



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Michelle Cristina Lopes

Cirurgiã-Dentista

**EFEITO DO CONTEÚDO DE MONÔMERO NA
PROPORÇÃO MONÔMERO-POLÍMERO NO
DESLOCAMENTO DENTAL EM PRÓTESE TOTAL
SUPERIOR**

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

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Piracicaba

2009

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

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

L881e	Lopes, Michelle Cristina. Efeito do conteúdo de monômero na proporção monômero-polímero no deslocamento dental em prótese total superior. / Michelle Cristina Lopes. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009. Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Movimentação dentária. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)
-------	--

Título em Inglês: Effect of monomer content in the monomer-polymer proportion on complete denture teeth displacement

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Tooth movement

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Rafael Leonardo Xediek Consani, Manoel Gomez Tróia Júnior, Marcelo Ferraz Mesquita

Data da Defesa: 14-10-2009

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 Outubro de 2009, considerou a candidata MICHELLE CRISTINA LOPES aprovada.

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

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Manoel G. Tróia Jr.".

Prof. Dr. MANOEL GOMES TRÓIA JÚNIOR

A large, stylized handwritten signature in black ink, appearing to read "Marcelo F. Mesquita".

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

Dedico este trabalho:

Aos meus pais, Marlene de C. B. Lopes e José Henrique Lopes, pelo apoio e incentivo tanto nos momentos alegres como nos mais difíceis.

Ao meu irmão Bruno Henrique Lopes que me deu forças durante esta trajetória.

Agradecimento Especial

A Deus, que olhou através de mim e fez meus sonhos se tornarem concretos, tamanho presente nunca poderá ser retribuído da forma merecida; porém, na minha simplicidade lhe darei o meu amor e minha eterna gratidão.

Aos meus pais, pelo amor, incentivo, força e compreensão em todos esses anos. Vocês não apenas acreditaram em mim, como também souberam entender os momentos em que não sabia que caminho escolher. Vocês são muito importantes para mim. Nunca esquecerei o quanto vocês se dedicaram, amo vocês!

Ao Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, Adjunto da área Prótese Total do Departamento de Prótese e Periodontia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, cuja orientação sempre segura e prestativa em todos os momentos tornou realidade este trabalho de dissertação, possibilitando-me a conclusão desta importante etapa acadêmica para a minha carreira profissional.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, representada pelo Diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto e pelo Diretor Associado Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim, pela oportunidade de realizar o Curso no Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontologia – Área Prótese Dental.

Ao Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior, Coordenador Geral de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.

À Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – Área Prótese Dental, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela atenção e presteza dispensadas.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – Área Prótese Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pelos ensinamentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela oportunidade do uso do laboratório de Materiais Dentários.

Ao Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela presteza na elaboração da análise estatística.

Às secretárias Eliete, Mônica, Shirley e Suelen, e ao técnico Eduardo pela ajuda e boa convivência durante o curso de pós-graduação.

À Faculdade de Odontologia do Centro Universitário Hermínio Ometto, UNIARARAS, onde me graduei e tive toda infra-estrutura para a realização desta pesquisa.

Aos Professores e funcionários da Faculdade de Odontologia do Centro Universitário Hermínio Ometto, UNIARARAS, pela relevante contribuição e, em especial, ao Prof. Auxiliar Danilo Carlos Ribeiro, responsável pelo Laboratório de Parasitologia e Química da UNIARARAS.

À Indústria de Artigos Odontológicos VIPI, pelo pronto atendimento e doação dos dentes artificiais, resinas acrílicas, isolantes e silicone.

Ao Sr. Everton Russo, pelo auxílio na versão para a língua inglesa do texto do artigo.

Aos colegas de turma do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – Área Prótese Dental, que junto lutamos pelo ideal desta conquista.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização desta dissertação de mestrado.

“Valeu a pena? Tudo vale a pena
Se a alma não é pequena.
Quem quer passar além do Bojador
Tem que passar além da dor.
Deus ao mar o perigo e abysmo deu,
Mas nelle é que espelhou o céu”

Fernando Pessoa

O propósito neste estudo foi verificar a movimentação linear de dentes em prótese total superior confeccionada em resina acrílica, com conteúdo de monômero na proporção monômero-polímero indicado pelo fabricante, com 25% de excesso e com 25% a menos, nas técnicas de polimerização convencional e por microondas. Foram confeccionados 30 modelos em gesso pedra tipo III, a partir de um molde de silicone, representando uma arcada maxilar desdentada com rebordo normal. As bases de prova foram confeccionadas com espessura de $\pm 2,5\text{mm}$ e os planos de orientação em cera, com 1cm de altura posterior e 2 cm de altura anterior. O modelo de gesso com o plano de orientação em cera foi fixado no ramo superior do articulador semi-ajustável, com distância intercondilar média, ângulo de Bennet em 15 graus e guia condilar em 30 graus. Em seguida, um modelo de arcada mandibular dentada foi posicionado sobre o plano de cera do modelo superior e fixado na haste inferior do articulador, posicionando o pino incisal em zero. Depois da montagem dos dentes artificiais, o modelo da prótese foi removido do articulador e moldado com silicone. Os dentes foram colocados no molde e sobre eles foi vertida cera rosa liquefeita, até o completo preenchimento do molde. Antes da solidificação da cera, o modelo de gesso foi adaptado no molde e mantido em posição até o completo esfriamento da cera, quando o conjunto modelo de gesso-base de prova com dentes artificiais foi removido do molde. Foram confeccionados pontos referenciais sobre a região mediana da borda incisal dos incisivos centrais, cúspide vestibular dos primeiros pré-molares e cúspide disto-vestibular dos segundos molares, por meio de perfurações para fixação de segmentos de alfinetes metálicos com adesivo instantâneo à base de cianoacrilato. As mensurações foram realizadas nas distâncias transversais entre: incisivos centrais; primeiros pré-molares; e segundos molares, e ântero-posteriores entre: incisivo central direito e molar direito; incisivo central esquerdo e molar esquerdo, com microscópio comparador linear antes da inclusão e depois do acabamento das próteses. Nos grupos com proporção recomendada pelos fabricantes, as próteses foram prensadas convencionalmente. Nos demais grupos, os mesmos procedimentos foram adotados, com exceção da proporção

de monômero que foi de 25% a mais ou 25% a menos. Os dados de deslocamento dental foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). Não houve diferença estatística entre os grupos com quantidade de monômero recomendada pelo fabricante (grupo controle) e os demais grupos tanto na polimerização convencional como por microondas. A alteração na quantidade de monômero para mais ou para menos em relação à proporção monômero-polímero não influenciou a movimentação dental linear nos sentidos transversal e ântero-posterior.

Palavras chaves: movimentação dental, proporção monômero-polímero, tipos de resina, prótese total.

