



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



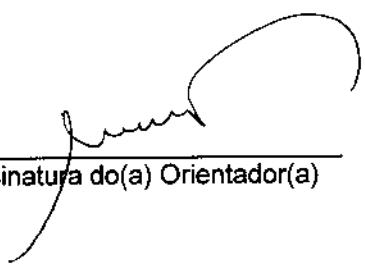
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Carolina Beraldo Meloto

Orientador(a): Célia Marisa Rizzatti Barbosa

Ano de Conclusão do Curso: 2004


Assinatura do(a) Orientador(a)

Carolina Beraldo Meloto

Ensaio de sorção de água em resina acrílica termicamente ativada, processada
em mufla mono e bimaxilar

Monografia apresentada ao Curso de
Odontologia da Faculdade de Odontologia
de Piracicaba – UNICAMP, para obtenção
do Diploma de Cirurgião-Dentista.

Orientador(a): Profa. Célia Marisa Rizzatti Barbosa

Piracicaba

2004

I

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

Dedico este trabalho a Deus, a minha família e aos meus
amigos pelos quatro anos de alegria.

AGRADECIMENTOS

A Profa. Célia Marisa Rizzatti Barbosa,
pelo carinho com que orientou este
trabalho.

Aos meus pais, Rosana e Alaor Meloto, e
ao meu irmão, Raphael, pelo amor e apoio
incondicionais que sempre me
fortaleceram.

Aos meus amigos de turma, por fazerem
desses quatro anos os melhores da minha
vida.

Aos meus amigos da Pós-Graduação,
Margarete, Cristiane, Laís e Fábio, por
todo o auxílio prestado.

SUMÁRIO

	p.
Lista de Ilustrações _____	05
Lista de Tabelas _____	06
Listas de Gráficos e de Quadros _____	07
Resumo _____	08
Introdução _____	10
Desenvolvimento _____	13
Conclusões _____	26
Referências Bibliográficas _____	27

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

p.

Figura 1 - Muflas bimaxilares metálica e de PVC	18
Figura 2 - Suporte cilíndrico de aço inoxidável	19
Figura 3 - Dessecador contendo sílica fresca e seca	19
Figura 4 - Pesagem em balança analítica	20

LISTA DE TABELAS

p.

Tabela 1 - Índice de Sorção de Água (g/cm^3)

obtido em cada amostra experimental _____ 21

Tabela 2 - Valores Médios de p para os

grupos estudados _____ 22

Lista de Gráficos e Quadros

p.

Gráfico 1 - Valores médios do
Índice de sorção de água para
os grupos estudados em g/cm^3 _____ 22

Quadro 1 - Relação dos materiais
utilizados no experimento e seus
respectivos nomes comerciais e
fabricantes. _____ 13

Quadro 2 - Relação dos
equipamentos empregados
no experimento e seus
respectivos modelos e fabricantes. _____ 14

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o índice de sorção de água da resina acrílica termopolimerizável, quando incluída em muflas monomaxilares e bimaxilares (metálicas para banho de água e de PVC para uso em forno de microondas). Foram confeccionadas 50 amostras de resina acrílica (Vipi Cril e Vipi Wave; Dental Vipi Ltda., Pirassununga, São Paulo, Brasil) a partir de uma matriz cilíndrica de aço inoxidável, com dimensões pré-estabelecidas pela American Dental Association (A.D.A.). As amostras foram confeccionadas segundo três métodos, separadas aleatoriamente em 3 grupos: GI (grupo controle): inclusão em mufla monomaxilar metálica e processamento em banho de água a $73\pm1^{\circ}\text{C}$ por 9 horas; GII, inclusão em mufla bimaxilar de cloreto de polivinila (PVC) e polimerização por energia de microondas (20 minutos, 90W de potência e 5 minutos, 450W de potência); e GIII, inclusão em mufla bimaxilar metálica e processamento em banho de água a $73\pm1^{\circ}\text{C}$ por 9 horas. Após polimerizadas, as amostras receberam acabamento com broca de tungstênio e lixas de óxido de alumínio, para posteriormente serem submetidas ao ensaio de sorção de água, no qual, inicialmente, permaneceram condicionadas por 24 horas em estufa à temperatura de $37\pm1^{\circ}\text{C}$ e, depois de resfriadas, foram pesadas sempre na mesma balança analítica com precisão de 0,0001g para a obtenção do valor inicial de massa (m_1). Em seguida, as amostras foram imersas em água destilada, à pressão ambiente e temperatura de $37\pm1^{\circ}\text{C}$, durante 30 dias. Após este período as mesmas foram pesadas na mesma balança analítica, para a obtenção do segundo valor de massa (m_2). Partindo deste ponto, os valores médios

