para plastificar a cera. Depois de removidas da água fervente, as muflas foram abertas e as bases de cera retiradas. Em seguida, os dentes e o gesso foram lavados com solução de água aquecida e detergente líquido lava-louças (Ypê; Química Amparo, Amparo), para remoção dos vestígios de cera e vaselina.

Com o propósito de aumentar a retenção entre dentes e base de resina acrílica foram feitas perfurações na superfície exposta das bases dos dentes com broca esférica nº 6 de aço (Maillefer).

2.8 Prensagem e polimerização

Sobre o gesso de inclusão foi aplicado isolante à base de alginato de sódio (Isolak; Clássico) em 2 camadas, utilizando pincel de pelo de camelo nº 3 (Tigre; São Paulo). A resina acrílica termopolimerizável Clássico foi proporcionada na relação volumétrica polímero/monômero de 3/1 e colocada em pote de vidro com tampa (Jon; São Paulo), de acordo com as instruções do fabricante. Na fase plástica, a resina Clássico foi homogeneizada manualmente, adaptada sobre os dentes e gesso de inclusão e a prensagem inicial foi efetuada em prensa hidráulica de bancada (Delta; Vinhedo), com carga lenta e gradual até 850 kgf de pressão, para extravasar o excesso de material. Durante a prensagem inicial, uma folha de celofane umedecida com água permaneceu interposta entre a resina acrílica e o gesso de inclusão.

Após abertura da mufla, remoção da folha de celofane e recorte dos excessos de resina acrílica com instrumento cortante (Le Cron; Duflex), a prensagem final da resina Clássico foi efetuada com pressão de 1.250 kgf (Gomes *et al.*, 1998). A mufla do Grupo 1 foi retirada da prensa hidráulica, transferida para grampo metálico (Figura 15) e levada imediatamente para a termopolimerizadora de controle automático (Termotron; Termotron do Brasil, Piracicaba) com água à temperatura ambiente, e regulada para o ciclo de polimerização de 9 horas a 74°C.



Figura 15 – Mufla metálica fixada com grampo metálico convencional.

A prensagem do Grupo 2 foi realizada nas mesmas condições do Grupo 1, com exceção da polimerização efetuada 6 horas após a prensagem. A prensagem inicial do Grupo 3 foi realizada de acordo com o Grupo 1, e antes da remoção da prensa, a fixação da mufla foi feita com o sistema RS (Figura 16) e levada imediatamente para a termopolimerizadora (Termotron) com água à temperatura ambiente, e regulada para o ciclo de polimerização de 9 horas a 74°C. O sistema RS de contensão é constituído por 2 barras metálicas medindo 150x40x8mm. A barra inferior contém 2 parafusos de 9mm de diâmetro, soldados um em cada extremidade. A barra superior possui 2 orifícios circulares, medindo 10mm de diâmetro, por onde os parafusos da barra inferior são traspassados, antes da prensagem final da resina acrílica. Após a prensagem final as porcas são apertadas nos parafusos, mantendo a mufla com pressão similar imposta pela prensa hidráulica (Consani, 2002b). A prensagem do Grupo 4 foi realizada nos mesmos modos do Grupo 3, com exceção da polimerização efetuada 6 horas após a prensagem.

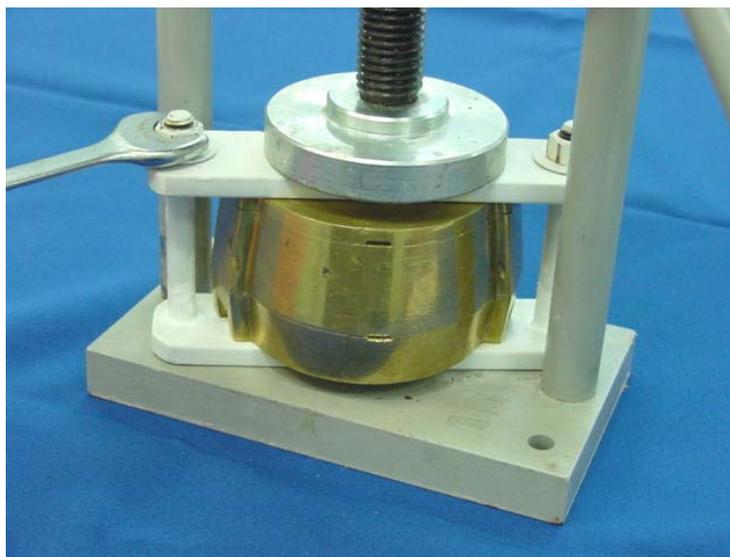


Figura 16 – Mufla metálica fixada com o sistema RS.

No Grupo 5, as prensagens inicial e final da resina acrílica QC-20 foram realizadas nas mesmas condições do Grupo 1, com início imediato da polimerização em água em ebulição por 20 minutos. Para o Grupo 6, as prensagens inicial e final foram efetuadas nas mesmas condições

do Grupo 5, com início da polimerização após 6 horas da prensagem, em água em ebulição por 20 minutos.

A prensagem inicial do Grupo 7 foi realizada nos mesmos modos do Grupo 5, e antes da remoção da prensa, a contensão da mufla foi feita com o sistema RS e levada imediatamente para a água em ebulição por 20 minutos. A prensagem inicial do Grupo 8 foi realizada nos mesmos modos do Grupo 7, com exceção da polimerização efetuada 6 horas após a prensagem.

2.9 Abertura das muflas, remoção e acabamento das próteses

Depois de esfriadas em água de polimerização, as muflas foram abertas, as próteses retiradas e separadas dos modelos para acabamento de rotina.

2.10 Mensuração das distâncias após a polimerização da resina

Depois do acabamento, as próteses foram recolocadas nos modelos de gesso e as distâncias transversais e ântero-posteriores foram novamente avaliadas, da mesma maneira como descrito no procedimento da mensuração antes da polimerização. As diferenças entre os dados iniciais e finais em milímetros foram transformadas em percentual de acordo com a equação de regra de 3, considerando como 100% o valor inicial.

3. Análise estatística

Os dados foram transformados segundo o arco seno da raiz de $x/100$ e submetidos à análise de variância multi-fatorial (ANOVA) em nível de significância de 5%. As médias percentuais da movimentação dos dentes foram comparadas pelo teste de Tukey, considerando as interações

entre os fatores resina, tempo pós-prensagem, métodos de contensão das muflas metálicas e distância entre dentes.

5- RESULTADOS

As médias percentuais em função da relação resina-método de contensão da mufla e resina-tempo pós-prensagem, independente dos demais fatores, são apresentadas nas Tabelas 1 e 2 e Figuras 16 e 17, respectivamente.

Os valores percentuais médios dos deslocamentos dentais foram sem diferença estatística significativa quando se analisa a movimentação dental considerando o fator resina em cada tipo de contensão, assim como entre contensão para o mesmo tipo de resina (Tabela 1 e Figura 16).

Tabela 1 – Percentual médio do deslocamento dental em função das resinas e métodos de contensão, independente dos demais fatores.

