



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): IRENE NEVES SANTOS

Orientador(a): **PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI**

Ano de Conclusão do Curso: 2008

TCC 437


Assinatura do(a) Orientador(a)

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

IRENE NEVES SANTOS

**RELAÇÃO PRENSAGEM ESFRIAMENTO DA MUFLA NA MOVIMENTAÇÃO
DENTAL EM PRÓTESE TOTAL SUPERIOR APÓS ARMAZENAGEM EM ÁGUA**

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA**

**Piracicaba
2008**

Dedico esse trabalho

Ao Prof. Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, por ter me orientado e me ajudado na confecção deste trabalho tão importante na minha vida acadêmica.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela minha formação acadêmica.

Ao orientador Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, Adjunto da Área Prótese Total do Departamento de Prótese e Periodontia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP pela dedicação, incentivo e orientação segura durante a realização desse trabalho.

A todos que fizeram com que esse período da minha vida se tornasse especial.

SUMÁRIO

1. Lista de ilustrações e tabelas	5
2. Lista de abreviaturas e siglas	6
3. RESUMO	7
4. INTRODUÇÃO	7
5. DESENVOLVIMENTO	9
6. CONCLUSÕES	17
7. REFERÊNCIAS	17

LISTA DE ILUSTRAÇÕES E TABELAS

Tabela 1 - Médias dos deslocamentos da distância I-I após demuflagem e armazenagem em água, em relação aos métodos de esfriamento da mufla.

Tabela 2 – Médias dos deslocamentos da distância PM-PM após demuflagem e armazenagem em água, em relação aos métodos de esfriamento da mufla.

Tabela 3 – Médias dos deslocamentos da distância M-M após demuflagem e armazenagem em água, em relação ao método de esfriamento da mufla.

Tabela 4 – Médias dos deslocamentos da distância ID-MD após demuflagem e armazenagem em água, em relação ao método de esfriamento da mufla.

Tabela 5 – Médias dos deslocamentos da distância IE-ME após demuflagem e armazenagem em água, em relação ao método de esfriamento da mufla.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

et al. = e outros (abreviatura de et alii)

mm = milímetro

°C = grau Celsius

mL = mililitro

g = grama

% = por cento

cm = centímetro

Kgf = quilograma força

RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar a movimentação dental em prótese total superior após período de armazenagem em água. Dez próteses totais superiores foram construídas com os dentes anteriores articulados em trespasse normal e os posteriores em classe I de Angle com os antagonistas do modelo inferior. A prensagem final das muflas foi feita com auxílio do dispositivo RS de contenção e a polimerização em ciclo de água aquecida a 74°C por 9 horas. A desinclusão da prótese foi feita após esfriamento das muflas em água ou em água mais bancada por 3 horas. A mensuração das distâncias entre os dentes I-I (incisivo-incisivo), PM-PM (prémolar-prémolar), M-M (molar-molar), ID-MD (incisivo direito-molar direito) e IE-ME (incisivo esquerdo-molar esquerdo) foi feita com microscópio comparador linear, modelo STM Olympus com precisão de 0,0005 mm, nos períodos desinclusão e após armazenagem em estufa em água à temperatura de 37°C por 3 meses. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa nas distâncias entre dentes, sob influência dos tipos de esfriamento das próteses, quando as muflas foram prensadas com auxílio do dispositivo RS de contenção.

INTRODUÇÃO

De acordo com um artigo clássico (Skinner, Cooper, 1943), a falta de precisão dimensional da base, comumente aceita como uma das desvantagens do processamento da prótese total, seria resultante da inevitável contração de polimerização da resina acrílica e poderia ser parcialmente compensada pela absorção de água. Um estudo anterior (Campbell, 1956) mostrou que o aumento da absorção de água resultava em melhor retenção da prótese.

Outra distorção indesejada observada na base (Stebner, 1957) era devida às alterações dimensionais da resina acrílica e ocorria durante o uso clínico da

prótese total. A expansão dimensional subsequente da base (Sweeney, 1958) ocorre após sorção de água pelo uso clínico sendo comumente menor que 0,2mm.

