



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



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

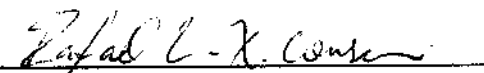
Monografia de Final de Curso

Aluno(a): CYNTHIA GUEDES DE ASSIS MARTINELLI

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

TCC 350

Ano de Conclusão do Curso: 2007


Assinatura do(a) Orientador(a)

CYNTHIA GUEDES DE ASSIS MARTINELLI

**EFEITO DA Prensagem RS na movimentação dental em prótese
total após armazenagem em água**

Orientador: Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

**UNICAMP / FOP
BIBLIOTECA**

**PIRACICABA
2007**

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada
M366e
Vol. Ex.
Tombo BC/

C.T. 787091

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

M366e Martinelli, Cynthia Guedes de Assis.
Efeito da prensagem RS na movimentação dental em
prótese total após armazenagem em água. / Cynthia Guedes
de Assis Martinelli. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.
16f. : il.

Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani.
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária completa. 2. Inclusão. I. Consani,
Rafael Leonardo Xediek. II. Universidade Estadual de
Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III.
Título.

(mg/fop)

Dedico esse trabalho

Aos meus pais Silvio João Martinelli e Marlene Guedes de Assis Martinelli, *que sempre me apoiaram em todos os momentos, com muito carinho e dedicação, nunca medindo esforços para ajudar a mim e a meu irmão. Sou eternamente grata e espero sempre poder retribuir esse amor.*

Ao meu irmão Sílvio, que amo muito e sempre esteve ao meu lado sendo um grande amigo.

À toda minha família e amigos.

AGRADECIMENTOS

Aos meus queridos pais e irmão.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pois foi através dela que foi possível minha formação acadêmica e por passar tantos momentos bons de minha vida.

Ao orientador Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, Assistente Doutor da *Área Prótese Total do Departamento de Prótese e Periodontia*, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP por tudo o que já fez por mim, pela compreensão, confiança, orientação segura, ensinamento transmitido e amizade demonstrados no decorrer destes anos de convivência.

A todos os colegas do curso que estudaram e conviveram comigo, *principalmente aos amigos que sempre estiveram por perto dando risadas e aproveitando cada momento.*

Ao Gregório pelo carinho, compreensão, apoio e incentivo em tudo.

À todas as pessoas que participaram indiretamente dessa formação.

Meu eterno agradecimento!

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	15
7. REFERÊNCIAS	15

LISTA DE ILUSTRAÇÕES E TABELAS

Tabela 1 - Médias dos deslocamentos da distância I-I após demuflagem e armazenagem em água.

Tabela 2 - Médias dos deslocamentos da distância PM-PM após demuflagem e armazenagem em água.

Tabela 3 - Médias dos deslocamentos da distância M-M após demuflagem e armazenagem em água.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

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

mm = milímetro

°C = grau Celsius

W = watts

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 períodos de armazenagem em água. Vinte 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 contensão 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 da polimerização. A mensuração das distâncias entre os dentes I-I (incisivo a incisivo), PM-PM (pré-molar a pré-molar), M-M (molar a molar) 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 1 semana, 1 mês e 3 meses. Os dados foram submetidos à análise estatística e ao teste de Tukey (5%). Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa nas distâncias entre os dentes, quando as muflas foram prensadas com auxílio do dispositivo RS de contensão.

INTRODUÇÃO

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 (Skinner e Cooper, 1943; Campbell, 1956).

Sweeney et al. (1958) verificaram que a expansão dimensional subsequente que ocorre após sorção de água pelo uso clínico é comumente menor que 0,2mm. Mowery et al. (1958) verificaram que a absorção de água pela prótese total durante o uso clínico ocorria nos primeiros três meses e a expansão resultante compensava parcialmente a contração de polimerização. O equilíbrio líquido e a

conseqüente estabilidade dimensional da base da prótese total seriam freqüentemente alcançados durante esse período (Sweeney, 1958) e a prótese total podia apresentar melhor retenção e estabilidade depois de absorver água do que imediatamente após o processamento (Woelfel e Paffenbarger, 1969).

A teoria da difusão relacionada com os aspectos quantitativos da cinética da absorção de água 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 (Ristic & Carr, 1987).

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, Dixon *et al.* (1992) verificaram que 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 teriam significado clínico.

Entretanto, 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).

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).

Segundo Zissis *et al.* (2001), a 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.

Estudos envolvendo movimentação dental em prótese total confeccionada com prensagem convencional mostrou que a expansão ocorrida durante diferentes períodos de armazenagem em água não era suficiente para alterar as distâncias entre os dentes (Consani *et al.*, 2003a), enquanto 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).

OBJETIVOS

O objetivo deste estudo foi verificar o efeito da absorção de água a 37°C, na movimentação de dentes em prótese total superior, após armazenagem por 1 semana, 1 mês e 3 meses, quando as muflas foram prensadas com auxílio do dispositivo RS de contensão.