The purpose of the study was to verify the linear displacement of the teeth in complete upper denture made with acrylic resin, with monomer content indicated by the manufacturer, with 25% in excess and 25% less, in the conventional and microwaves polymerization techniques. Thirty casts were made with type III stone plaster, based on silicone mould, representing an edentulous maxillary arch with normal edge. The wax baseplates were manufactured in a ± 2.5 mm thickness and the wax rims with 10 mm of posterior height and 20 mm of anterior height. The stone cast related with the wax rim was fixed at the top stem of semi-adjustable articulator, adjusting the intercondylar distance in Medium, the angle of Bennet in 15 degrees and the condylar guidance in 30 degrees. A mandibular arch with teeth was placed on the wax rim and fixed on the bottom shaft of the articulator, positioning the incisal pin to zero. After mounting the artificial teeth, the denture was removed from the articulator and impressed with silicone. The teeth were placed in the impression mold and over them it was poured a liquid wax, until the mold filling was completed. Before solidification of the wax, the stone cast mold was adapted in the impression and kept in position until the wax setting. After wax setting, the stone cast-denture with artificial teeth set was removed from the silicone impression. Reference points were fixed over the median region of the incisal edge of central incisors, buccal cusp of the first premolar and distal-buccal cusp of the second molars in drill holes performed for fixation of the metal pin segments with instantaneous adhesive based on cyanoacrylate. The measurements were made in the transverse distances among: central incisors; first premolar; second molar, and anteroposterior among: central right incisor and right molar; central left incisor and left molar, with a linear comparator microscope before and after denture procedure. In the groups with monomer content recommended by the manufacturer, the dentures were conventionally pressed. In the other groups, the same procedures were adopted, with exception of the monomer content that was 25% in excess or 25% less. The

dental displacement data were submitted to ANOVA and Tukey's test (5%). There was no statistically significant difference among the groups with the monomer content recommended by the manufacturer and other groups, in both conventional and microwaved activations. To change the content of monomer to more or less in relation to monomer-polymer proportion did not influence the linear displacement of the teeth in transverse or anteroposterior directions.

Key words: dental displacement, monomer-polymer proportion, resin types, complete denture

Introdução Geral	1
Capítulo 1: Effect of monomer content in the monomer-polymer proportion on complete denture teeth displacement	3
Considerações Gerais	27
Conclusão	32
Referências	33
Anexos	39

O conceito de Odontologia protética vem sofrendo modificações profundas ao longo do tempo, objetivando melhorar as condições estéticas e funcionais da prótese total.

Por muitos anos, as bases da prótese total eram confeccionadas com borracha vulcanizada, conhecida como vulcanite. Apesar do material apresentar algumas propriedades físicas e mecânicas consideradas clinicamente satisfatórias, não possuía estética agradável ao paciente (Spencer & Garieff, 1949).

Com o avançar dos anos, a base de borracha vulcanizada foi substituída pela poliamida que, por sua vez, em 1937, foi substituída pela resina acrílica (Craig, 1996), a qual continua sendo utilizada até os dias atuais na confecção de bases de prótese.

O uso da resina acrílica na confecção de bases de prótese alcança 100% (Craig, 1996), principalmente por apresentar inúmeras vantagens, como: facilidade no processamento, baixo custo, comportamento dimensional estável no ambiente bucal, resistência adequada aos esforços mastigatórios, durabilidade, solubilidade desprezível e baixa sorção de fluidos bucais. Além dessas propriedades, apresenta características estéticas satisfatórias, estabilidade de cor e possibilidade de pigmentação e caracterização (Spencer & Garieff, 1949; Winkler, 1984; Katsikas *et al.*, 1994; Van Noort, 1995).

Apesar dessas vantagens, algumas desvantagens são apresentadas pelo material, como: contração de polimerização (Anusavice, 2003), distorção e desajuste das bases de prótese influenciada pelos operadores (Consani *et al.*, 2000).

Algumas alterações no desempenho clínico da prótese podem ocorrer devido aos fatores negativos envolvidos, dentre eles a modificação no posicionamento dos dentes artificiais durante e/ou após a prensagem, alterando a relação estabelecida na cera e causando mudança na dimensão vertical de oclusão, estabelecida antes do processamento (Paffenbarger *et al.*, 1965; Garfunkel, 1983; Abuzar *et al.*, 1995). Essas alterações ocorrem comumente no posicionamento dos dentes posteriores e, de acordo com Chen *et al.* (1988), quando pequenas, podem ser parcialmente compensadas com o ajuste oclusal clínico.

A posição dos dentes pode também ser alterada devido à expansão de presa do gesso de inclusão do modelo. Segundo Perlowski (1953), o deslocamento dos dentes poderia ser reduzido se a inclusão fosse realizada com gesso comum, pois a associação da expansão de presa com a técnica de inclusão apropriada poderia contribuir para reduzir a alteração causada pela contração de polimerização da resina acrílica.

O avanço da tecnologia industrial permitiu que novos conceitos surgissem melhorando o entendimento das características da resina acrílica, dentre eles, as técnicas de polimerização. Para realização deste procedimento laboratorial existem diversos meios de ativação da polimerização, como água aquecida, energia de microondas, substâncias químicas ou luz visível (Takamata & Setcos, 1989).

Em 1968, Nishii descreveu um método utilizando a energia de microondas para a polimerização da resina acrílica, propondo reduzir o tempo de polimerização e prevenir a formação de porosidades. Essa técnica possibilitou que o trabalho laboratorial ficasse mais fácil e rápido (Levin *et al.*, 1989), em relação ao método tradicional com muflas metálicas imersas em água aquecida, para converter monômero em polímero (Takamata & Setcos, 1989).

O monômero não convertido pode atingir a mucosa durante a utilização da prótese pelo paciente e causar reações alérgicas (Fischer, 1956). Além disso, os altos níveis de monômero na proporção monômero-polímero são responsáveis por alterações nas propriedades mecânicas das resinas acrílicas, ocasionando diminuição do desempenho clínico desse material (Douglas & Bates, 1978; Austin & Basker, 1980; Austin & Basker, 1982; Huggett *et al.*, 1984; Harrison & Huggett, 1992; Vallittu *et al.*, 1995; Bartoloni *et al.*, 2000).

Com base nessas considerações, seria oportuno verificar a influência da quantidade de monômero existente na proporção monômero-polímero, na movimentação linear dos dentes em prótese total confeccionada com resina acrílica convencional ou por energia de microondas.

EFFECT OF MONOMER CONTENT IN THE MONOMER- POLYMER PROPORTION ON COMPLETE DENTURE TEETH DISPLACEMENT

The purpose of the study was to verify the linear displacement of the teeth in complete upper denture made with acrylic resin, with monomer content indicated by the manufacturer, with 25% in excess or 25% less, in the conventional and microwaved polymerization techniques. Thirty casts representing an edentulous maxillary arch with normal edge were made. The wax baseplates and wax planes were made according to traditional method. This set was assembled in semi-adjustable articulator with a lower toothed stone cast. After the assembly of the artificial teeth, the denture cast was molded with silicone, which was used to obtain other dentures. Referential points were made on the artificial teeth for measurements with linear optical microscope before denture procedure and after the denture deflasking. The dentures were conventionally packed, changing the monomer content according to the protocol for the monomer-polymer proportion. Tooth displacement data were submitted to ANOVA and Tukey test (5%). There were no statistically significant difference among the groups with monomer content recommended by the manufacturer and groups with 25% more and 25% less monomer, in both conventional and microwaved polymerizations. The changing of the monomer content for more or less in the monomer-polymer proportion did not influence the linear teeth displacement in transverse and anteroposterior distances. Conventional or microwaved polymerization cycles did not change the linear teeth distances.

Key Words: teeth displacement, monomer-polymer proportion, resin types, complete denture.

INTRODUCTION

The dental market offers several materials that can be applied in restorative procedures. However, the acrylic resin is still the only material used in the construction of complete dentures, mainly by presenting several advantages, like ease of processing, low cost, a stable dimensional behavior in oral environment, an adequate resistance against masticating efforts, durability, solubility and negligible oral fluids sorption.