Por outro lado, a absorção de água pela prótese total durante o uso clínico somente ocorria nos primeiros três meses e a expansão resultante compensaria parcialmente a contração de polimerização (Mowery et al., 1958). O equilíbrio líquido e a consequente estabilidade dimensional da base da prótese total seriam freqüentemente alcançados durante esse período (Sweeney, 1958).

Quando as dimensões dos tecidos bucais permaneciam estáveis, a prótese total podia apresentar melhor retenção e estabilidade depois de absorver água do que imediatamente após o processamento (Woelfel, Paffenbarger, 1969).

A teoria da difusão relacionada com os aspectos quantitativos da cinética da absorção de água (Ristic, Carr, 1987) demonstra que o coeficiente de difusão governa a taxa da sorção de água e o tempo requerido para atingir o equilíbrio, sendo também proporcional à espessura do corpo-de-prova.

As alterações dimensionais ocorridas na base da prótese total confeccionada com resinas ativada por luz, por calor e quimicamente ativada eram diferentes uma das outras após armazenagem em água destilada a 37°C por 7 dias (Dabreo, Herman, 1991). Por outro lado, a alteração dimensional linear era similar em todas as marcas de resina após armazenagem em água por 30, 60 e 90 dias, e as discrepâncias dimensionais ocorridas eram pequenas e provavelmente não seriam detectadas clinicamente (Dixon et al., 1992). A movimentação dos dentes nos planos horizontal e vertical era menor no método por injeção e seria influenciada pela forma do palato quando as próteses eram imersas em água à temperatura ambiente por 1 a 8 semanas (Sykora, Sutow, 1993).

Por outro lado, a saturação pela água de próteses totais confeccionadas pelas técnicas do calor seco e úmido era relativamente baixa por causa do alto conteúdo residual de água contido na base. Assim, a expansão linear associada com a sorção de água não compensava completamente a contração da resina nas próteses totais processadas pelo calor seco ou úmido, e nenhuma diferença

estatística significativa foi verificada entre os valores das contrações resultantes (Wong et al., 1999).

As características de absorção de água pela base da prótese total seria relevante na ocorrência das alterações dimensionais, porque os materiais apresentam energias de superfície diferentes e propriedades umectantes variáveis (Zissis et al., 2001).

Em estudos envolvendo movimentação dental em prótese total confeccionada com prensagem convencional (Consani et al., 2003a) foi verificado que a expansão ocorrida durante diferentes períodos de armazenagem em água não foi suficiente para alterar as distâncias entre os dentes. As distâncias entre dentes posteriores não se modificavam quando a prótese total esfriada na própria água de polimerização era armazenada após demuflagem em água por diferentes períodos (Consani et al., 2003b). Por outro lado, foi verificado que a armazenagem em água promovia alterações lineares entre dentes em apenas algumas posições (Boscato et al., 2005; Consani et al., 2006) e os métodos de fechamento da mufla promoveram alterações similares nas distâncias transversais entre dentes (Consani et al., 2006).

OBJETIVOS

O objetivo deste estudo foi verificar o efeito da absorção de água à temperatura de 37°C, na movimentação de dentes em prótese total superior após armazenagem por 90 dias, quando as muflas foram prensadas com o dispositivo RS de contensão e esfriadas na própria água de polimerização ou em água de polimerização mais bancada por 3 horas.

MATERIAIS E MÉTODO

Foram confeccionados 10 modelos em gesso tipo III (Herodent), representando uma arcada maxilar desdentada, com rebordo sem retenções ou irregularidades acentuadas. Sobre os modelos foram confeccionadas as bases de prova com duas placas de cera rosa e os planos de cera padronizados com 2 cm de altura anterior e 1 cm de altura posterior.

Um modelo de gesso com guia para remontagem e base de prova em cera foi fixado na haste superior do articulador semi-ajustável Mondial 4000 (Bio-Art), com os seguintes referenciais: distância intercondilar em M, ângulo de Bennett em 15° e da guia condilar em 30°. Para servir de guia de montagem dos dentes artificiais, um modelo mandibular dentado foi posicionado sobre o plano de cera da base de prova do modelo superior e fixado na haste inferior do articulador, mantendo o pino guia e a mesa incisal em referencial zero.