Resina	Deslocamento dental (%)	
	Grampo convencional	Sistema RS
Clássico	0,44 (0,06) a, A	0,36 (0,06) a, A
QC-20	0,38 (0,04) a, A	0,37 (0,04) a, A

Médias seguidas por letras minúsculas iguais em cada coluna e maiúsculas iguais em linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

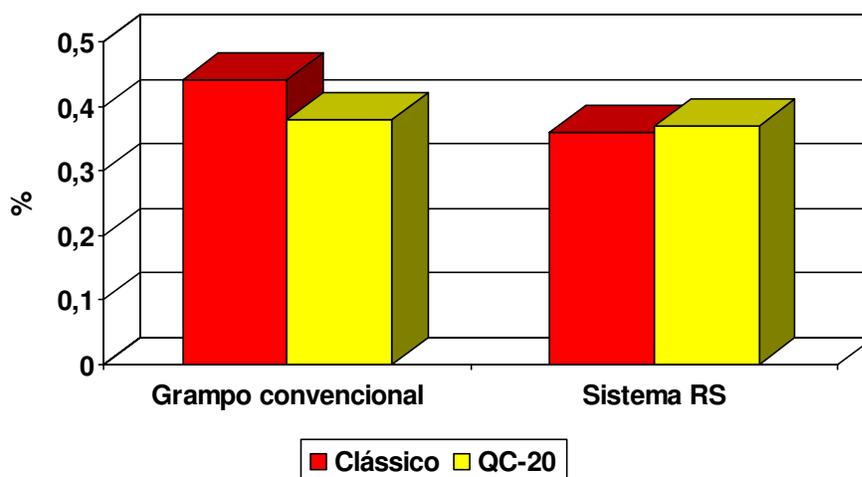


Figura 16 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental em função das resinas e métodos de contensão, independente dos demais fatores.

Os valores percentuais médios dos deslocamentos dentais foram sem diferença estatística significativa quando se analisa a movimentação dental considerando o fator resina em cada tempo pós-prensagem, assim como entre os tempos pós-prensagem para o mesmo tipo de resina (Tabela 2 e Figura 17).

Tabela 2 – Percentual médio do deslocamento dental em função das resinas e tempo pós-prensagem, independente dos demais fatores.

Resina	Deslocamento dental (%)	
	Imediato	6 horas
Clássico	0,44 (0,07) a, A	0,36 (0,05) a, A
QC-20	0,35 (0,04) a, A	0,40 (0,03) a, A

Médias seguidas por letras minúsculas iguais em cada coluna e maiúsculas iguais em linha não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

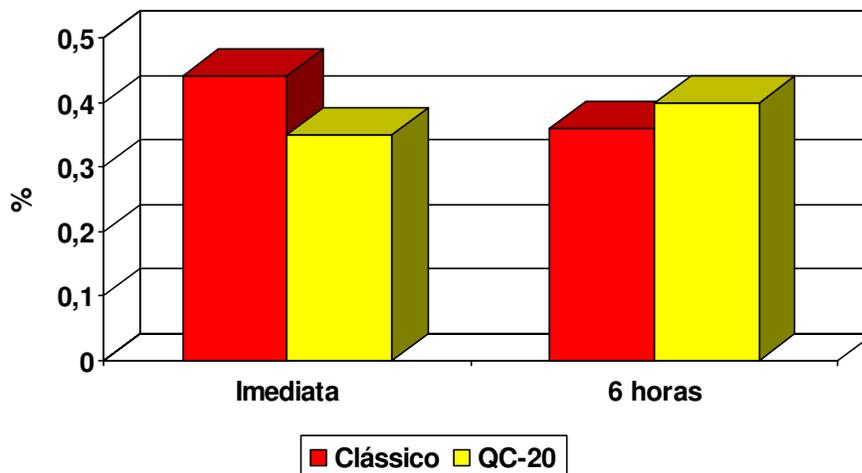


Figura 17 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental em função das resinas e tempo pós-prensagem, independente dos demais fatores.

Considerando a interação dos fatores contensão da mufla e tempo pós-prensagem imediato (Tabela 3 e Figura 18), os valores percentuais médios de deslocamento dental para as distâncias transversais PM-PM e M-M e ântero-posterior IE-ME foram sem diferença estatística significativa entre os dois tipos de resinas. As distâncias transversal I-I e ântero-posterior ID-MD mostraram valores com diferença estatística significativa, com maiores médias percentuais de deslocamento dental para a resina Clássico.

Tabela 3 – Percentual médio do deslocamento dental em função do grampo convencional na pós prensagem imediata.

Resina	Deslocamento dental (%)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Clássico	1,38 (0,43) a	0,37 (0,05) a	0,22 (0,06) a	0,28 (0,12) a	0,46 (0,14) a
QC-20	0,63 (0,26) b	0,23 (0,06) a	0,47 (0,18) a	0,22 (0,04) b	0,33 (0,04) a

Médias seguidas por letras iguais em cada coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

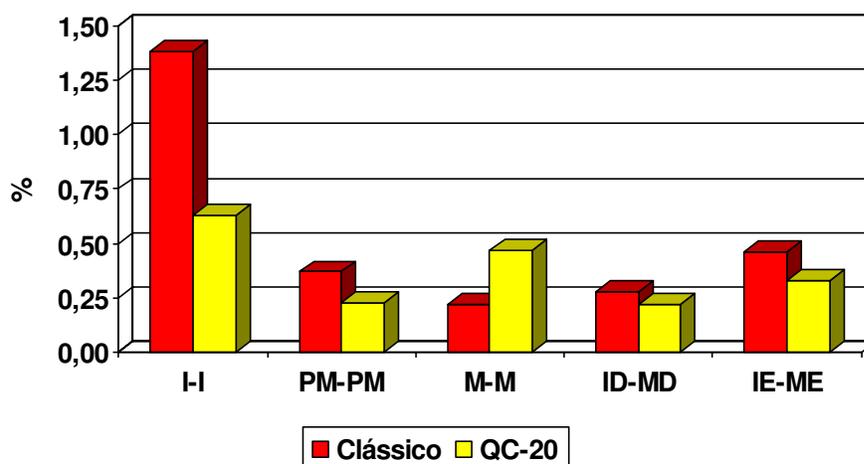


Figura 18 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental em função do grampo convencional na pós-prensagem imediata.

Quando a interação desses fatores foi analisada em relação ao tempo pós-prensagem 6 horas (Tabela 4 e Figura 19), não houve diferença estatística significativa nos valores percentuais médios de deslocamento dental entre as resinas, em todas as distâncias avaliadas.

Tabela 4 – Percentual médio do deslocamento dental em função do grampo convencional na pós-prensagem 6 horas.

Resina	Deslocamento dental (%)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Clássico	0,62(0,20) a	0,21 (0,03) a	0,21 (0,04) a	0,33 (0,06) a	0,36 (0,17) a
QC-20	0,54 (0,21) a	0,32 (0,05) a	0,33 (0,02) a	0,41 (0,14) a	0,34 (0,08) a

Médias seguidas por letras iguais em cada coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

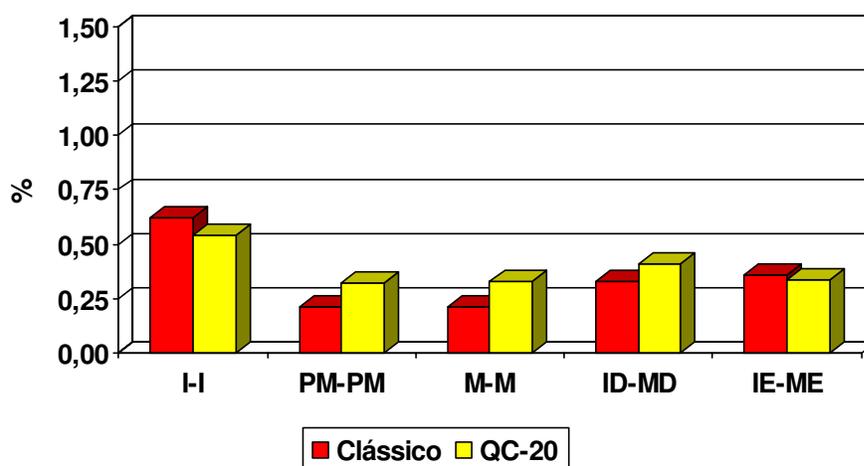


Figura 19 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental em função do grampo convencional na pós-prensagem 6 horas.