Besides these properties, it also provides satisfactory aesthetic characteristics, color stability and possibility of pigmentation and characterization. Despite these advantages, some disadvantages are presented by the material, as polymerization contraction, distortion, and dentures bases mismatch influenced by the commercial types of acrylic resins (1).

Some changes in the clinical performance of the denture may occur due to negative factors previous mentioned, as the modification in the positioning of artificial teeth during and/or after the resin polymerization, changing the relationship established in the wax and causing alterations in the vertical dimension of occlusion, made before denture processing (2,3). These changes commonly occur after the procedure and deflasking of the denture, which when small can be partially compensated with the clinical occlusal adjustment (4).

The position of the teeth can also be changed during the plaster set expansion used in the inclusion of the denture. Teeth displacement could be decreased when the denture

inclusion was performed with plaster; because the plaster set expansion could compensate partially the change caused by the polymerization contraction of the acrylic resin (5).

Another factor that can cause dimensional change in the acrylic resin is the monomer-polymer proportion. Proportions with lower polymer content can promote a dry mixture due to lack of monomer, resulting in a material mass with disabilities to convert monomer into polymer. On the other hand, the excess content of monomer may produce a higher contraction due to excessive polymerization level (6), and consequently loss of retention quality and denture stability in oral use.

Considering the possible dimensional changes caused by the alteration of the monomer-polymer proportion recommended by the manufacturer, the purpose in this study was to verify whether the excess or lack of monomer could influence on the linear displacement of the teeth in complete denture performed by the conventional and microwave energy techniques. The hypothesis of the work would be that different content of monomer in the monomer-polymer proportion may influence the linear movement of teeth in complete upper dentures.

MATERIAL AND METHODS

To perform this work, thermo-polymerized acrylic resins (VIPI Dental Products Co., Pirassununga, SP, Brazil) and artificial teeth (VIPI) were used (Table 1).

Thirty casts were made with type III dental stone (Herodent; Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brazil), proportioned and manipulated according to the manufacturer's instructions (100 g of powder to 30 mL of water), from a silicon mold (Elite Double;

Zhermack, Rovigo, Italy) representing an edentulous maxillary arch with normal edge, with no retentions or acute irregularities.

The wax baseplates were prepared with a thickness of ± 2.5 mm (7), using two 7 wax sheets (Epoxiglass Chemical Industry, Diadema, SP, Brazil) adapted to the stone cast. Afterward, the wax rim with 10 mm of height in the posterior region and 20 mm in anterior region was fixed on the baseplate.

The stone cast-wax plane set was fixed with type II dental plaster (Passom Dental Products, Sao Paulo, SP, Brazil) at the upper rod of a semi-adjustable articulator (Bio-Art Dental Equipments, Sao Carlos, SP, Brasil), adjusting the intercondylar distance in M, the angle of Bennet in 15 degrees and the condylar guidance in 30 degrees. A lower cast with teeth, reproduced in type IV special stone (Herostone; Vigodent, Petropolis, RJ, Brasil), was related to the wax plane of upper denture and fixed with type II dental plaster (Passom) on the lower rod of the articulator, setting position of the incisal pin at zero and tapping the incisal table.

The fitting of artificial teeth was performed starting by the central incisor, lateral incisor and canine of the right side. The same sequence was followed on the left side. The posterior teeth were mounted starting by the first premolar to the second molar of the right side and, afterward, the fitting was performed on the left side, in the same way.

After the artificial teeth fitting, the cast was removed from the articulator and molded with laboratorial silicone (Zetalabor; Zhermack), and the resulting mold was used to standardize the teeth mounting in the subsequent stone casts. The artificial teeth were placed in the silicone mold and, over them, a liquid wax (Epoxiglass) was poured until complete filling of the mold. Before the wax setting, the stone cast was adapted in the

silicone mold and kept in position until the complete cooling of the wax at room temperature. Afterward, the stone cast-teeth set was carefully removed from the silicone mold.

In order to measure the linear distances resulting from the possible displacement of the teeth, reference metallic pins were fixed in the median region of the incisal border of the central incisors, buccal cusp of the first premolar and distal-buccal cusp of the second molars. Small holes were performed with ½ spherical bur (Maillefer, Petropolis, RJ, Brazil) for fixation of the metallic pins with instantaneous adhesive (Super Bonder; Henkel Loctite, Itapevi, SP, Brazil).

Before making the dentures, the distances between teeth were performed to check the standardization of assembly of the teeth. The measurements were taken at linear transverse distances between: central incisors, first pre-molars and second molars, and anteroposterior distances between: central right incisor and right molar and central left incisor and left molar. For this purpose was used a STM linear comparator microscope (Olympus Optical Co., Tokyo, Japan) with accuracy of 0.0005 mm. For distance measurements, the optical reticule of the ocular lens was adjusted in the inner portion of the metallic reference pins (Figure 1).

The stone casts were isolated with petroleum jelly and included in the lower part of traditional metallic flasks (DCL Dental Products, Campinas, SP, Brazil) or plastic flasks (VIPI). The flasks were isolated and the casts fixed in the lower part with type II dental plaster (Passom), prepared in accordance to the manufacturer's recommendations (100 g powder to 50 mL water).

After 1 hour, the surface of the plaster was isolated with petroleum jelly and the denture was covered with a silicone layer (Zetalabor; Zhermack) with 3mm-thick. The complete inclusion was with type III dental stone (Herodent), prepared in accordance to the manufacturer (100 g powder to 30 mL water). The flasks were pressed in hydraulic press (VH Equipment, Araraquara, SP, Brazil) for 1 hour (8).

The flasks were placed in boiling water for 5 minutes in order to soft the wax baseplate. The teeth and the plaster were washed with a solution of hot water and liquid detergent (Ype; Amparo Chemist Co, Amparo, SP, Brazil) to remove the wax traces. To increase the mechanical and chemical bond between teeth and acrylic resin base (9), the ridge lap surface of the tooth was grooved with a 8 spherical bur (Maillefer).

A sodium alginate layer (VIPI) was used as insulation medium for the plaster before the acrylic resin pressing, performed according to the following experimental groups (Table 2):

VCM and VWM: the dentures were made with Vipi-Cril (VIPI) and Vipi-Wave (VIPI) acrylic resins, respectively, prepared in accordance to the manufacturers' recommendation (14 g polymer to 6.5 mL monomer, in volume). The resin was manipulated for each flask pressing and packed in doughlike stage. In the initial flask closure a plastic sheet was used as an insulation medium between gypsum and acrylic resin. The flask was closed using a hydraulic press (VH) under a load of 850 kgf (VCM) or 800 kgf (VWM) for flash of the acrylic resin. The final closure was made after plastic sheet removal and the resin mass excess trimmed, with a load of 1.250 kgf (VCM) or 1.000 kgf (VWM).

VCE and VWE: the same procedures were performed as described for the VCF and VWF groups, except the content of monomer in the monomer-polymer proportion was 25% in excess than the recommended by the manufacturer.

VCL and VWL: the same procedures were performed as described for the VCF and VWF groups, except the content of monomer in the monomer-polymer proportion was 25% less than the recommended by the manufacturer.

After the packing procedure, the metallic flasks (groups VCM, VCE and VCL) were placed in traditional clamps and immersed in water in an automatic thermo-polymerizing unit (Termotron Dental Products, Piracicaba, SP, Brazil) for the polymerization cycle of the acrylic resin in water at 74°C for 9 h. The plastic flasks (groups VWM, VWE and VWL) were pressed in a hydraulic press, closed with screws and the acrylic resin polymerized in a domestic microwave oven (Panasonic, Manaus, AM, Brazil) with potency of 900W, according to the cycle recommended by the manufacturer: a) initial stage: 20 min at medium-low potency, and b) final stage: 5 min at medium potency.