apresentados por cada grupo a seguir foram calculados através da fórmula aceita

$$\text{pela A.D.A.: Sorção de água} = \frac{m_2 - m_1}{\text{Volume da amostra}} ;$$

e resultaram no seguinte: GI: 0,024085 g/cm³, GII: 0,025312 g/cm³ e GIII: 0,022098 g/cm³. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente através do teste t de Student e Tukey, a 5% de significância. Houve diferença estatística significativa somente do GIII para os demais grupos (GI e GII), o que permitiu concluir que a polimerização por energia de microondas resulta em índices de sorção de água semelhantes ao método convencional (GI) e que as amostras processadas em mufla bimaxilar metálica para banho de água apresentaram valores inferiores de sorção de água.

INTRODUÇÃO

As resinas acrílicas são utilizadas na Odontologia desde 1937, em substituição à Vulcanite. As resinas acrílicas ativadas termicamente (R.A.A.T.) têm sido utilizadas como material de escolha para a confecção de próteses devido à sua excelência no restabelecimento da funcionalidade e estética bucal (WONG, 1999). No entanto, deve ser considerado que as propriedades desta resina podem ser influenciadas por muitos fatores durante a confecção de uma prótese.

A R.A.A.T. depende, para sua polimerização, da presença de uma fonte de calor que forneça a energia necessária para desencadear a reação de polimerização em cadeia.

A fonte de calor mais comumente utilizada para a polimerização das resinas acrílicas ativadas termicamente é o banho de água quente. No entanto, NISHII (1968) foi o primeiro a estudar a energia de microondas como fonte alternativa de calor, que promove um aquecimento imediato e homogêneo neste material. Em seus estudos, observou que as resinas assim processadas tinham comportamento semelhante às resinas polimerizadas pelo método convencional (banho de água); fato que também foi reafirmado, mais tarde, por RIZZATTI-BARBOSA *et al* (1995). Além disso, NISHII detectou a necessidade de um tipo especial de mufla para o processamento em forno de microondas, uma vez que as metálicas refletiam as microondas, impossibilitando uma polimerização adequada.

Procurando sanar esta dificuldade, KIMURA *et al* (1983) transferiram o material contido no interior das muflas metálicas para tubos de borracha e, no ano seguinte, confeccionaram muflas de plástico reforçado com fibra de vidro para a

inclusão de próteses, obtendo melhores resultados em relação à qualidade de polimerização da resina.

Porém, independentemente do método de aquecimento da resina acrílica, as alterações no posicionamento dos dentes artificiais geradas durante o processamento das próteses são uma realidade inerente ao seu processamento. Tais modificações ocorrem tanto em função das alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica durante sua termopolimerização, que normalmente não conseguem ser contidas pelas muflas monomaxilares, como em função do estresse, mesmo que pequeno, presente no momento na desinclusão das próteses do interior das muflas (HOLT, 1977). Uma das principais consequências dessas alterações é um aumento na dimensão vertical de oclusão seja devido a modificações na posição dos dentes ou a contatos prematuros apresentados pelas próteses (NADIN, 2001). Dessa forma, tornam-se necessários desgastes, algumas vezes excessivos das faces oclusais dos dentes artificiais, causando uma perda de anatomia dos mesmos, principalmente dos posteriores, que são responsáveis pelo estabelecimento da dimensão vertical de oclusão (HOLT, 1977). Além disso, tais alterações podem resultar na perda de funcionalidade da prótese e, até mesmo, em lacerações na fibromucosa desdentada, comprometendo o sistema estomatognático por promover desconforto e desordens craniomandibulares (DEGNI, 1958; COMPAGNONI, 1983; YAGI, 2003).

Sabendo disso, fazem-se necessários estudos que investiguem medidas sobre o controle das alterações dimensionais, e possíveis distorções decorrentes da polimerização da resina a fim de corrigi-los ou, até mesmo, evitá-los. Partindo deste ponto, SOUZA (1987) estudou e desenvolveu uma mufla "HH" que permite a

inclusão do par de próteses, inferior e superior, em oclusão e simultaneamente, o que, segundo o autor, diminui sensivelmente as alterações oclusais ocorridas no momento de instalação das próteses.