A interação dos fatores contensão da mufla-tempo pós-prensagem imediato (Tabela 5 e Figura 20) apresentou valores percentuais médios de deslocamento dental com diferença estatística significativa apenas na distância transversal I-I, com a resina Clássico apresentando o maior valor.

Tabela 5 – Percentual médio do deslocamento dental em função da contensão RS na pós-prensagem imediata.

Resina	Deslocamento dental (%)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Clássico	0,72 (0,37) a	0,33 (0,16) a	0,26 (0,10) a	0,28 (0,08) a	0,13 (0,04) a
QC-20	0,23 (0,12) b	0,26 (0,12) a	0,38 (0,21) a	0,53 (0,24) a	0,25 (0,06) a

Médias seguidas por letras iguais em cada coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

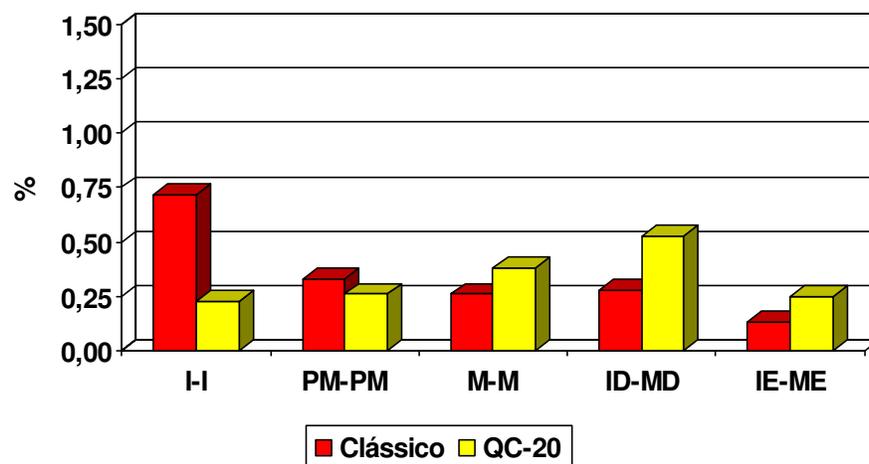


Figura 20 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental em função da contensão RS na pós-prensagem imediata.

Quando a interação contensão RS-tempo pós-prensagem 6 horas (Tabela 6 e Figura 21) foi analisada, os valores percentuais médios de deslocamento dental foram com diferença estatística significativa para as distâncias transversal I-I, com maior valor médio para a resina Clássico, e ântero-posterior IE-ME, com maior valor médio para a resina QC-20.

Tabela 6 – Percentual médio do deslocamento dental em função da contensão RS na pós-prensagem 6 horas.

Resina	Deslocamento dental (%)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Clássico	1,08 (0,32) a	0,25 (0,11) a	0,25 (0,03) a	0,13 (0,04) a	0,14 (0,05) a
QC-20	0,46 (0,05) b	0,42 (0,15) a	0,31 (0,11) a	0,31 (0,06) a	0,53 (0,14) b

Médias seguidas por letras iguais em cada coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

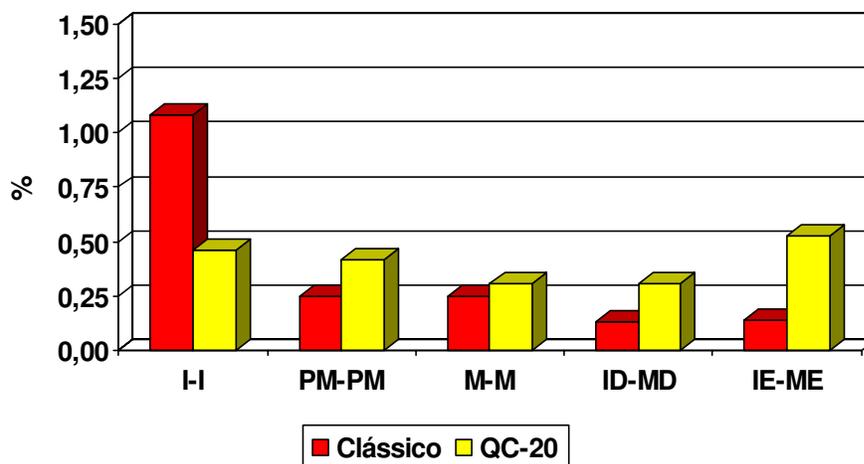


Figura 21 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental em função da contensão RS na pós-prensagem 6 horas.

O percentual médio de deslocamento dental para a resina Clássico (Tabela 7 e Figura 22), em função da interação grampo convencional-tempo pós-prensagem foi com diferença estatística significativa apenas na distância I-I, com maior valor para o tempo imediato.

Tabela 7 – Percentual médio do deslocamento dental para a resina Clássico, em função do grampo convencional e tempo pós-prensagem.

Pós-prensagem	Deslocamento dental (%)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Imediata	1,38 (0,43) a	0,37 (0,05) a	0,22 (0,06) a	0,28 (0,12) a	0,46 (0,14) a
6 horas	0,62 (0,20) b	0,21 (0,03) a	0,21 (0,04) a	0,33 (0,06) a	0,36 (0,17) a

Médias seguidas por letras iguais em cada coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

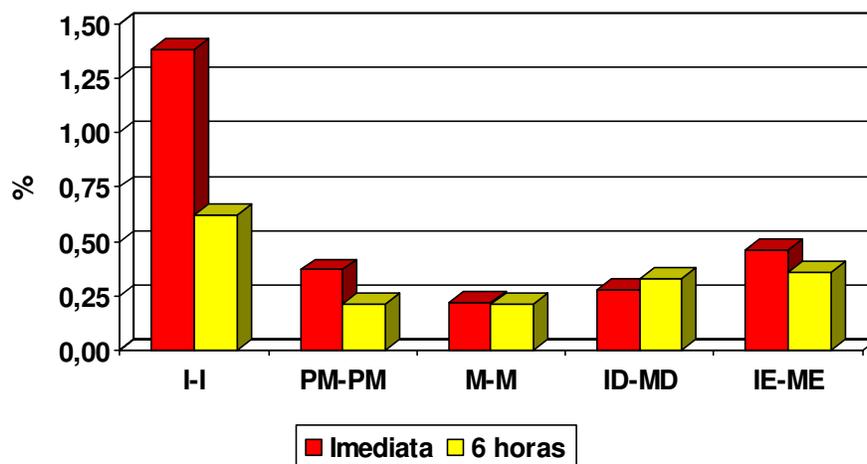


Figura 22 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental para a resina Clássico, em função do grampo convencional e tempo pós-prensagem.

Os percentuais médios de deslocamento dental para a resina QC-20 (Tabela 8 e Figura 23), em função da interação grampo convencional-tempo pós-prensagem foram sem diferença estatística significativa em todas as distâncias.