After polymerization, the flasks were cooled at room temperature, the dentures deflasking performed, the small excess of resin removed with maxi-cut bur (Maillefer) and the finishing made with sandpapers. Afterwards, the linear distances between teeth were measured according to previous described for the measurements before denture procedure.

The data obtained in the transverse and anteroposterior distances were submitted to 2-way ANOVA and Tukey's test at 5% level of significance, considering the following factors: type of resin, monomer-polymer proportion and their interactions.

RESULTS

Table 3 shows the means of the distance between the teeth for the conventional polymerization, considering the studied proportions. There was no statistical difference in the values of distances I-I, PM-PM, M-M, RI-RM and LI-LM when the manufacturer's proportion, 25% of increase and 25% of decrease in the monomer content were compared.

Results of the distance between the teeth for the microwaved resin, considering the studied proportions are showed in Table 4. There was no significant statistical difference between the distances I-I, PM-PM, M-M, RI-RM and LI-LM when the manufacturer's proportion, 25% of increase and 25% of decrease in the monomer content were compared.

Table 5 shows the results of the distance between the teeth for both conventional and microwaved activations, considering the ratio recommended by the manufacturer.

There was no statistical difference between the distances I-I, PM-PM, M-M, RI-RM and LI-LM. Means of the distance between teeth for the conventional and microwaved activations, considering the proportion with more 25% of monomer are presented in Table 6. There was no significant statistical difference between the distances I-I, PM-PM, M-M, RI-RM and LI-LM.

Table 7 shows the means of the distance between teeth for the conventional and microwaved activations, considering the proportion with less 25% of monomer. There was no statistical difference between the distances I-I, PM-PM, M-M, RI-RM and LI-LM.

DISCUSSION

The different fields of Dentistry have increased the knowledge in a relevant scientific and technological way through research conducted over time. The acrylic resin being a material used to create denture bases since 1937 is still a source of many studies related to their properties, laboratory techniques and clinical performance.

The hypothesis in this *in vitro* study that different content of monomer in the monomer-polymer proportion indicated by the manufacturer could influence the teeth displacement of the complete upper dentures was not confirmed.

Based on the obtained results, it was possible to observe that there was no statistically significant difference in the anteroposterior and transverse distances between the control group (manufacturer's recommendation) and the experimental groups (25% in excess or 25% less monomer), both for conventional (Table 3) and microwaved resins (Table 4).

The literature shows that several factors are involved in processing the complete dentures, which would be responsible for the dimensional changes that can cause displacement of the teeth (3,10), resulting changes in the vertical dimension, dental occlusion inaccuracy, and decrease in stability and retention of the denture in use.

Materials for denture flasking have generated controversy in the results on the stability of the teeth. In order to avoid teeth displacement, the dental plaster would be the best choice for the denture inclusion due to possibility of the set and thermal expansions minimize the distortion of the acrylic resin promoted by the polymerization (5).

In the current study the denture inclusion was made with a silicone layer and there was no statistically significant difference in tooth displacement between the groups. This

fact seems to show that the silicone has no effect over the linear displacement of the denture teeth, as showed by previous studies (11,12).

The occlusal adjustment is a common clinical procedure after oral setting of the denture, in order to correct the increase in the vertical dimension that can occur after the resin polymerization. Classic study showed that the changes in the vertical dimension may vary from 0.000 to 1.49 mm (2).

To minimize the increase in the vertical dimension of occlusion, it has been recommended the method of injection of the mold. However, both injection and conventional methods of resin pressing may promote contraction in the intermolar distances (8,13), and the flask closure methods also cause different effects on the level of teeth displacement (14).

To decrease the dimensional changes that occur in the denture base, it is recommended the use of the RS flask closure system, regardless if the starting of the resin polymerization was immediate or after a delay of 6 hours of storage in the bench (8,15). According to the results obtained in this study, it was not observed statistically significant difference in the distances between teeth when different content of monomer in the monomer-polymer proportion were used (Tables 3 and 4). However, it was also observed that the dentures polymerized by the conventional method (manufacturer's recommendation, with 25% in excess and 25% less of monomer) showed a slight tendency for expansion in the distance IE-ME, in comparison with the microwaved method. This fact shows that small dimensional changes promoted by different polymerization cycles may require different level of occlusal adjustments (4).

Based on this result, it is possible to assume that the polymerization method and monomer-polymer proportion association was not sufficient to change the linear distance between teeth, probably due to other variables not considered in this study, as for example, the effect of the silicone layer used as denture investment material (11). In addition, dimensional changes may occur in the base of the dentures related to the final flask closure. Thus, these changes may occur due to stresses released when the flask is removed from hydraulic press and transferred to the metallic clamp (8).

It has been claimed that a post-pressing time to start the polymerization would be recommended in order to promote a better accommodation of the resin mass inside the flask and consequent relaxation of stresses implied on the resin during the pressing (15). Although in this current study has not being used a post-pressing time before the polymerization, it can be assumed that the time of stabilizing of the load applied to the final flask closure for 20 minutes had allowed the relaxation of stresses induced in the resin mass, probably decreasing the distortions.

The polymerization cycles influence the content of residual monomer, as well as short cycles allow 3 to 7 times more residual monomer in the mass (16, 17). However, this present study showed that the excess or decrease of monomer in monomer-polymer proportion did not promote a significant effect on the teeth displacement. In this case, both the long polymerization cycle (VCM, VCE and VCL) as the microwaved cycle (VWM, VWE and VWL) was sufficient to decrease the effects of the stresses responsible for the teeth displacement.

By this reason, the excess (unnecessary to establish the stoichiometric reaction because the monomer excess volatizes afterwards) or absence (enough for the

stoichiometric reaction because the manufacturer recommends greater quantity of monomer to make the manipulation easier) of monomer in the manufacturer's proportion promote similar conversion of monomer into polymer, resulting in similar quality of resins, which promoted changes in dental distances with no statistically significant difference.

Thick denture bases cause a more critical misfit in the posterior palate region, decreasing the retention and making difficult the correction of the changes after denture procedure (4). In this study, bases with thickness of 2.5mm were used, a fact that could have contributed to keep the dimensional stability and, consequently, the linear distances between the teeth.

Another fact to be considered in the teeth displacement is the palatal vault form. Dentures made on medium sized vault showed less teeth movement in comparison with shallow or deep palatal vault (3), a condition that can have also contributed to the research results, considering the use of a normal edentulous maxillary arch with no retentions or acute irregularities in the crest.

In this study there was no statistically significant difference in relation to the displacement of the teeth, when the conventional and microwaved cycles were compared in relation to monomer content recommended by the manufacturer (Table 5), with monomer excess in 25% (Table 6) and with monomer less in 25% (Table 7).

Another fact that may be associated with teeth displacement is the level of residual monomer that is related to the polymerization time and temperature. The result of the current study suggests that different polymerization cycles did not influence the teeth displacement, even when different polymerization methods and curing processes have different effects on residual monomer content (18). The residual monomer be inevitable for

all PMMA-based products no matter what the polymerization conditions was used (19), and insignificant residual monomer content remains after storage in water (20).