Associando as idéias de SOUZA e considerando o método de polimerização da resina em forno de microondas como mais simples e rápido e tão eficaz quanto à polimerização em banho de água, em relação às suas propriedades físicas, RIZZATI-BARBOSA (2000) patenteou um protótipo (INPI: 1938-0) similar a mufla "HH", feito em fibra de vidro reforçada (PVC), para uso específico em forno de microondas.

Uma vez polimerizada, duas das principais características das resinas acrílicas podem ser notadas: sua contração de polimerização e a sua capacidade de sorver água (WONG, 1999). A primeira é inerente ao material e não pode ser evitada. A segunda está diretamente relacionada às propriedades polares das moléculas da resina e ao processo físico de difusão de água através dos espaços entre as mesmas (NADIN, 1999).

Existem diferentes opiniões com relação ao efeito da sorção de água sobre a estabilidade dimensional das próteses na literatura. Por isso, a avaliação da sorção de água sofrida pelas resinas acrílicas termopolimerizáveis quando processadas por diferentes métodos é necessária para que, em associação às análises de outras variáveis, se estabeleça qual destes métodos é mais vantajoso.

DESENVOLVIMENTO

1 – Proposição

Esta pesquisa teve como objetivo avaliar o comportamento da resina acrílica ativada termicamente com relação à sorção de água quando processada em mufla monomaxilar de banho de água, e em mufla bimaxilar para uso em forno de microondas e de banho de água.

2 – Metodologia

2.1- Materiais

Os materiais utilizados, marcas comerciais e seus respectivos fabricantes estão listados no Quadro1.

Quadro1. Relação dos materiais utilizados no experimento e seus respectivos nomes comerciais e fabricantes.

MATERIAIS	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Resina acrílica termicamente ativada	VipiWave® Vipi Cril®	Dental Vipi Ltda
Gesso tipo III	Herodent®	Vigodent S.A.
Silicone para confecção das matrizes	Coltoflex®	Vigodent S.A.
Isolante	Al-Cote®	Dentsplay LTDA.

2.2- Equipamentos

Os equipamentos empregados na confecção das amostras e suas análises encontram-se listados no Quadro 2.

Quadro 2. Relação dos equipamentos empregados no experimento e seus respectivos modelos e fabricantes.

EQUIPAMENTOS	MODELO	FABRICANTE
Pote de vidro	Jon [®]	Jon [®]
Forno de microondas	AW42	Continental [®]
Termopolimerizadora	P100	Termotron [®]
Mufla monomaxilar metálica	DCL [®] nº 5,5	Bethil [®] e Com. Ltda.
Mufla bimaxilar metálica	Protótipo	1938-0
Mufla bimaxilar de fibra de vidro	Protótipo	1938-0
Espatuladora a vácuo		Polidental [®] Ind. E Com. Ltda.
Prensa Hidráulica	Delta [®]	Máquinas Especiais
Politriz	APL – 4	Arotec [®]
Aparelho de ultrassom	T7	Thorton [®]
Paquímetro Digital		Mauser Junior [®]
Estufa	002 CB	Fanem [®] Ltda.

2.3- Confecção das amostras

Foram confeccionadas 50 amostras de resina acrílica ativada termicamente utilizando uma matriz de aço inoxidável, em forma de disco, com dimensões pré-

estabelecidas pela especificação nº12 da AMERICAN DENTAL ASSOCIATION (A.D.A.) para resinas acrílicas.

2.3.1- Inclusão das matrizes na mufla monomaxilar

As bases e as contra-muflas das muflas metálicas monomaxilares foram isoladas com vaselina sólida. A seguir foi realizado o preenchimento das bases com gesso tipo III (Herodent®, Vigodent S.A.), preparado na proporção de 250g de pó/ 80ml de água, de acordo com as instruções do fabricante, e espatulado a vácuo (Polidental®, Ind. E Com. Ltda) por 40 segundos. Após a resistência úmida do gesso, suas superfícies foram planificadas com lixas de óxido de alumínio de granulações 320 e 400 e, em seguida, isoladas com vaselina sólida. As matrizes, após também terem sido isoladas com vaselina sólida, foram dispostas nas bases, sempre na mesma posição. A seguir, as contra-muflas foram preenchidas com gesso tipo III, manipulado conforme as instruções técnicas descritas anteriormente, na proporção de 270g de pó para 85ml de água, e este foi depositado inicialmente sobre as matrizes, a fim de evitar que se movimentassem durante o manuseio das muflas. Então, as muflas foram levadas à prensa de bancada e mantidas sob pressão de 0,5 tonelada durante uma hora. Após este período, as muflas foram abertas, as matrizes removidas, as condições dos moldes obtidos examinadas, e ambas as partes, mufla e contra-mufla, foram lavadas com água corrente e detergente neutro, com o auxílio de escova dental macia para a remoção de resíduos de vaselina.