Tabela 8 – Percentual médio do deslocamento dental para a resina QC-20, em função do grampo convencional e tempo pós-prensagem.

Pós-prensagem	Deslocamento dental (%)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Imediata	0,63 (0,26) a	0,23 (0,06) a	0,47 (0,18) a	0,22 (0,04) a	0,33 (0,04) a
6 horas	0,54 (0,21) a	0,32 (0,05) a	0,33 (0,02) a	0,41 (0,14) a	0,34 (0,08) a

Médias seguidas por letras iguais em cada coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

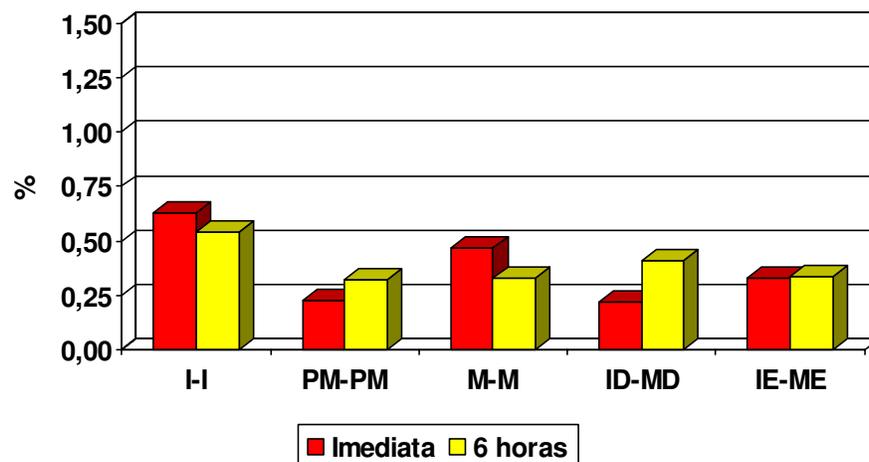


Figura 23 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental para a resina QC-20, em função do grampo convencional e tempo pós-prensagem.

As médias percentuais de deslocamento dental para as resinas Clássico (Tabela 9 e Figura 24) e QC-20 (Tabela 10 e Figura 25), em função da interação contensão RS-tempo pós-prensagem foram sem diferença estatística significativa em todas as distâncias.

Tabela 9 – Percentual médio do deslocamento dental para a resina Clássico, em função da contensão RS e tempo pós-prensagem.

Pós-prensagem	Deslocamento dental (%)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Imediata	0,72 (0,37) a	0,33 (0,16) a	0,26 (0,10) a	0,28 (0,08) a	0,13 (0,04) a
6 horas	1,08 (0,32) a	0,25 (0,11) a	0,25 (0,03) a	0,13 (0,04) a	0,14 (0,05) a

Médias seguidas por letras iguais em cada coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

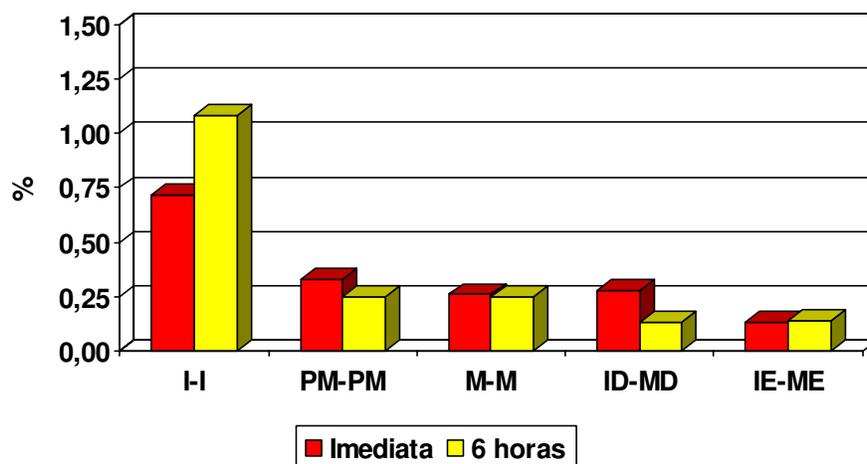


Figura 24 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental para a resina Clássico, em função da contensão RS e tempo pós-prensagem.

Tabela 10 – Percentual médio do deslocamento dental para a resina QC-20, em função da contensão RS e tempo pós-prensagem.

Pós-prensagem	Deslocamento dental (%)				
	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
Imediata	0,26 (0,12) a	0,38 (0,21) a	0,53 (0,24) a	0,25 (0,06) a	0,46 (0,05) a
6 horas	0,46 (0,05) a	0,42 (0,15) a	0,31 (0,11) a	0,31 (0,06) a	0,53 (0,14) a

Médias seguidas por letras iguais em cada coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (5%).

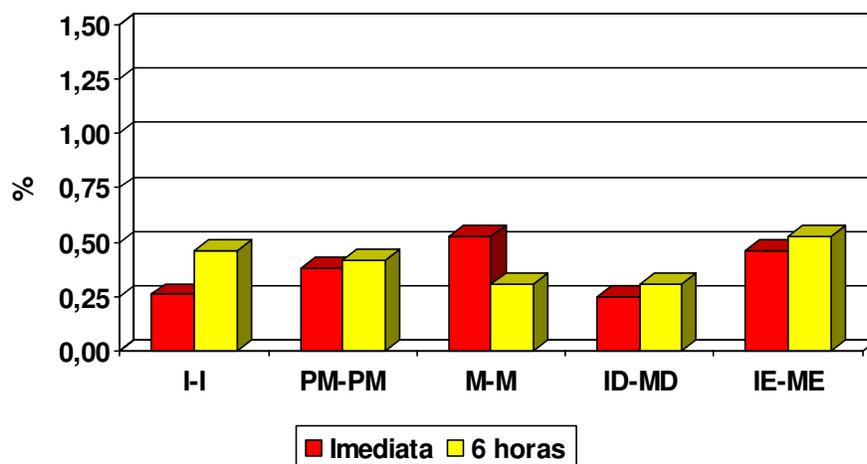


Figura 25 – Representação gráfica do percentual médio do deslocamento dental para a resina QC-20, em função da contensão RS e tempo pós-prensagem.

6- DISCUSSÃO

Apesar dos materiais e técnicas usadas em prótese dental terem evoluído, algumas limitações de ordem técnica e nas propriedades dos materiais odontológicos ainda são evidentes. Durante a confecção de uma prótese total, diversos fatores podem estar relacionados com distorções na base e com o deslocamento dos dentes artificiais (Russi *et al.*, 1996; Costa *et al.*, 2001).

Alguns trabalhos mais recentes ainda procuram investigar a magnitude do deslocamento dos dentes que ocorre em prótese total (Consani *et al.*, 2003; Consani *et al.*, 2006), enquanto outros se preocuparam em verificar a direção e o sentido da movimentação dos dentes durante o processamento das próteses totais (Wesley *et al.*, 1973; Rizzati-Barbosa & Dallari, 1996). O fenômeno do deslocamento dos dentes artificiais continua sendo um fator recorrente, atual e relevante para a clínica, na medida em que pode interferir na estabilidade oclusal, na retenção e na qualidade funcional da prótese em uso (McCartney, 1984; Compagnoni & Nogueira, 1997).