A montagem dos dentes foi feita iniciando-se pelos incisivos central e lateral e canino esquerdos. A mesma seqüência de montagem foi feita no lado direito, completando o posicionamento dos dentes anteriores, articulados em trespasse normal com os antagonistas do modelo inferior. Os dentes posteriores esquerdos foram montados do primeiro pré-molar ao segundo molar e a mesma seqüência de montagem foi feita no lado direito do arco, completando o posicionamento dos dentes posteriores, em classe I de Angle.

O conjunto modelo de gesso-base de prova com dentes foi retirado do articulador, para permitir a colocação dos demais modelos e subseqüentes montagens dos dentes. As guias de remontagem confeccionadas serviram para padronizar a posição do modelo no gesso de fixação, estabelecida na primeira montagem no articulador. A fixação do conjunto foi feita com cera pegajosa em bastão, colocada nas laterais do modelo e do gesso de fixação. O mesmo procedimento foi efetuado para os demais modelos, até completar as 10 montagens de dentes. A escultura foi feita de maneira convencional.

Para mensuração dos deslocamentos dos dentes da prótese por ocasião da armazenagem em água foram confeccionados pontos referenciais com alfinetes metálicos nº 29 (lara), fixados com adesivo instantâneo (Super Bonder), em orifícios feitos com broca esférica nº 1/2 de aço (Maillefer) e micromotor elétrico (Beltec), na região mediana da borda incisal dos incisivos centrais, cúspide vestibular dos primeiros pré-molares e cúspide méso-vestibular dos segundos molares. Os conjuntos modelo de gesso-base de prova com dentes foram separados aleatoriamente em dois grupos (n=5), de acordo com o protocolo estabelecido:

Grupo 1- prensagem RS, polimerização em água aquecida e desinclusão após esfriamento em água de polimerização.

Grupo 2- prensagem RS, polimerização em água aquecida e desinclusão após esfriamento em água de polimerização mais bancada por 3 horas.

Os modelos de gesso, contendo as respectivas bases de cera-dentes, foram isolados com vaselina em pasta e fixados na parte inferior de muflas metálicas nº 5,5 (J. Safrany), com gesso comum tipo II (Rio). Após 30 minutos, a superfície do gesso de fixação foi isolada com fina camada de vaselina em pasta. A inclusão final foi efetuada preenchendo a parte superior da mufla com gesso tipo III (Herodent). As muflas foram prensadas em prensa manual de bancada (J. Safrany).

Decorrida uma hora, as muflas foram liberadas da prensa 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. Os dentes e as superfícies de gesso foram lavados com solução de água aquecida e detergente líquido lava-louça (Ypê), para remoção dos vestígios de cera e vaselina.

Com a intenção de melhorar a retenção entre dentes e base de resina acrílica foram feitas perfurações na base dos dentes com broca esférica (Maillefer) e micromotor em velocidade de baixa rotação.

O gesso foi isolado com alginato de sódio Isolak (Clássico) aplicado com pincel. A resina acrílica termopolimerizável Clássico foi proporcionada na relação volumétrica polímero/monômero de 3/1 e colocada em pote de vidro com tampa. Na fase plástica, a resina foi homogeneizada manualmente, adaptada sobre os dentes e gesso de inclusão e a prensagem inicial foi efetuada em prensa hidráulica de bancada (Delta), com carga lenta e gradual até 800 kgf de compressão, com uma folha de celofane umedecida com água interposta entre a resina acrílica e gesso.

Após abertura da mufla, remoção da folha de celofane e recorte dos excessos de resina acrílica, a prensagem final foi efetuada com compressão de 1.250 kgf com auxílio do dispositivo RS de contenção (Consani et al., 2002). As

mufas foram colocadas na termopolimerizadora de controle automático (Termotron), com água à temperatura ambiente e regulada para o ciclo de polimerização de 9 horas a 74°C. Depois do completo esfriamento da água utilizada no ciclo de polimerização, as mufas do Grupo 1 foram retiradas da termopolimerizadora e abertas. As mufas do Grupo 2 foram abertas após esfriamento da água de polimerização e permanência em bancada por mais 3 horas.

Depois do acabamento convencional, as próteses foram recolocas nos modelos de gesso e as mensurações no plano horizontal das distâncias 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) foram efetuadas com microscópio comparador linear, modelo STM Olympus (Japão), com precisão de 0,0005 mm.