It would be interesting if future studies were developed aiming a better understanding of the effect of monomer-polymer proportion in the displacement of teeth on complete dentures. Among the variables that could be studied would be to determine the content of residual monomer resulted from the proportions analyzed in this present study. Furthermore, the effect of monomer-polymer proportion on some mechanical properties of the acrylic resin could also be of great value in determining the dimensional changes of the base and distance between teeth.

Based on the discussed results and considering the limitations of this study, the following conclusions can be drawn: the content of monomer in excess or less in relation to monomer-polymer proportion did not influence on the transverse or anteroposterior linear displacement of the teeth. The conventional or microwaved polymerization cycles did not influence the linear displacement between teeth.

RESUMO

O propósito neste estudo foi verificar a movimentação linear de dentes em prótese total superior confeccionada com resina acrílica, proporcionada com conteúdo de monômero indicado pelo fabricante, com 25% de excesso ou com 25% a menos, nas técnicas de polimerização convencional e por microondas. Foram confeccionados 30 modelos, representando uma arcada maxilar desdentada com rebordo normal. As bases de prova foram confeccionadas em cera e, sobre elas os planos de orientação. O conjunto foi

montado em articulador semi-ajustável relacionado com um modelo inferior dentado. Depois da montagem dos dentes artificiais, a prótese foi moldada com silicone para duplicação das demais próteses. Foram confeccionados pontos referenciais para realização das mensurações das distâncias entre os dentes, com microscópio comparador linear antes e depois da desinclusão das próteses. As próteses foram prensadas convencionalmente, alterando somente a proporção de monômero durante a proporção monômero-polímero. Os dados de deslocamento dental foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). Não houve diferença estática entre os grupos com quantidade de monômero recomendada pelo fabricante e os grupos com 25% a mais e com 25% a menos, tanto com a polimerização convencional como por microondas. A alteração do conteúdo de monômero para mais ou para menos não exerceu influência na movimentação dental linear nos sentidos transversal e ântero-posterior, sendo que os ciclos de polimerização convencional ou por microondas também não influenciaram a movimentação dental.

REFERENCES

1. Consani RLX, Domitti SS, Rizzatti-Barbosa CM, Consani S. Effect of commercial types of acrylic resin on dimensional accuracy of denture base. *Braz Dent J* 2002; 13: 57-60.
2. Paffenbarger GC, Woelfel JB, Sweeney WT. Resins and techniques used in constructing dentures. *Dent Clin N Am* 1965; 9: 251-262.
3. Abuzar MAM, Jamani K, Abuzar M. Tooth movement during processing of complete dentures and its relation to palatal form. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 445-449.

4. Chen JC, Lacefield WR, Castleberry DJ. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. *Dent Mater* 1988; 4: 20-24.
5. Perlowski SA. Investment changes during flasking as a factor of complete denture malocclusion. *J Prosthet Dent* 1953; 3: 497-499.
6. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 11th. ed. Elsevier, Chicago; 2003.
7. Reeson MG, Jepson NJA. Achieving an even thickness in heat-polymerized permanent acrylic resin denture bases for complete dentures. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 359-361.
8. Consani RLX, et al. Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 285-289.
9. Cardash HS, Applebaum B, Baharay H, Liberman R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 492-496.
10. Consani RLX, Domitti SS, Consani S, Tanji M. Effect of bench-delay after flask cooling on the posterior teeth movement in maxillary complete dentures. *Braz Dent Sci* 2003; 6: 6-10.
11. Boscato N, Consani RLX, Consani S, Cury AADB. Effect of investment material and water immersion time on tooth movement in complete denture. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2005; 13: 164-169.
12. Shibayama R, Gennari Filho H, Mazaro JV, Vedovatto E, Assunção WG. Effect of flasking and polymerization techniques on tooth movement in complete denture processing. *J Prosthodont* 2009; 18: 259-264.
13. Keenan PLJ, Radford DR, Clark RKF. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 37-44.

14. Negreiros WA, Consani RLX, Mesquita MF, Consani S, Valentino TA. Effect of the flask contention method on the displacement of maxillary denture teeth. *Braz J Oral Sci* 2008; 7: 1493-1496.
15. Negreiros WA, Consani RLX, Mesquita MF, Sinhoreti MAC, Faria IR. Effect of the Flask Closure Method and Post-pressing Time on the Displacement of Maxillary Denture Teeth. *Open Dent J* 2009; 3: 21-25
16. Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Consani S. Effect of packing types on the dimensional accuracy of denture base resin cured by the convencional cycle in relation to post-pressing times. *Braz Dent J* 2004; 5: 63-67.
17. 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.
18. Bayraktar G, Guvener B, Bural C, Uresin Y. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 76: 340-345.
19. Lung CY, Darvell BW. Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dent Mater* 2005; 21: 1119-1128.
20. Zissis A, Yannikakis S, Polyzois G, Harrison A. A long term study on residual monomer release from denture materials. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2008; 16: 8184.

Table 1: Material, commercial name and manufacturer/batch.

Material	Commercial name	Manufacturer/batch
Acrylic resin with conventional activation	Vipi- Cril	VIPI Dental Products, Pirassununga, SP, Brazil 86715 powder 70942 liquid.
Acrylic resin with microwave activation	Vipi-Wave	VIPI Dental Products, Pirassununga, SP, Brazil 77728 Powder 70945 Liquid.
Artificial tooth	Vipi-Dent Plus	VIPI Dental Products, Pirassununga, SP, Brazil, 9300/6792

Table 2: Group, activation type and monomer content in the monomer-polymer proportion.

Group	Activation type	Monomer content
VCM	Hot water	Manufacturer
VCE	Hot water	25% in excess
VCL	Hot water	25% less
VWM	Microwaved	Manufacturer
VWE	Microwaved	25% in excess
VWL	Microwaved	25% less

Table 3 – Means of the distances between teeth and SD for the conventional resin, in relation to monomer content in monomer-polymer proportion.

Monomer	I-I	PM-PM	M-M	RI-RM	LI-LM
Manufacturer	7.21± 0.42 a	41.63±0.50 a	53.51±0.59 a	41.69±1.00 a	39.58±1.56 a
+ 25%	7.33± 0.46 a	41.60±0.87 a	53.64±0.72 a	41.26±1.22 a	39.53±1.84 a
- 25%	7.66± 0.39 a	41.37±0.53 a	53.57±0.50 a	40.78±1.50 a	39.54±1.28 a

Means followed by identical lowercase letters in each column do not differ statistically by Tukey's test (5%).

Table 4 – Means of the distances between teeth and SD for the microwaved resin, in relation to monomer content in monomer-polymer proportion.

Monomer	I-I	PM-PM	M-M	RI-RM	LI-LM
Manufacturer	7.39±0.44 a	41.80±0.50 a	53.73±0.49 a	41.93±0.86 a	38.89±1.47 a
+ 25%	7.53±0.48 a	41.41±0.43 a	53.72±0.39 a	40.82±1.31 a	38.99±0.61 a
- 25%	7.20±0.35 a	41.23±0.58 a	53.88±0.41 a	40.78±1.38 a	38.53±0.35 a

Means followed by identical lowercase letters in each column do not differ statistically by Tukey's test (5%).

Table 5 – Means of the distance between teeth and SD in relation to activation types, considering the manufacturer's proportion.