As Tabelas 1 e 2 e Figuras 16 e 17 mostram a interação dos fatores resina-tipo de contensão da mufla e resina-tempo pós-prensagem, independente dos demais fatores. Os valores percentuais da magnitude da movimentação dental quando se considerou as interações resina-contensão da mufla (Tabela 1 e Figura 16) e resina-tempo pós-prensagem (Tabela 2 e Figura 17) foram sem diferença estatística significativa.

A confecção das próteses totais é um procedimento de extrema complexidade, onde uma variedade de fatores pode interagir no sentido de gerar distorções na base e movimentação dos dentes, como: qualidade da resina e quantidade de monômero residual (Skinner, 1951; Consani *et al.*, 2002b); excesso de resina no molde em função da prensagem final (Grunewald *et al.*, 1952); contração térmica e de polimerização da resina (Woelfell, 1977); método de inclusão (Mainieri *et al.*, 1980, Nogueira *et al.*, 1999); diferença entre o coeficiente de expansão térmica da resina e do gesso, e espessura da base (Wolfaardt *et al.*, 1986; Takamata & Sectos, 1989); anatomia do

palato (Abuzar *et al.*, 1995; Arioli-Filho *et al.*, 1999); método de polimerização (Wong *et al.*, 1999; Teraoka & Takahashi, 2000); sorção de água (Braun *et al.*, 2000); método de esfriamento (Kimoto *et al.*, 2005) e expansão do gesso de inclusão (Atkinson & Grant, 1962). Pode-se supor que a atuação conjunta desses fatores ou de algum deles seria responsável pela padronização do deslocamento dental, em condições estatísticas não significativas, quando os demais fatores de estudo não foram considerados.

Contudo, alguns aspectos podem ter reduzido o nível percentual da movimentação dental verificado nas Tabelas 1 e 2 e Figuras 16 e 17. O estudo de Woelfell *et al.* (1965) mostrou que um dos mais importantes fatores que agem na contração da distância molar a molar seria a espessura da base da prótese, a qual controla a rigidez da base, evitando distorções de maior magnitude. Uma base extremamente fina não seria capaz de manter estáveis as dimensões da prótese. Conseqüentemente, a posição dos dentes poderia ser alterada depois da separação da prótese do modelo de gesso (Winkler *et al.*, 1971; Reeson & Jepson, 1999). No presente trabalho, as bases foram confeccionadas com 2mm de espessura média, possivelmente contribuindo para que as alterações dimensionais não fossem de maior magnitude. Entretanto, os resultados de Jamani & Abuzar (1998) mostram ocorrência de maior movimentação dental nas próteses mais espessas, após as fases de enceramento, polimerização, retirada do modelo e acabamento da prótese, com maior distância molar a molar, justificando que esse fato ocorreu devido ao calor envolvido durante a reação de polimerização o qual levaria a prótese mais espessa a alcançar temperaturas mais altas, resultado do maior grau de polimerização, além do fato do modelo-padrão apresentar palato mais profundo.

Por outro lado, Kawara *et al.* (1998) sugeriram que a contração de polimerização poderia ser, em parte, compensada pela expansão térmica da resina que ocorre durante o processamento. O efeito restritivo do molde de gesso também deve ser considerado para diminuir a movimentação dental, tendo em vista que os dentes permanecem fixados no gesso de inclusão no momento em que a resina acrílica induz tensões de polimerização e esfriamento. Assim, com a demuflagem ocorre liberação das tensões induzidas na base de resina acrílica, em função da falta de restrição pelo gesso de inclusão se impondo à contração da resina (Barco *et al.*, 1979).

Com metodologia similar a do presente estudo para analisar a movimentação dental sob influência dos métodos de prensagem e desinclusão, Consani *et al.* (2006) também não observaram deslocamento dental significativo na maioria das distâncias avaliadas. Segundo os autores, o gesso manteria os dentes retidos na base em posição semelhante à inicial estabelecida antes da polimerização. Após a desinclusão, o deslocamento dental foi mínimo e resultou da liberação de tensões residuais remanescentes da contração térmica, ocorrida durante o esfriamento do molde.

O ciclo de polimerização longo em água aquecida tem sido por muito tempo recomendado e considerado convencional devido à menor possibilidade de promover alteração dimensional nas bases de prótese (Stanford & Paffenbarger, 1956). Tal fato tem sido relacionado ao aquecimento longo e lento, sem picos de temperatura. Nos ciclos curtos com altas temperaturas haveria possibilidade de ocorrer polimerização deficiente da resina acrílica, devido ao aquecimento rápido com picos de temperatura que promovem reação de grande exotermia. Além dos fatores tempo e temperatura, adequada pressão na fase de inclusão também pode ter influência significativa na polimerização da resina acrílica (Yau *et al.*, 2002). No entanto, Vallittu *et al.* (1998) afirmaram que o ciclo de 70°C por 540 minutos, proposto por alguns fabricantes, poderia não converter a quantidade total de monômero, sendo este fato uma grande desvantagem do método.

Embora o ciclo curto seja considerado responsável pela maior movimentação dental, no presente trabalho não foi observada diferença estatística significativa no percentual de movimentação dos dentes entre os ciclos de polimerização convencional (resina Clássico) e curto (QC-20), na interação dos fatores resina-tipo de contensão da mufla e resina-tempo pós-prensagem quando analisados individualmente. Neste caso, as contrações de polimerização e térmica da resina acrílica obtida no ciclo curto em água foram inexpressivas ou minimizadas pela ação de outros fatores do processamento, como também alegado anteriormente por Becker *et al.* (1977).

A compreensão desses aspectos pode facilitar o entendimento dos resultados sem diferença estatística significativa apresentados nas Tabelas 1 e 2 e Figuras 16 e 17. Com efeito, a movimentação dos dentes apresentada pelas duas resinas não dependeria apenas do método de polimerização, da técnica de contensão ou do tempo pós-prensagem de maneira isolada, mas seria resultado da interação desses e de outros fatores envolvidos no processamento da prótese total.

Quando o percentual médio de deslocamento dental em função do grampo convencional na pós-prensagem imediata (Tabela 3 e Figura 18) foi analisado, verificou-se movimentação dental com diferença estatística significativa apenas na distância transversal I-I, apresentando a resina Clássico a maior média quando comparada à resina QC-20. Por outro lado, na pós-prensagem 6 horas não houve diferença estatística significativa na movimentação dental em todas as distâncias (Tabela 4 e Figura 19).

Apesar da exceção na distância I-I na prensagem imediata (Tabela 3 e Figura 18), os demais resultados, sem diferença estatística significativa ocorridos na prensagem convencional (Tabelas 3 e 4 e Figuras 18 e 19), ocorreram pelo equilíbrio de fatores que normalmente poderiam alterar o comportamento das tensões induzidas no processamento e posteriormente liberadas na desinclusão da prótese. Segundo Consani (2002), esse equilíbrio de fatores estaria baseado na hipótese que parte das tensões induzidas na prensagem final seria liberada quando a mufla fosse removida da prensa hidráulica de bancada e colocada no grampo de pressão. Devido à menor quantidade residual de tensões induzidas, o montante liberado durante o esfriamento em água não seria suficiente para promover alterações dimensionais significantes no posicionamento dental. Entretanto, outros estudos não mostraram movimentação dental nesta região, quando outras variáveis foram verificadas (Consani, 2002; Consani *et al.*, 2003; Consani *et al.*, 2006). Por outro lado, estudo anterior mostrou que a movimentação dental promoveu alteração vertical com maior intensidade nos dentes posteriores, alterando o relacionamento oclusal (Wesley *et al.*, 1973).