As próteses foram armazenadas em água a 37°C em estufa (Fanem) pelo período de 90 dias. Ao final da armazenagem, as distâncias transversais e ântero-posteriores foram novamente avaliadas e os dados obtidos submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%).

RESULTADOS

As distâncias transversais entre os dentes I-I, PM-PM e M-M foram sem diferença estatística significativa em todos os períodos, quando os esfriamentos das mufas em água de polimerização ou em água de polimerização mais bancada por 3 horas foram comparados ou quando os tempos de armazenagem foram comparados com o período de desinclusão na mesma técnica de esfriamento (Tabelas 1, 2 e 3). Nas mesmas condições, as distâncias ântero-posteriores ID-MD e IE-ME foram sem diferença estatística significativa (Tabelas 4 e 5).

Tabela 1 - Médias dos deslocamentos da distância I-I após demuflagem e armazenagem em água, em relação aos métodos de esfriamento da mufla.

Período de armazenagem	Esfriamento da mufla	
	Água	Água + 3 horas
Demuflagem	7,18± 0.23 aA	7,22± 0.20 aA
90dias	7,18± 0.23 aA	7,28± 0.22 aA

Médias seguidas por letras iguais minúsculas na coluna e maiúsculas em linha não diferem estatisticamente (5%).

Tabela 2 – Médias dos deslocamentos da distância PM-PM após demuflagem e armazenagem em água, em relação aos métodos de esfriamento da mufla.

Período de armazenagem	Esfriamento da mufla	
	Água	Água + 3 horas
Demuflagem	39,88± 0.46 aA	39,85± 0.51 aA
90 dias	39,84± 0.46 aA	39,93± 0.54 aA

Médias seguidas por letras iguais minúsculas na coluna e maiúsculas em linha não diferem estatisticamente (5%).

Tabela 3 – Médias dos deslocamentos da distância M-M após demuflagem e armazenagem em água, em relação ao método de esfriamento da mufla.

Período de armazenagem	Esfriamento da mufla	
	Água	Água + 3 horas
Demuflagem	53,13± 0.53 aA	53,03± 0.53 aA
90 dias	53,01± 0.53 aA	53,13± 0.62 aA

Médias seguidas por letras iguais minúsculas na coluna e maiúsculas em linha não diferem estatisticamente (5%).

Tabela 4 – Médias dos deslocamentos da distância ID-MD após demuflagem e armazenagem em água, em relação ao método de esfriamento da mufla.

Período de armazenagem	Esfriamento da mufla	
	Água	Água + 3 horas
Demuflagem	37,73± 0.85 aA	38,06± 1.14 aA
90 dias	38,76± 0.61 aA	38,49± 0.95 aA

Médias seguidas por letras iguais minúsculas na coluna e maiúsculas em linha não diferem estatisticamente (5%).

Tabela 5 – Médias dos deslocamentos da distância IE-ME após demuflagem e armazenagem em água, em relação ao método de esfriamento da mufla.

Período de armazenagem	Esfriamento da mufla	
	Água	Água + 3 horas
Demuflagem	34,65± 0.74 aA	34,33± 0.62 aA
90 dias	33,81± 0.70 aA	34,04± 0.48 aA

Médias seguidas por letras iguais minúsculas na coluna e maiúsculas em linha não diferem estatisticamente (5%).

DISCUSSÃO

A alteração dimensional da resina acrílica é devida à entrada de água entre as moléculas de poli-metilmetacrilato (Campbell, 1956; Anusavise, 2005), quando absorvida durante a polimerização ou pela imersão (Teraoka e Takahashi, 2000), resultando num efeito plasticizante (Sadamori et al., 1997).

Desde que os estudos de Skinner e Cooper (1943) e Mowery et al. (1958) demonstraram que a absorção de água pela resina acrílica compensava parcialmente a contração verificada durante a polimerização, tem-se a expectativa que alguma alteração dimensional pudesse ocorrer na posição dos dentes depois da imersão da prótese total em água.

Estudos relatam resultados divergentes, dificultando a avaliação do efeito da absorção de água sobre a movimentação dos dentes. Mowery et al. (1958) demonstraram que a sorção de água pela base de resina resultava em alterações dimensionais que afetavam a oclusão da prótese total. Para Skinner e Cooper (1943), a complexa expansão verificada nos planos horizontal e vertical após absorção de água podia causar alteração da oclusão devido à movimentação dos dentes, promovendo desconforto ao paciente, mesmo que a redução da dimensão vertical fosse clinicamente pequena.