Activation	I-I	PM-PM	M-M	RI-RM	LI-LM
Conventional	7.21±0.42 a	41.63±0.62 a	53.51±0.73 a	41.69±1.38 a	39.58±1.93 a
Microwaved	7.39±0.42 a	41.80±0.53 a	53.73±0.41 a	41.93±1.24 a	38.89±0.89 a

Means followed by identical lowercase letters in each column do not differ statistically by Tukey's test (5%).

Table 6 – Means of the distance between teeth and SD in relation to activation types, considering the content more 25% of monomer.

Polymerization	I-I	PM-PM	M-M	RI-RM	LI-LM
Conventional	7.33±0.46 a	41.60±0.87 a	53.64±1.01 a	41.26±1.22 a	39.53±2.67 a
Microwaved	7.53±0.48 a	41.41±0.43 a	53.72±0.39 a	40.82±1.31 a	38.99±0.61 a

Means followed by identical lowercase letters in each column do not differ statistically by Tukey's test (5%).

Table 7 – Means of the distance between teeth and SD in relation to the different types of activation, considering the content less 25% of monomer.

Polymerization	I-I	PM-PM	M-M	RI-RM	LI-LM
Conventional	7.66±0.31 a	41.37±0.53 a	53.57±0.57 a	40.78±1.78 a	39.54±1.71 a
Microwaved	7.20±0.35 a	41.23±0.58 a	53.88±0.41 a	40.78±1.38 a	38.53±0.35 a

Means followed by identical lowercase letters in each column do not differ statistically by Tukey's test (5%).



Figure 1 – Schema of the measure method.

O objetivo neste estudo foi verificar se a alteração da quantidade de monômero na proporção recomendada pelo fabricante (excedendo em 25% ou diminuindo em 25%) poderia promover diferentes efeitos no deslocamento linear dos dentes em prótese total superior.

Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa nas distâncias ântero-posteriores e transversais entre o grupo controle (proporção recomendada pelo fabricante) e os grupos experimentais (25% em excesso e 25% a menos de monômero na proporção do fabricante), tanto na resina convencional (Vipi Cril) como para energia de microondas (Vipi Wave).

Vários são os fatores responsáveis pelas alterações dimensionais que podem ocasionar diferentes deslocamentos dos dentes na prótese total, alterando a oclusão dental. Esses fatores são: proporção monômero-polímero; expansão e contração térmica tanto da resina quanto do gesso; perda e absorção de água; liberação de tensões na demuflagem; tensão no ato da prensagem; tamanho e espessura da base da dentadura; ciclo de polimerização; forma anatômica da prótese total; procedimento de acabamento; ângulo de inclinação do modelo na mufla; excesso de resina durante a prensagem; forma e profundidade do palato; liberação de tensões; prensagem final da mufla; método de resfriamento da mufla; diferença de tensões liberadas em diferentes partes da prótese; contato mésio-distal dos dentes; recuperação elástica durante o esfriamento da resina acrílica após a desinclusão da base (Vieira, 1962; Lam, 1965; Wolfaardt *et al.*, 1986; Abuzar *et al.*, 1995; Komiyama & Kawara, 1998; Garbeline *et al.*, 1999; Consani *et al.*, 2003).

Um fato que causa controvérsia é o processo de inclusão das próteses. Segundo Perlowski (1953), o gesso comum seria a melhor opção para evitar o deslocamento dental devido à combinação das expansões de presa e térmica do gesso em reduzir a deformação promovida pela polimerização. De acordo com Boscato *et al.* (2003 e 2005), a muralha de gesso pedra utilizado nas polimerizações convencional e por microondas não promove deslocamento acentuado dos dentes artificiais.

Por outro lado, Gennari Filho *et al.* (2003) afirmam que o gesso especial promove menor movimentação dos dentes da prótese quando comparado com gesso pedra ou silicone, por apresentar menor expansão de presa quando a resina foi polimerização em água aquecida. Já por energia de microondas, podem ocorrer pequenas alterações no comportamento dimensional do material de inclusão.

No entanto, no presente estudo a inclusão das próteses foi realizada com muralha de silicone e não houve diferença estatística significativa no deslocamento dos dentes entre todos os grupos. Este fato, no presente estudo, supõe que a muralha de silicone não promoveu efeito no deslocamento linear dos dentes da prótese, concordando com Goiato *et al.* (2005) quando relatam que próteses feitas com resina Vipi Wave e incluídas com silicone Vipi Sil apresentam menor deslocamento dental e com Boscato *et al.* (2005) quando estudaram materiais de inclusão e armazenagem da prótese em água.

Ajustes oclusais são comuns antes da instalação da prótese, com o propósito de corrigir o aumento da dimensão vertical que pode ocorrer após a polimerização. Esse aumento pode variar de 0,000 a 1,49 mm (Paffenbarger *et al.*, 1965) e ocorre tanto na polimerização convencional como por energia de microondas (Salvador *et al.*, 2001).

Para obter menor alteração na dimensão vertical de oclusão é indicado o método de injeção do molde. Entretanto, o método de injeção do molde e o método convencional de prensagem promovem similar contração nas distâncias intermolar (Kimpura & Muench, 1996; Consani *et al.*, 2002; Keenan *et al.*, 2003), concordando com relato que as técnicas de prensagem da resina acrílica também causam diferentes efeitos no nível de movimentação dos dentes (Garfunkel, 1983; Kimpura & Muench, 1996).

Para controlar as alterações dimensionais é indicado a prensagem em placas Getom de polimerização, por 15 horas com pressão de 1.250 kgf (Gomez *et al.*, 1998) ou no sistema RS de contensão, independente da polimerização ser imediata ou após armazenagem em bancada por 6 horas (Consani *et al.*, 2002, 2004).

De acordo com os resultados obtidos não foi observada diferença estatística significativa em relação à alteração das distâncias entre dentes em função de diferentes quantidades de monômero na proporção monômero-polímero (Tabelas 3 e 4). Entretanto, as médias dos resultados mostram que as próteses polimerizadas pelo método convencional (quantidade de monômero recomendada pelo fabricante, com 25% em excesso e 25% a

menos) apresentaram pequena tendência numérica para expansão na distância IE-ME quando comparada com a polimerização por microondas. Este fato mostra que podem ocorrer pequenas alterações dimensionais em ciclos diferentes de polimerização que podem requerer diferentes ajustes oclusais (Chen *et al.*, 1988; Goiato *et al.*, 2005).

Os resultados obtidos confirmam relato da literatura, quando resinas para base de prótese total, independente do método de polimerização, apresentam alteração dimensional linear de contração (Goiato *et al.*, 2000) e mostram diferença evidente de alterações dimensionais nas regiões de rebordo vestibular e palatino (Tamaka & Seteos, 1989). Essa contração pode ser compensada parcialmente pela armazenagem das próteses em água após a polimerização, promovendo expansão dimensional pela absorção de água (Braun *et al.*, 2000).

Segundo Consani *et al.* (2002), as alterações dimensionais ocorridas na base das próteses totais podem estar relacionadas com a prensagem final, quando a mufla é removida da prensa mecânica ou hidráulica e transferida para o grampo de mola, momento em que ocorre liberação de tensões induzidas.

Tem sido relatado que o período de pós-prensagem é aconselhável para que ocorra melhor acomodação da resina no interior da mufla, possibilitando redução dos níveis de monômero residual e o relaxamento das tensões impostas à resina durante a prensagem final (Consani *et al.*, 2001). Embora nesta pesquisa não tenha sido utilizado tempo pós-prensagem antes da polimerização, pode-se supor que o tempo de estabilização da carga de 1.000 ou 1.250 kgf aplicadas por 20 minutos, antes do início da polimerização tenha permitido algum tipo de relaxamento das tensões impostas pela prensagem, reduzindo as distorções do processamento.