É possível que a diferença estatística significativa na distância I-I entre as resinas acrílicas Clássico e QC-20 possa ter ocorrido por razões técnicas de processamento. Três hipóteses poderiam ser estabelecidas: 1- diferença imperceptível de padronização da montagem dos incisivos. Se o espaço mesial entre eles foi maior, pode ter ocorrido aproximação dos dentes, enquanto a falta de espaço pode ter deslocado os dentes para fora do alinhamento incisal, ambos promovidos pela tensão de contração; 2- ocorreu alteração de posicionamento dos incisivos no sentido ântero-posterior, aumentando a distância transversal; 3- tensão excessiva de polimerização localizada na região dos incisivos promoveu rotação dos dentes, reduzindo a distância I-I.

A diferença estatística significativa na distância I-I em função da contensão RS na pós-prensagem imediata, para a resina Clássico quando comparada com a QC-20 (Tabela 5 e Figura 20) novamente evidencia a complexidade do processamento da prótese total. Tal complexidade também foi relatada por Becker *et al.* (1977) quando verificou que o deslocamento geral dos dentes ocorria sempre em direção à linha mediana, enquanto as bordas da base se deslocavam em direção à linha média e crista do rebordo alveolar, e a porção palatina em direção à crista do rebordo. Estudo anterior demonstrou pequena movimentação de rotação lateral dos molares após a polimerização, comprometendo o grau de inclinação das cúspides no sentido látero-lateral (Rizzatti-Barbosa & Dallari, 1996). Outras pesquisas relataram a existência de maiores alterações no posicionamento dos dentes na distância molar a molar (Winkler *et al.*, 1971; Kimpara & Muench, 1996), enquanto a relação de contato proximal era um fator restritivo à movimentação dental ântero-posterior (Lechner & Thomas, 1994). Esses resultados controversos reforçam a suposição que a alteração dimensional não é uniforme, varia com a espessura da base e depende da região em que a resina se encontra no interior da mufla (Wolfaardt *et al.*, 1986).

Possível explicação para o fato de haver diferença estatística significativa entre as resinas Clássico e QC-20 nas distâncias I-I e IE-ME (Tabelas 5 e 6 e Figuras 20 e 21) seria a complexidade dos fatores envolvidos e anteriormente discutidos. Portanto, não seria prudente considerar isoladamente o aspecto da polimerização, ou seja, ciclo longo ou curto. Provavelmente, a combinação de todas as variáveis envolvidas pode ter promovido desigualdade

na concentração de tensões durante o processamento, gerando alterações significativas entre as resinas. Mudanças no comportamento dimensional podem também ocorrer na cera durante a manipulação, porque são sensíveis à temperatura (Shetty & Udani, 1986). Resultados mostrando que a alteração dimensional da base foi similar entre os diferentes ciclos de polimerização (Becker *et al.*, 1977) justificam mais uma vez a complexidade dos fatores envolvidos nos processamentos da prótese total.

O percentual médio de deslocamento dental para a resina Clássico em função do grampo convencional e tempo pós-prensagem (Tabela 7 e Figura 22) mostra médias estatísticas com diferença significativa na distância I-I, com maior valor para o tempo pós-prensagem imediato quando comparado com o tempo 6 horas. Estudo prévio envolvendo alteração dimensional da base de prótese sob influência do tempo pós-prensagem mostrou diferença estatística significativa entre os tempos imediato e 6 horas quando comparados com os tempos 12 e 24 horas, com os menores valores para os tempos maiores (Consani *et al.*, 2001).

Nessa mesma linha de raciocínio, Corrêa (1996) recomendou que a resina acrílica deveria permanecer repousando por 12 horas antes da polimerização. Ao contrário, Kimpara & Muench (1996) não observaram diferença estatística significativa entre as amostras polimerizadas imediatamente ou após 24 horas da prensagem final. Contudo, é possível supor que a demora após a prensagem para posterior polimerização permitiria melhor acomodamento da resina na mufla, permitindo liberação das tensões induzidas na prensagem e diminuição da quantidade de monômero residual, aspectos também responsáveis por alterações dimensionais da prótese total.

Quando o percentual médio do deslocamento dental com a resina QC-20 foi analisada (Tabela 8 e Figura 23) não houve diferença estatística significativa entre os tempos pós-prensagem com o grampo convencional. Novamente ocorreu equilíbrio dos fatores atuantes no processamento das próteses totais, que comumente deveriam provocar diferentes alterações dimensionais na base e no posicionamento dos dentes. Entretanto, na resina QC-20 houve equilíbrio entre os fatores, resultado de difícil explicação, considerando que não houve magnitude suficiente dos deslocamentos para promover alteração significativa sob influência dos

tempos pós-prensagem, resultado também verificado anteriormente em estudo envolvendo tipos de fixação e métodos de esfriamento das muflas (Consani, 2002).

Os resultados médios percentuais da movimentação dental para as resinas Clássico (Tabela 9 e Figura 24) e QC-20 (Tabela 10 e Figura 25), em função da interação contensão RS-tempo pós-prensagem mostram que não houve diferença estatística significativa em todas as distâncias analisadas. Dentre outros aspectos a ser considerado, a contensão da mufla com o sistema RS não foi influenciada pelo tempo pós-prensagem. A prensagem da mufla com o sistema RS provavelmente padronizou as movimentações dentais, atuando de maneira semelhante ao estudo desenvolvido por Consani (2002) quando estudou a influência da relação dispositivo RS-método de esfriamento da mufla, e talvez evitando alterações adicionais durante a prensagem convencional (Russi *et al.*, 1996). Os resultados do presente estudo estão de acordo com pesquisa prévia que demonstrou que a utilização do sistema RS foi capaz de reduzir a liberação de tensões pela manutenção do fechamento da mufla, promovendo menor distorção da base na zona de selado posterior da prótese (Consani *et al.*, 2004). Conseqüentemente, se a base da prótese apresenta menor alteração, os dentes tendem a manter um posicionamento mais próximo ao do obtido antes do processamento da prótese.

Como o objetivo deste estudo não foi determinar a direção e o sentido do deslocamento dental, o enfoque principal se manteve em determinar *in vitro* a magnitude percentual da alteração das distâncias entre dentes de acordo com os tipos de resina, métodos de contensão da mufla e tempo pós-prensagem. De acordo com a literatura (Rissatti-Barbosa & Dallari, 1996; Compagnoni & Nogueira, 1997), a maioria das alterações verificadas no posicionamento dos dentes seriam passíveis de correção por meio de procedimentos de remontagem em articulador e de ajustes clínicos. Contudo a análise dos resultados, discussão e confronto com os dados encontrados na literatura estimulam o estudo de novas pesquisas, visando outras variáveis que possam permitir melhor entendimento do complexo sistema envolvendo o deslocamento dental em prótese total.