Este estudo mostrou valores de movimentação dental nas distâncias transversais no período de 90 dias de armazenagem em água sem diferença estatística significativa quando comparados com aqueles obtidos na desinclusão imediata, tanto no esfriamento da mufla em água como em água mais 3 horas em bancada (Tabelas 1, 2 e 3).

Esses resultados são consistentes com alguns estudos mostrados na literatura. Assim, nenhuma diferença significativa foi observada na alteração dimensional linear da resina acrílica quando armazenada em água por 90 dias, provavelmente, devido ao monômero residual que dificulta a absorção de água e mantém a estabilidade dimensional da base (Dixon et al., 1992). Em igual período de armazenagem em água, o estudo de Arioli Filho et al. (1999) mostrou que os

ciclos de polimerização em água promoviam menores e mais uniformes alterações no posicionamento dos dentes.

Na prensagem com RS, os métodos de esfriamento da mufla não promoveram efeito significativo no deslocamento dos dentes nas distâncias transversais em todas as interações. Este resultado não foi consistente com o relato de Wong et al. (1999), que mostra diferenças na quantidade de absorção de água pela base de acordo com o tipo de esfriamento da mufla, onde maiores alterações foram verificadas quando as próteses eram esfriadas em bancada e menores nas esfriadas em água de polimerização.

O esfriamento adicional da mufla em bancada por 3 horas não teria sido suficiente para modificar as condições dimensionais estabelecidas pelo esfriamento em água de polimerização em função da liberação de tensões, considerando que as alterações promovidas por ambas técnicas foram sem diferença estatística significativa.

Resultados similares foram obtidos por Consani et al. (2003b) quando as próteses foram incluídas em muflas metálicas pelo método convencional de prensagem da resina acrílica, em função da associação esfriamento em água-armazenagem em bancada.

Este estudo mostrou que o movimento dos dentes após todos os períodos de armazenagem foi sem diferença estatística significativa (Tabelas 1, 2 e 3), provavelmente devido às diferentes taxas de água absorvida por volume de massa, fato dependente da quantidade de monômero residual existente durante o período inicial de armazenagem. Segundo Sweeney et al. (1958), existe grande quantidade inicial de água nas próteses processadas na técnica de água aquecida, fato que neste trabalho poderia ter diminuído o nível de saturação da base durante a armazenagem em água.

A liberação de tensões pela base da prótese quando armazenada adicionalmente em bancada por 3 horas resultou em níveis similares de movimentação dos dentes quando comparado com o esfriamento em água de polimerização. Dentro das limitações deste estudo, o tempo prolongado de armazenagem causou o mesmo efeito na movimentação dental ocorrida na

absorção inicial, não comprovando a afirmativa de Mowery et al. (1958) que apenas a imersão em água por 2 meses compensaria, em parte, a contração de polimerização.

As distâncias ântero-posteriores ID-MD e IE-ME foram também sem diferença estatística significativa (Tabelas 4 e 5). As distâncias ântero-posteriores foram influenciadas pela complexidade das tensões envolvidas, inclusive aquela causada pela relação interproximal dos dentes posteriores, atuando como fator restritivo na movimentação dos dentes, independente da contração da base no sentido méso-distal. Assim, segundo Lechner e Thomas (1994), o contato interproximal manteria essa distância inalterada. Em estudo sobre movimentação dos dentes posteriores em próteses totais incluídas pelo método convencional, Consani et al. (2003a) verificaram que a absorção de água não era suficiente para causar alterações significantes no posicionamento dos dentes.

CONCLUSÃO

As distâncias entre os dentes não foram influenciadas pelos métodos de esfriamento, quando as muflas foram prensadas com auxílio do dispositivo RS de contensão.