2.3.2- Inclusão das matrizes na mufla bimaxilar (metálica e de PVC)

A base da mufla bimaxilar foi isolada com vaselina sólida e devidamente preenchida com gesso tipo III (Herodent®, Vigodent S.A.), preparado na proporção

de 250g de pó/80ml de água, de acordo com as instruções do fabricante e espatulado à vácuo (Polidental®, Ind. e Com. Ltda) por 40 segundos. A contra-mufla, após ser isolada, também foi preenchida com gesso tipo III (Herodent®, Vigodent S.A.) preparado na proporção de 300g de pó/90ml de água, de acordo com as instruções do fabricante e espatulado a vácuo (Polidental®, Ind. e Com. Ltda) por 40 segundos. Depois de obtida a resistência úmida do gesso (uma hora) depositado na base e na contra-mufla, as suas superfícies foram planificadas com lixas de óxido de alumínio de granulação 320 e 400 e, em seguida, foram isoladas com vaselina sólida. As matrizes, após também terem sido isoladas com vaselina sólida, foram dispostas sempre na mesma posição, inicialmente sobre o gesso da base. A parte intermediária da mufla foi preenchida com gesso tipo III proporcionado em 310g de pó/91ml de água, o qual foi depositado primeiramente sobre a matriz para que esta não se movimentasse durante o manuseio da mufla. A outra amostra foi disposta na parte superior do gesso, da parte intermediária da mufla, antes que o gesso cristalizasse. Logo após a parte intermediária da mufla ter sido preenchida, a contra-mufla foi delicadamente posicionada sobre esta e o conjunto foi levado à prensa sob pressão de 0,5 tonelada e mantido assim durante uma hora. Após este período, as muflas foram abertas, as matrizes removidas, as condições dos moldes examinadas e ambas as partes, mufla e contra-mufla foram lavadas com água corrente e detergente neutro, com o auxílio de uma escova dental macia para a remoção de resíduos de vaselina.

2.3.3- Obtenção dos corpos-de-prova

As duas superfícies do gesso das muflas monomaxilares e as quatro superfícies do gesso das muflas bimaxilares foram revestidas com uma fina

camada de isolante para resina (Al-Cote®, Dentsplay LTDA). A resina Vipi Wave® (para processamento em forno de microondas) e Vipi Crii® (para processamento em banho de água) foram pesadas em balança de precisão de 0,01mg, e preparadas conforme instrução do fabricante, na proporção de 15g de polímero para 7,5ml de monômero para as muflas monomaxilares e na proporção de 30g de polímero para 15ml de monômero para as muflas bimaxilares. Após manipulação em potes de vidro (Jon®) e a obtenção da fase plástica, a massa de resina foi inserida no interior dos moldes da base e depois dos moldes da contra-mufra. As partes da mufla foram fechadas e comprimidas lentamente em prensa hidráulica de bancada (Delta® Máquinas Especiais) a 1,25 tonelada, até a estabilização da pressão. A seguir, as muflas metálicas foram colocadas em prensa de mola e as muflas de PVC foram parafusadas. As muflas permaneceram sobre a bancada por dez minutos antes de serem levadas para polimerização, de acordo com o tratamento selecionado para cada grupo, conforme segue:

- GI – Muflas metálicas monomaxilares, processadas em banho de água, $73\pm1^{\circ}\text{C}$ por 9 horas;
- GII – Muflas bimaxilares de PVC, processadas em forno de microondas, 20 minutos a potência de 90W (10% de potência) e 5 minutos a 450W de potência (50% de potência) (FIGURA 1);
- GIII - Muflas metálicas bimaxilares, processadas em banho de água, $73\pm1^{\circ}\text{C}$ por 9 horas (FIGURA1).



Figura 1 - Muflas bimaxilares metálica e de PVC

O ciclo de polimerização utilizado para o microondas foi proposto pelo fabricante para fornos de 900W a 1100W, e o ciclo para polimerização em banho de água foi preconizado por PHILLIPS (1993).

Após a polimerização, a desinclusão foi feita por um segundo operador, o qual marcou um número aleatório em cada amostra da mufla bimaxilar e da mufla monomaxilar, e transferiu estas anotações para uma planilha específica e determinada à identificação das amostras nos diferentes grupos de processamento.