7- CONCLUSÃO

Considerando a metodologia adotada neste estudo *in vitro* e de acordo com a análise e discussão dos resultados, as seguintes conclusões podem ser delineadas:

1- As interações resina-tipo de contensão de mufla e resina-tempo pós-prensagem, independente dos demais fatores não mostraram diferença estatística significativa no percentual médio de movimentação dental;

2- Houve diferença estatística significativa na distância I-I para o grampo convencional na pós-prensagem imediata, com maior valor para a resina Clássico. Na pós-prensagem 6 horas não houve diferença estatística significativa entre as resinas;

3- Houve diferença estatística significativa na distância I-I para a contensão RS na pós-prensagem imediata, com maior valor para a resina Clássico. Na pós-prensagem 6 horas, as distâncias I-I e IE-ME foram com diferença estatística significativa, sendo maior para a resina Clássico na distância I-I e menor na distância IE-ME;

4- Somente a distância I-I apresentou diferença estatística significativa entre o tempo pós-prensagem quando a resina Clássico foi considerada em função do grampo convencional, sendo o maior valor no tempo imediato;

5- O percentual médio de deslocamento dental entre o tempo pós-prensagem foi sem diferença estatística significativa, quando as resinas Clássico e QC-20 foram consideradas em função da contensão RS.

REFERÊNCIAS*

Abuzar MAM, Jamani K, Abuzar M. Tooth movement during processing of complete dentures and its relation to palatal form. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(5): 445-49.

Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials.* 11.ed. Philadelphia: WB Saunders; 2003.

Arioli-Filho JN, Domitti SS, Consani S, Mollo Jr FA. A importância da geometria do palato na adaptação de próteses totais superiores. *Rev Fac Odontol Univ Passo Fundo* 1999; 4(1): 45-48.

Atkinson HF, Grant AA. An investigation into tooth movement during the packing and polymerizing of acrylic resin denture base materials. *Aus Dent J.* 1962; 7(2):101-108.

Barco MT, Moore BK, Swartz ML, Boone ME, Dykema RW, Phillips RW.. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures – An in vitro and in vivo study. *J Prosthet Dent* 1979; 42(1): 17-22.

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

Becker CM, Smith DE, Nicholls JI. The comparison of denture-base processing techniques: part II. Dimensional changes due to processing. *J Prosthet Dent.* 1977; 37:450-459.

Braun KO, Rodrigues Garcia RCM, Rizzatti-Barbosa CM, Del Bel Cury AA. Alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas. *Pesqui Odontol Bras.* 2000; 14(3):278-282.

*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Compagnoni MA, Nogueira SS. Análise computadorizada das próteses totais. RGO. 1997; 45(1): 32-34.

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):112-118.

Consani RLX. Movimentação linear de dentes em prótese total superior sob influência dos tipos de prensagem e desinclusão [tese]. Piracicaba: UNICAMP/ FOP; 2002.

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. 2002a; 88(3): 285-289.

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

Consani RLX, Mesquita MF, Sinhoreti MAC, Consani S. Influence of the deflasking delay time on the displacements of maxillary denture teeth. J Appl Oral Sci. 2003; 11(4): 332-336.

Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Consani S. Effect of packing types on the dimensional accuracy of denture base resin cured by the conventional cycle in relation to post-pressing times. Braz Dent J. 2004; 15(1): 63-67.

Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Consani S. Influence of flask closure and flask cooling methods on tooth movement in maxillary dentures. J Prosthodont 2006; 15(4): 229-234.

Corrêa GA. Prótese total híbrida. São Paulo: Santos Livraria Editora; 1996.

Costa SC, Marques SML, Alves BP, Carvalho MCFS. Comparação de alterações do posicionamento dentário, observado em próteses totais, utilizando-se três técnicas de prensagem. *Arquiv Odontol.* 2001; 37(1): 61-68.

Craig RG, Powers JM. *Materiais dentários restauradores*. 11 ed. São Paulo: Santos Livraria Editora; 2004.

Domitti SS. *Sistematização do ensino integrado da prótese total*. São Paulo: Santos; 1990.

Goiato MC, Rahal JS, Gennari Filho H, Fajardo RS, Gonçalves WA. Avaliação da alteração dimensional e porosidades em resinas acrílicas entre métodos de polimerização convencional e por microondas. *Rev Fac Odontol Porto Alegre.* 2000; 42(2): 37-40.

Gomes T, Mori M, Corrêa GA. *Atlas de caracterização em prótese total e prótese parcial removível*. São Paulo: Santos Livraria Editora; 1998.

Grunewald AH, Paffenbarger GC, Dickson G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. *J Am Dent Assoc.* 1952; 44: 269-284.

Ivanhoe JR, Cibirka RM, Parr GH. Treating the modern complete denture patient: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(6): 631-635.

Jamani KD, Abuzar MAM. Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 725-729.

Kawara M, Komiyama O, Kimoto S, Kobayashi N, 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): 1446-1453.

Kimoto S, Kobayashi N, Kobayashi K, Kawara M. Effect of bench cooling on the dimensional accuracy of heat-cured acrylic denture base material. *J Dent* 2005; 33: 57-63.

Kimpara ET, Muench A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. *RPG*. 1996; 3(2):110-114.

Lang BR. Complete denture occlusion. *Dent Clin of North Am*. 2004; 48(3): 641– 665.

Larkin JD. Tooth contacts in denture occlusion: centric and excentric. *Dent Clin North Am*.1971; 15(4): 861-874.

Lechner SK, Thomas GA. Changes caused by processing complete mandibular dentures. *J Prosthet Dent*. 1994; 72(6): 603-613.

Leinfelder KF, Lemons JE. *Clínica restauradora – Materiais e Técnicas*. 1 ed. São Paulo: Santos Livraria Editora; 1989.

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): 368-373.

McCartney JW. Flange adaptation discrepancy, palatal base distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent*. 1984; 52(4): 545-553.

Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos*. 2 ed. São Paulo: Santos Livraria Editora; 2000.

Nimmo A, Kratochvil FJ. Balancing ramps in nonanatomic complete denture occlusion. *J Prosthet Dent*. 1985; 53(3): 431– 433.

Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. Comparison of accuracy between compression – and injection-molded complete dentures. *J Prosthet Dent*. 1999; 82(3): 291-300.

Ortman HR. Complete denture occlusion. *Dent Clin North Am*. 1977;21(2): 299-320.

Parvizi A, Lindquist T, Schneider R, Williamson D, Boyer D, Dawson DV. Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. *J Prosthodont*. 2004; 13(2): 83-89.

Pomilio A, Campos JrWM, Tedesco AC. Alterações dimensionais da prótese total. *RGO*. 1996; 44(2): 77-79.

Reeson MG, Jepson NJA. Achieving an even thickness in heat-polymerized acrylic resin denture bases for complete dentures. *J Prosthet Dent* 1999; 82(3): 359-361.

Rizzatti-Babosa CM, Dallari A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. *RGO*. 1996; 44(2): 83-86.

Russi S, Lombardo JG, Nogueira SS, Mollo JrFA. Dimensão vertical de bases de dentaduras completas. *RGO*. 1996; 44(2):99-101.

Shetty NS, Udani TM. Movement of artificial teeth in waxed trial dentures. *J Prosthet Dent*. 1986; 56(5): 644-648.

Skinner EW. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. *J Prosthet Dent*. 1951; 21 (1):161-167.

Spiekermann H. *Implantology*. 1ed. Stuttgart-New York: Thieme Medical Publishers;1995.

Stanford JW, Paffenbarger GC. Processing denture base resins: heat-cure type. *J Am Dent Assoc* 1956; 53(7): 72-73.

Swenson MC. *Dentaduras Completas*. 2 ed. México: UTEHA; 1955.

Takamata T, Sectos JC. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthodont*.1989; 2(6): 555-562.