Os ciclos de polimerização influenciam a liberação do monômero residual, assim como ciclos curtos permitem de 3 a 7 vezes mais monômero residual na massa de resina (Austin & Basker, 1982; Vallittu *et al.*, 1998), enquanto o ciclo de polimerização por microondas promove menor quantidade de monômero residual (Braun *et al.*, 1998). Este fato pode ser uma explicação porque o excesso ou diminuição de monômero na relação monômero-polímero recomendado pelo fabricante não influenciou na movimentação dos dentes. Neste caso, o ciclo de polimerização longo para a resina Vipi Cril e o ciclo de polimerização por microondas para a resina Vipi Wave foram suficientes para amenizar os

possíveis efeitos sobre o deslocamento dos dentes. Assim, provavelmente, o excesso ou falta de monômero na relação recomendada pelo fabricante promoveram similar conversão de monômero em polímero, resultando em alterações similares nas distâncias dentais.

Embora diferentes métodos de polimerização tenham diferentes efeitos sobre o conteúdo de monômero residual (Bayraktar *et al.*, 2006) e o monômero residual seja inevitável para todos os produtos baseados em poli-metil metacrilato (PMMA) (Lung, Darvell, 2005), o excesso de monômero produz contração de polimerização excessiva e perda da qualidade de retenção e estabilidade da prótese (Van Noort, 1995). Entretanto, não foi objetivo do estudo avaliar a adaptação clínica das bases de próteses, embora a alteração da quantidade de monômero não tenha influenciado no deslocamento dos dentes.

A liberação do monômero residual em água é mais evidente nas primeiras vinte e quatro horas de armazenagem para depois se estabilizar (Rocha Filho, 2007). Segundo Consani *et al.* (2006), a armazenagem das próteses em água após a polimerização não gera alterações nas distâncias dos dentes artificiais. Assim, recomenda-se o armazenamento delas em água por 48 horas para não gerar efeito citotóxico às células, pois após este período o monômero residual tende a estabilizar (Jorge *et al.* 2006). Além disso, após a armazenagem em água, recomenda-se desinfetar as próteses por 3 minutos em microondas a 500W, considerando-se que este procedimento não altera a adaptação e estabilidade das próteses totais (Pavan *et al.*, 2005).

Bases muito espessas promovem desajuste mais crítico na região palatina posterior, diminuindo a retenção e dificultando a correção dessas alterações após o processamento (Chen *et al.*, 1988). Na presente pesquisa foi utilizada bases com espessura de 2,5 mm, fato que pode ter contribuído para manter a estabilidade da distância entre os dentes.

Outro fato a ser considerado na movimentação dental é a forma do rebordo, onde próteses confeccionadas sobre palato de dimensões médias apresentam menor movimentação dental quando comparada com palato raso ou profundo (Abuzar *et al.*, 1995), fato que pode também ter favorecido o resultado da pesquisa, considerando que neste estudo foram usados modelos com palato de dimensões médias.

O tipo de polimerização convencional e por microondas não apresentou diferença estatística significativa tanto com a quantidade de monômero recomendada pelo

fabricante (Tabela 5), com excesso de monômero em 25% (Tabela 6) como com falta de monômero em 25% (Tabela 7). Desse modo, é possível afirmar que o ciclo de polimerização não influenciou a movimentação dos dentes, comprovando os resultados de Boscato *et al.*, 2003, mesmo quando foi utilizada quantidade diferente de monômero. Por outro lado, a composição da resina pode gerar mais alteração dimensional do que o ciclo de polimerização (Braun *et al.*, 2000), o que também não foi observado neste estudo. Entretanto, Cury *et al.* (1994) acreditam que tanto a composição da resina como o tipo de polimerização influencia nas propriedades físicas do material.

Embora avaliando diferentes resinas (Clássico, Vipi Dent e QC 20), Goiato *et al.* (2000) afirmam que as polimerizadas pelo método convencional apresentaram alteração dimensional de contração maior que as resinas polimerizadas por microondas, enfatizando deste modo a influência do ciclo de polimerização.

Segundo Levin *et al.* (1989), a estabilidade dimensional das próteses é melhor com a polimerização por energia de microondas; entretanto, na presente pesquisa não ocorreram diferenças estatisticamente significantes em relação à movimentação dos dentes, quando os ciclos convencional e por microondas foram comparados.

A alteração na dosagem de monômero pode causar alterações nas propriedades físicas e mecânicas na resina além de reação alérgica ao paciente pela liberação de monômero residual (Jagger, 1978). No entanto, o nível de monômero residual está relacionado com tempo e temperatura de polimerização. Assim, quanto maior a temperatura alcançada durante o ciclo ou quanto mais baixa for a temperatura e mais longo o tempo de polimerização, maior a taxa de conversão do monômero para o polímero, obtendo polímero suficientemente polimerizado e com níveis mínimos de monômero residual (Costa *et al.*, 1999), fato que pode explicar a pequena movimentação dental mostrada pelos ciclos de polimerização.

Diante dessas considerações, vários são os fatores responsáveis pelas alterações nas próteses. No entanto, estudos sobre os fatores que evitem ou amenizem a movimentação dental das próteses totais devem ser propostos, objetivando melhor adaptação e estabilidade da prótese na cavidade bucal.

Conclusão

A alteração da quantidade de monômero na proporção recomendada pelo fabricante e o ciclo de polimerização (convencional ou por energia de microondas) não exerceram influência na movimentação linear dos dentes, tanto no sentido transversal como ântero-posterior.

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): 445-9.

Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 11. ed. Chicago: Elsevier; 2003.

Austin AT, Basker RM. The level of residual monomer in acrylic denture base materials. Br Dent J. 1980; 149: 281-5.

Austin AT, Basker RM. Residual monomer levels in denture base – the effects of varying short curing cycles. Br Dent J. 1982; 153: 424-6.

Bartolini JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. J Oral Rehabil. 2000; 27: 488-93.

Bayraktar G, Guvener B, Bural C, Uresin Y. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006; 76:340-345.

Boscato N, Domitti SS, Consani S. Efeito dos métodos de polimerização sobre o deslocamento dental em prótese total superior. Cienc Odontol Bras. 2003; 6(4): 54-9.

* 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 Medline.

Braun KO, Del Bel Cury AA, Cury JA. Avaliação in vitro da efetividade de polimerização da resina acrílica dental polimerizada através de energia de microondas, quando em contato com metal. Rev Odontol Univ São Paulo. 1998; 12(2): 173-80.

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): 278-82.

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

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

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

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

Consani RLX, Domitti SS, Consani S, Tanji M. Effect of bench-delay after flask cooling on the posterior teeth movement in maxillary complete dentures. Cienc Odontol Bras. 2003; 6(1): 6-10.

Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Consani S. Effect of packing types on the dimensional accuracy of denture base resin cured by the convencional cycle in relation to post-pressing times. Braz Dent J. 2004; 5(1): 63-7.

Consani LXC, Mesquita MF, Consani S, Correr Sobrinho L, Sousa-Neto MD. Effect of water storage on tooth displacement in maxillary complete dentures. *Braz Dent J.* 2006; 17(1): 53-7.

Costa MM, Prado CJ, Silva MAMR, Pavin LA, Gomes VL. Análise espectroscópica do conteúdo de monômero residual liberado pelas resinas acrílicas termopolimerizáveis. *Robrac.* 1999; 8(26): 29-33.