REFERÊNCIAS

- ANUSAVICE, K.J. *Phillips' science of dental materials*. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 2005.
- ARIOLI FILHO, J.N.; DOMITTI, S.S.; CONSANI, S. Influência das resinas acrílicas, técnicas de polimerização e tempo de armazenagem na movimentação dental em prótese total superior. *Rev. Prót. Clin. Laborat.*, v. 1, n. 4, p. 303-308, 1999.
- BOSCATO N, CONSANI RLX, CONSANI S, CURY AADB. Effect of investment materials and water immersion time on tooth movement in complete denture. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2005; 13(4): 164-169.

- CAMPBELL, R.L. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 52, n. 2, p. 448-454, 1956.
- CONSANI, R.L.X.; DOMITTI, S.S.; CONSANI, S. Effect of a new system used in acrylic resin flasking on the dimensional stability of denture bases. *J. Prosthet. Dent.*, v. 88, n. 5, p.:285-289, 2002.
- CONSANI, R.L.X.; DOMITTI, S.S.; CONSANI, S.; BOSCATO, N. Water storage effect on posterior teeth movement in maxillary complete dentures. *Rev. Pós-Grad.*, 2003; 10 (4): 317-320.
- CONSANI, R.L.X.; MESQUITA, M.F.; SINHORETI, M.A.C.; CONSANI, S. Influence of the deflasking-delay time on the displacement of maxillary denture teeth. *J. Appl. Oral Sc.*, 2003; 11 (4): 332-336.
- CONSANI RLX, MESQUITA MF, CONSANI S, CORRER-SOBRINHO L, SOUSA-NETO MD. Effect of water storage on teeth displacement in maxillary complete dentures. *Braz Dent J* 2006; 17(1): 53-57.
- CONSANI RLX, DOMITTI SS, MESQUITA MF, CONSANI S. Influence of flask closure and flask cooling methods on tooth movement in maxillary dentures. *J Prosthodontics* 2006; 15(4): 229-234.
- DaBREO, E.L.; HERMAN, P. A new method of measuring dimensional change. *J. Prosthet. Dent.*, v. 65, n. 5, p. 718-722, 1991.
- DIXON, D.L.; BREEDING, L.C.; EKSTRAND, K.G. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. *J. Prosthet. Dent.*, v. 67, n.1, p. 196-200, 1992.
- KAWARA, M.; KOMIYAMA, O.; KIMOTO, S. et al. Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. *J. dent. Res.*, v.77, n. 6, p. 1446-1453, 1998.
- LECHNER, S.K.; THOMAS, G.A. Changes caused by processing complete mandibular dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v. 72, n. p. 606-613, 1994.
- MOWERY, W.E.; BURNS, C.L; DICKSON, G. et al. Dimensional stability of denture base resins. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 57, n. 5, p. 345-353, 1958.
- POLYZOIS, G.L. Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. *Quintessence Int.*, v. 21, p. 185-190, 1990.

- RISTIC, B.; CARR, L. Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension. *J. Prosthet. Dent.*, v. 58, n. 6, p. 689-693, 1987.
- SADAMORI, S.; ISHII, T.; HAMADA, T. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. *Int. J. Prosthodont.*, v. 10, n. 1, p.35-43, 1997.
- SKINNER, E.W.; COOPER, E.M. Physical properties of denture resins: Part I. Curing shrinkage and water sorption. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 30, n. 6, p.1845-1852, 1943.
- STEBNER, C.M. Report: Part II. An appraisal of recent significant developments in the practice of general dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, v. 7, n. 6, p. 828-832, 1957.
- SWEENEY, C.M. Acrylic resin in prosthetic dentistry. *Dental Clin. N. Ame.*, v. 29, p. 7-10, 1958.
- SYKORA, O.; SUTOW, E.J. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing, palate shape and immersion. *J. Oral Rehabil.*, v. 20, n. 1, p. 19-31, 1993.
- TERAOKA, F.; TAKAHASHI, J. Controlled polymerization system for fabricating precise dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v. 83, n. 5, p. 514-520, 2000.
- WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. *Int. Dent. J.*, v. 9, n. 4, p. 451-460, 1969.
- WONG, D.M.S.; CHENG, L.Y.Y.; CHOW, T.W. et al. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v. 81, n. 3, p. 300-304, 1999.
- ZISSIS, A.; YANNIKAKIS, S.; JAGGERR, R.G. et al. Waters MG. Wettability of denture materials. *Quintessence Int.*, v. 31, n. 6, p. 457-462, 2001.