Telles D, Hottwrg H, Castelucci L. *Prótese Total. Convencional e Sobre Implantes*. 2ed. São Paulo: Santos Livraria Editora; 2004.

Teraoka F, Takahashi J. Controlled polymerization system for fabricating precise dentures. *J Prosthet Dent*. 2000; 83(5):514-520.

Thompson MJ. Masticatory efficiency as related to cusp form in denture prosthesis. *J Am Dent Assoc*. 1937; 24: 207-219.

Turano JC, Turano LM. *Fundamentos de prótese total*. 3ed. Rio de Janeiro: Quintessence, 1993.

Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci*. 1998; 106: 588-593.

Yau WFE, Cheng YY, Clark RKF, Chow TW. Pressure and temperature changes in heat-cured acrylic resin during processing. *Dent Mater*. 2002; 18: 622-629.

Wesley RC, Henderson D, Frazier QZ, Rayson JH, Ellinger CW, Lutes MR, Rahn AO, Haley JV. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. *J Prosthet Dent*.1973; 29(1):46-53.

Winkler S, Ortman HR, Morris HF, Plezia RA. Processing changes in complete dentures constructed from pour resins. J Am Dent Assoc 1971; 82(1): 349-353.

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(5): 1170-1188.

Woelfel JB. Processing complete denture. Dent Clin. 1977; 21(2): 329-338.

Wolfaardt J, Cleaton-Jones P, Fatti P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly(methyl methacrylate). J Prosthet Dent. 1986; 55(4): 518-525.

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; 81(3): 300-304.

APÊNDICE

1. Valores originais da mensuração das distâncias entre dentes antes e após a polimerização

GRUPO 1 - Prensagem final da resina Clássico, fixação da mufla metálica em grampo convencional e início imediato da polimerização, em ciclo de água a 74°C por 9 horas.

Antes

Após

Modelo	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
1	7,603	37,274	50,520	41,014	40,417	7,846	37,092	50,296	40,969	40,014
2	7,667	38,709	51,664	41,830	40,827	7,626	38,508	51,547	41,770	40,751
3	7,569	38,274	52,077	41,975	41,371	7,489	38,373	52,014	41,889	41,220
4	7,387	39,642	52,091	41,565	40,944	7,349	39,508	52,122	41,486	40,717
5	7,945	37,974	50,701	41,765	39,958	7,702	37,872	50,551	42,089	40,056

GRUPO 2 - Prensagem final da resina Clássico, fixação da mufla metálica em grampo convencional e início após 6 horas da polimerização, em ciclo de água a 74°C por 9 horas.

Modelo	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
6	7,558	38,086	51,033	42,482	40,714	7,411	37,984	50,936	42,251	40,726
7	7,895	38,824	50,524	41,105	39,997	7,846	38,957	50,427	40,924	39,834
8	7,830	39,253	52,832	41,729	40,599	7,840	39,322	52,695	41,623	40,484
9	7,346	39,112	51,962	41,999	41,646	7,401	39,033	51,929	42,077	41,218
10	7,895	39,963	51,667	41,667	40,672	7,920	40,007	51,483	41,775	40,712

GRUPO 3 - Prensagem final da resina Clássico, fixação da mufla metálica no sistema RS e início imediato da polimerização, em ciclo de água a 74°C por 9 horas.

Modelo	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
11	7,042	39,255	51,713	42,250	41,524	7,020	39,343	51,703	42,178	41,407
12	7,014	38,261	51,408	41,959	40,579	6,991	38,245	51,349	41,828	40,513
13	7,841	39,899	51,871	41,865	40,810	7,828	39,783	51,551	42,084	40,754
14	7,563	39,469	51,858	41,790	40,499	7,610	39,090	51,724	41,806	40,503
15	7,346	37,812	50,645	41,928	40,146	7,655	37,744	50,493	41,768	40,110

GRUPO 4- Prensagem final da resina Clássico, fixação da mufla metálica no sistema RS e início após 6 horas da polimerização, em ciclo de água a 74°C por 9 horas.

Modelo	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
16	7,161	38,428	50,904	42,058	40,393	7,073	38,392	50,753	42,016	40,298
17	7,402	37,873	51,368	41,357	41,362	7,369	37,845	51,287	41,331	41,351
18	7,375	39,206	51,060	41,405	41,032	7,539	39,128	50,870	41,297	41,043
19	7,181	38,611	50,851	40,248	41,092	7,215	38,886	50,742	40,167	40,982
20	7,554	38,546	51,461	41,178	40,008	7,633	38,460	51,338	41,155	39,936

GRUPO 5- Prensagem final da resina QC-20, fixação da mufla metálica em grampo convencional e início imediato da polimerização em água em ebulição por 20 minutos.

Modelo	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
21	8,063	38,023	51,124	41,135	40,805	8,032	37,954	50,956	41,039	40,729
22	7,417	39,065	50,966	40,902	40,704	7,291	38,937	50,797	40,863	40,520
33	7,580	38,507	50,362	40,926	40,472	7,607	38,422	50,959	40,845	40,318
24	7,594	39,473	51,517	41,529	40,656	7,565	39,450	51,419	41,445	40,535
25	6,990	38,380	50,596	41,442	40,564	7,063	38,222	50,428	41,286	40,411

GRUPO 6- Prensagem final da resina QC-20, fixação da mufla metálica em grampo convencional e início após 6 horas da polimerização em água em ebulição por 20 minutos.

Modelo	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
26	7,663	38,847	50,043	41,047	39,975	7,650	38,784	49,845	41,001	39,823
27	7,279	37,985	51,354	41,186	40,832	7,249	37,855	51,178	41,069	40,736
28	7,670	39,737	51,480	41,430	41,209	7,686	39,540	51,327	41,233	40,972
29	7,695	38,314	50,973	40,710	40,831	7,593	38,429	50,834	41,088	40,645
30	7,020	38,288	51,406	41,299	40,771	6,976	38,162	51,226	41,187	40,733

GRUPO 7- Prensagem final da resina QC-20, fixação da mufla metálica no sistema RS e início imediato da polimerização, em água em ebulição por 20 minutos.

Modelo	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
31	6,814	38,149	51,180	41,321	40,568	6,815	38,011	51,095	41,127	40,449
32	7,703	38,710	51,139	41,753	40,696	7,688	38,986	51,090	41,648	40,556
33	7,766	38,659	51,416	41,733	40,587	7,761	38,693	50,770	41,112	40,447
34	7,580	39,043	51,872	41,560	41,136	7,596	39,008	51,952	41,468	41,141
35	7,515	38,144	50,678	41,169	41,320	7,463	38,182	50,537	41,076	41,195

GRUPO 8 - Prensagem final da resina QC-20, fixação da mufla metálica no sistema RS e início da polimerização após 6 horas da prensagem final, em água em ebulição por 20 minutos.

Modelo	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME	I-I	PM-PM	M-M	ID-MD	IE-ME
36	7,212	38,740	51,063	41,139	40,334	7,168	38,600	50,798	41,012	40,566
37	7,313	38,195	50,967	41,812	40,772	7,064	37,806	50,626	41,669	40,533
38	7,317	39,406	50,995	41,463	40,582	7,695	39,470	51,064	41,672	40,604
39	7,960	38,964	51,563	41,705	40,805	7,904	38,810	51,509	41,672	40,603
40	7,402	39,630	52,061	41,393	41,610	7,521	39,560	51,981	41,250	41,205