Craig RG. Prosthetic Application of Polymers. In: *Restorative Dental Materials*. 10 ed. Saint Louis: Mosby; 1996. p. 500-40.

Cury AAD, Rodrigues Junior AL, Panzeri H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: Propriedades físicas. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1994; 8(4): 243-9.

Douglas SW, Bates JF. The determination of residual monomer in polymethyl methacrylate denture-bases resin. *J Mater.* 1978; 13: 260-4.

Fischer AA. Allergic sensitization of the skin oral mucosa to a resin denture material. *J Prosthet Dent.* 1956; 6(5): 543-602.

Garbeline WJ, Salvador MCG, Freitas CA, Conti JV, Vieira LF. Alterações Dimensionais ocorridas em uma resina acrílica ativada termicamente após polimerização por três diferentes técnicas. *Rev Fac Odontol Bauru.* 1999; 7(3/4): 33-7.

Garfunkel E. Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack-and-press technique. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(6): 757-61.

Gennari Filho H, Vedovatto E, Assunção WG, Shibayama R. Avaliação comparativa da posição relativa dos dentes artificiais entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas em banho de água quente. *Cienc Odontol Bras.* 2003; 6(4): 32-40.

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*. 2000; 42(2): 37-40.

Goiato MC, Amantéa DCZ, Vedovatto E, Gennari Filho H, Assunção WG, Santos DM. Estudo comparativo entre duas resinas acrílicas e dois silicones utilizados para o processamento de próteses totais através da análise bidimensional da posição dos dentes artificiais. *Cienc Odontol Bras*. 2005; 8(2): 60-9.

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

Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J Dent*. 1992; 20: 370-5.

Huggett R, Brooks B, Bates JF. The affect of different curing cycles on levels of residual monomer in acrylic resin denture base materials. *Quintessence Dent Tech*. 1984; 8: 365-8.

Jagger RJ. Effect of the curing cycle on some properties polymethylmethacrylate denture base material. *J Oral Rehabil*. 1978; 5(2): 151-7.

Jorge JH, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Carlos IZ. Effect of post-polymerization heat treatments on the cytotoxicity of two denture base acrylic resins. *J Appl Oral Sci*. 2006; 14(3): 203-7.

Katsikas NG, Huggett R, Harrison A, Vowles RW. The effect of esthetic fibers on the flow properties of an acrylic resin denture base material. *Dent Mater*. 1994; 10: 2-5.

Keenan PLJ, Radford DR, Clark RKF. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. J Prosthet Dent. 2003; 89: 37-44.

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

Komiyama O, Kawara M. Stress relaxation of heat-activated acrylic denture base resin in the mold after processing. J Prosthet Dent. 1998; 79(2):175- 81.

Lam RV. Disorientation of the tooth to cast relationship as a result of flasking procedures. J Prosthet Dent. 1965; 15(4): 651-61.

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

Lung CY, Darvell BW. Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. Dent Mater. 2005; 21: 1119-28.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: With particular reference to heat – curing resins. J Osaka Dent Univ. 1968; 2: 23-40.

Paffenbarger GC, Woelfel JB, Sweeney WT. Resins and techniques used in constructing dentures. Dent Clin North Am. 1965; 9: 251-62.

Pavan S, Arioli Filho JN, Santos PH, Assis Mollo Jr F. Effect of microwave treatments on dimensional accuracy of maxillary acrylic resin denture base. Braz Dent J. 2005; 16(2): 119-23.

Perlowski SA. Investment changes during flasking as a factor of complete denture malocclusion. J Prosthet Dent. 1953; 3(4): 497-9.

Rocha Filho R, De Paula LV, Costa VC, Seraidarian PI. Avaliação de monômero residual em resinas acrílicas de uso ortodôntico e protético: análise por espectroscopia. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2007; 12(2): 96-104.

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

Spencer HR, Gariaeff P. The present status of vulcanite versus plastics a base plate material. Contact Point. 1949; 27: 263-7.

Takamata T, Setcos JC. Resin dentures bases: review of accuracy and methods of polymerization. Int J Prosthodont. 1989; 2(6): 555-62.

Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. Dent Mat. 1995; 11: 338-41.

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: 588-93.

Vieira DF. Changes in the relative position of teeth in the construction of denture bases. J Dent Res. 1962; 41(6): 1450-60.

Van Noort R. Introduction to dental material. London: Mosby; 1995. chap.3, p.183-91.

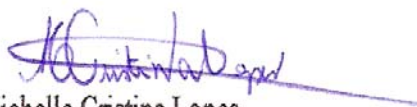
Winkler S. Denture base-resins. Dent Clin North Am. 1984; 28(2): 287-97.

Wolfaardt JF, Cleaton-Jones P, Fatti P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. J Prosthet Dent. 1986; 55(3): 393-400.

DECLARAÇÃO

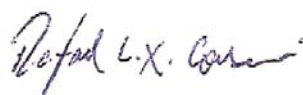
A cópia do artigo de minha autoria, já submetido para publicação em revista científica, que consta da minha dissertação de mestrado, intitulada “**EFEITO DO CONTEÚDO DE MONÔMERO NA PROPORÇÃO MONÔMERO-POLÍMERO NO DESLOCAMENTO DENTAL EM PRÓTESE TOTAL SUPERIOR**” não infringe os dispositivos da lei n.º 9.610/98, nem o direito autoral de qualquer editora.

Piracicaba, 14 de julho de 2009.



Autor: Michelle Cristina Lopes

RG: 43.521.899-2



Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani

RG: 19.438.873-6

COMPROVANTE DE SUBMISSÃO DO ARTIGO

PREENCHER COM LETRA DE FORMA **AR**

DESTINATÁRIO DO OBJETO / DESTINATAIRE			
NOME OU RAZÃO SOCIAL DO DESTINATÁRIO DO OBJETO / NOM OU RAISON SOCIALE DU DESTINATAIRE			
Brasilian plant journal			
ENDEREÇO / ADRESSE			
Av. do café - SLN			
CEP / CODE POSTAL	CIDADE / LOCALITÉ	UF	PAÍS / PAYS
14040 904	Pileneas Cuta	SP	
DECLARAÇÃO DE CONTEÚDO (SUJEITO À VERIFICAÇÃO) / DISCRIMINATION		NATUREZA DO ENVIO / NATURE DE L'ENVOI	
		☐ PRIORITÁRIA / PRIORITAIRE ☐ EMS ☐ SEGURADO / VALEUR DÉCLARÉ	
ASSINATURA DO RECEBEDOR / SIGNATURE DU RÉCEPTEUR		DATA DE RECEBIMENTO / DATE DE LIVRATON	CARIMBO DE ENTREGA / UNIDADE DE DESTINO / BUREAU DE DESTINATION
		29/6/9	
NOME LEGÍVEL DO RECEBEDOR / NOM LISIBLE DU RÉCEPTEUR			
Nº DOCUMENTO DE IDENTIFICAÇÃO DO RECEBEDOR / ÓRGÃO EXPEDIDOR 5336879		RÚBRICA E MAT. DO EMPREGADO / SIGNATURE DE L'AGENT Solange Helena Juns Mat. R. 653 283-9 - At. Com. III	
ENDEREÇO PARA DEVOLUÇÃO NO VERSO / ADRESSE DE RETOUR DANS LE VERS			

75240203-0 FC0463 / 16 114 x 186 mm