MATERIAIS E MÉTODO

Foram confeccionados 20 modelos em gesso tipo III (Herodent), representando uma arcada maxilar desdentada, com rebordo normal, 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 foram montados do primeiro pré-molar ao segundo molar, completando o posicionamento dos dentes posteriores, em classe I de Angle.

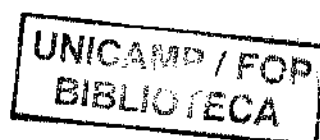
O conjunto modelo de gesso-base de prova com dentes foi retirado do articulador, para permitir a colocação dos demais modelos e subseqüentes montagens dos dentes. As guias de remontagem confeccionadas serviram para padronizar a posição do modelo no gesso de fixação, estabelecida na primeira montagem no articulador. O mesmo procedimento foi efetuado até completar as 20 montagens de dentes. A ceroplastia e a escultura foram feitas de maneira convencional.

Para mensuração dos deslocamentos dos dentes da prótese depois da armazenagem em água foram confeccionados pontos referenciais com alfinetes metálicos nº 29 (lara), fixados com adesivo (Super Bonder) em orifícios feitos com broca esférica nº 1/2 de aço (Maillefer) 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 receberam o tratamento experimental: prensagem RS, polimerização em água aquecida e desinclusão após esfriamento em água de polimerização.

Os modelos de gesso com as respectivas bases com dentes foram isolados com vaselina em pasta (Labsynth) e fixados na parte inferior de muflas metálicas nº 5,5 (J. Safrany), com gesso comum tipo II (Passom). A inclusão final foi efetuada preenchendo a parte superior da mufla com gesso tipo III (Herodent).

Depois de 1 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 (Ypê), para remoção dos vestígios de cera e vaselina.

As superfícies de gesso foram isoladas 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 (Jon). 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 de 800 kgf de pressão. Durante a prensagem, uma folha de celofane umedecida com água foi colocada entre a resina acrílica e gesso.

A prensagem final foi efetuada com pressão de 1.250 kgf (Gomes et al., 1998) com auxílio do dispositivo RS de contensão, idealizado no princípio de ação da prensa Getom de polimerização (Corrêa et al., 1996). O dispositivo RS de contensão (Consani et al., 2002) é constituído por duas placas de ferro, medindo 150x40x8mm, com altura livre máxima entre as placas de 60 mm. Após a prensagem final da resina, as porcas foram apertadas nos parafusos, com o propósito de manter a mufla sob condição similar de pressão estabelecida pela prensagem.

As muflas foram colocadas na termopolimerizadora P-100 (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 muflas foram retiradas da termopolimerizadora, as próteses demufladas e acabadas.

Em seguida, as próteses foram recolocas nos modelos de gesso e as mensurações lineares das distâncias transversais compreendidas entre os incisivos centrais (I-I), primeiros pré-molares (PM-PM) e segundos molares (M-M) foram efetuadas com microscópio comparador linear (STM Olympus, Japão), com precisão de 0,0005mm.

Em seguida, as próteses foram armazenadas em água a 37°C em estufa Orion 502 (Fanem) pelos períodos de 1 semana, 1 mês e 3 meses. Ao final de cada período de armazenagem as distâncias foram novamente avaliadas. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, em nível de 5% de significância.

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 foram comparados entre si ou quando os tempos de armazenagem foram comparados (Tabelas 1, 2 e 3).

Tabela 1 - Médias dos deslocamentos da distância I-I após demuflagem e armazenagem em água.

Armazenagem	Distância I-I
Demuflagem	7,18± 0,23 a
1 semana	7,17± 0,24 a
1 mês	7,14± 0,23 a
3 meses	7,18± 0,23 a

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

Tabela 2 – Médias dos deslocamentos da distância PM-PM após demuflagem e armazenagem em água.

Armazenagem	Distância PM-PM
Demuflagem	39,88± 0,46 a
1 semana	39,82± 0,49 a
1 mês	39,78± 0,45 a
3 meses	39,84± 0,46 a

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

Tabela 3 – Médias dos deslocamentos da distância M-M após demuflagem e armazenagem em água.

Armagenazem	Distância M-M
Demuflagem	53,13± 0,53 a
1 semana	53,07± 0,58 a
1 mês	52,97± 0,47 a
3 meses	53,01± 0,53 a

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

DISCUSSÃO

A alteração dimensional da resina acrílica é devida à entrada de água entre as moléculas de poli-metimetacrilato (Campbell, 1956; Anusavise, 1996), quando absorvida durante a polimerização ou pela imersão (Teraoka & Takahashi, 2000), resultando num efeito plasticizante (Sadamori *et al.*, 1997).

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

Vários estudos relatam resultados divergentes ou contraditórios, dificultando a avaliação do efeito da absorção de água sobre a movimentação dos dentes. O trabalho de Mowery *et al.* (1958) demonstrou que a sorção de água pela base de resina, ocorrida durante o uso clínico, resultava em alterações dimensionais que afetavam a oclusão da prótese total. Para Skinner & 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 algum desconforto ao paciente.

Entretanto, este estudo mostrou valores de movimentação dental nas distâncias transversais nos períodos de 1 semana, 1 mês e 3 meses de armazenagem em água sem diferença estatística significativa (Tabelas 1, 2 e 3).

Esses resultados são consistentes com alguns estudos, onde nenhuma diferença significativa foi observada na alteração dimensional linear da resina acrílica quando armazenada em água por 3 meses, provavelmente, devido à permanência de monômero residual na base, que dificultava a absorção de água e mantinha a estabilidade dimensional (Dixon *et al.*, 1992). Em igual período de 3 meses de armazenagem em água, um estudo mostrou que os ciclos de polimerização em água promoviam menores e mais uniformes alterações no posicionamento dos dentes da prótese total (Arioli Filho *et al.*, 1999).

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

O movimento dos dentes sem diferença estatística significativa (Tabelas 1, 2 e 3) foi 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. Existe grande quantidade inicial de água nas próteses processadas na técnica de água aquecida (Sweeney *et al.*, 1958), fato que pode diminuir o nível de saturação da base durante a armazenagem em água neste trabalho.

Nas condições deste trabalho, os resultados sugerem que a movimentação dos dentes devido à absorção de água poderia ser influenciada por outros fatores, tais como espessura da base, forma do palato e diferenças na liberação das tensões induzidas em diferentes partes da mufla.

CONCLUSÃO

As distâncias transversais entre os dentes I-I, PM-PM e M-M não foram influenciadas pela armazenagem em água, quando as muflas foram prensadas com auxílio do dispositivo RS de contensão.

REFERÊNCIAS

- Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996.
- Anoli Filho JN, Domitti SS, Consani S. Influência das resinas acrílicas, técnicas de polimerização e tempo de armazenagem na movimentação dental em prótese total superior. *Rev Prót Clin Laborat* 1999; 1(4): 303-308.
- Campbell RL. *Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases*. *J Am Dent Assoc* 1956; 52(2): 448-454.
- Consani RLX, Domitti SS, Consani S. Effect of a new system used in acrylic resin flasking on the dimensional stability of denture bases. *J Prosthet Dent* 2002; 88(5): 285-289.
- Consani RLX, Domitti SS, Consani S, Boscato N. Water storage effect on posterior teeth movement in maxillary complete dentures. *Rev Pós-Grad USP* 2003a; 10(4): 317-320.
- Consani RLX, Mesquita MF, Sinhorette MAC, Consani S. Influence of the deflasking-delay time on the displacement of maxillary denture teeth. *J Appl Oral Sc* 2003b; 11(4): 332-336.
- Corrêa GA. *Prótese total híbrida*. São Paulo; Santos: 1996: 89-103.
- DaBreo EL, Herman P. A new method of measuring dimensional change. *J Prosthet Dent* 1991; 65(5): 718-722.
- DixonDL, Breeding LC, Ekstrand KG. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. *J Prosthet Dent* 1992; 67(1): 196-200.

- Gomes T, Mori M, Corrês GA. Atlas de caracterização em prótese total e prótese parcial removível. Santos; 1998: 31-36.
- 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* 1998; 77(6): 1446-1453.
- Mowery WE, Burns CL, Dickson G *et al.* Dimensional stability of denture base resins. *J Ame Dent Assoc* 1958; 57(5): 345-353.
- Polyzois GL. Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. *Quintessence Int* 1990; 21: 185-190.
- Ristic B, Carr L. Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension. *J Prosthet Dent* 1987; 58(6): 689-693.
- 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*, 1997; 10(1): 35-43.
- Skinner EW, Cooper EM. Physical properties of denture resins: Part I. Curing shrinkage and water sorption. *J Ame Dent Assoc* 1943; 30(6): 1845-1852.
- Stebner CM. Report: Part II. An appraisal of recent significant developments in the practice of general dentistry. *J Prosthet Dent* 1957; 7(6): 828-832.
- Sweeney CM. Acrylic resin in prosthetic dentistry. *Dental Clin N Ame* 1958; 29: 7-10.
- Sykora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing, palate shape and immersion. *J Oral Rehabil* 1993; 20(1): 19-31.
- Teraoka F, Takahashi J. Controlled polymerization system for fabricating precise dentures. *J Prosthet Dent* 2000; 83(5): 514-520.
- Woelfel JB, Paffenbarger GC. Dimensional changes occurring in artificial dentures. *Int Dent J* 1969; 9(4): 451-460.
- Wong DMS, Cheng LYY, Chow TW *et al.* Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent* 1999; 81(3): 300-304.
- Zissis A, Yannikakis S, Jagger RG, Waters MG. Wettability of denture materials. *Quintessence Int* 2001; 31(6): 457-462.