2.3.4 – Acabamento das amostras

As amostras foram submetidas a acabamento com broca de tungstênio em baixa rotação e lixas de óxido de alumínio em ordem decrescente de granulação (180,220 e 400) (RAHAL, 2001) em politriz de bancada. Para que a superfície das amostras ficasse regularizada e para que não fosse exercida pressão diferente sobre a mesma, foi confeccionado um suporte cilíndrico de aço

inoxidável com uma depressão possuindo diâmetro semelhante ao das amostras (FIGURA 2).

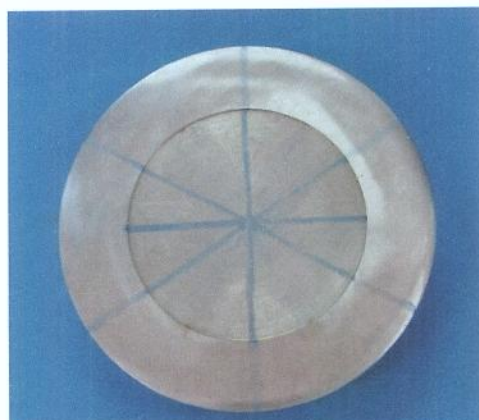


Figura 2 - Suporte cilíndrico de aço inoxidável

A espessura das mesmas foi controlada através de um paquímetro digital. Após o acabamento, as amostras foram submetidas ao ensaio de sorção de água.

2.4 – Ensaio de sorção de água

As amostras, depois de dado o acabamento, foram submetidas ao teste de sorção de água.

2.4.1 – Condicionamento das amostras

As amostras foram colocadas em um suporte de plástico que foi inserido no interior de um dessecador contendo gel de sílica fresca e seca (FIGURA 3).



Figura 3 - Dessecador contendo sílica fresca e seca

A seguir, foram condicionadas para secagem em estufa a temperatura de $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ por um período de 24 horas. Em seguida, o dessecador foi removido da estufa e deixado sobre a bancada por 1 hora a fim de igualar sua temperatura à do ambiente. As amostras foram pesadas em balança analítica com precisão de 0,0001g. Durante as pesagens, o dessecador foi mantido aberto o menor tempo possível. As amostras foram mantidas no dessecador até que a perda de massa calculada (m_1) para cada amostra fosse menor que 0,2mg durante o período de 24 horas. Previamente ao condicionamento, o volume de cada amostra foi calculado com a média dos valores do diâmetro e espessura obtidos após 3 medições de diâmetro e 5 medições de espessura (1 no centro e 4 igualmente espaçadas) (RAHAL, 2001). Estes procedimentos foram realizados pelo mesmo operador.

2.4.2 – Hidratação das amostras

As amostras foram imersas em água destilada a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ por um período de 30 dias. Após este tempo, as mesmas foram retiradas da água, secas com toalha de papel para remoção da umidade visível e, a seguir, foram pesadas na mesma balança analítica (m_2) (FIGURA 4).

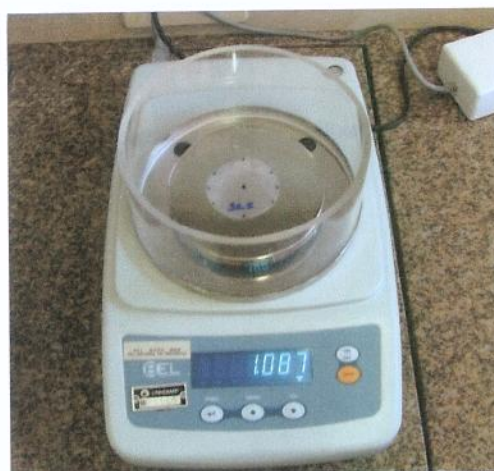


Figura 4 – Pesagem em balança analítica

É importante salientar que o tempo máximo para cada pesagem foi de 60 segundos para cada amostra e que os procedimentos de pesagem foram realizados por um segundo operador, caracterizando um experimento em cego.

3 – Resultados

Para o cálculo da sorção de água (SA) das amostras foi utilizada a seguinte

fórmula: $SA = \frac{m_2 - m_1}{\text{Volume da amostra}}$

Os resultados obtidos para a sorção de água e o valor médio encontrado para cada grupo encontram-se descritos nas tabelas e no gráfico a seguir:

Tabela 1: Índice de Sorção de Água (g/cm^3) obtido em cada amostra experimental.

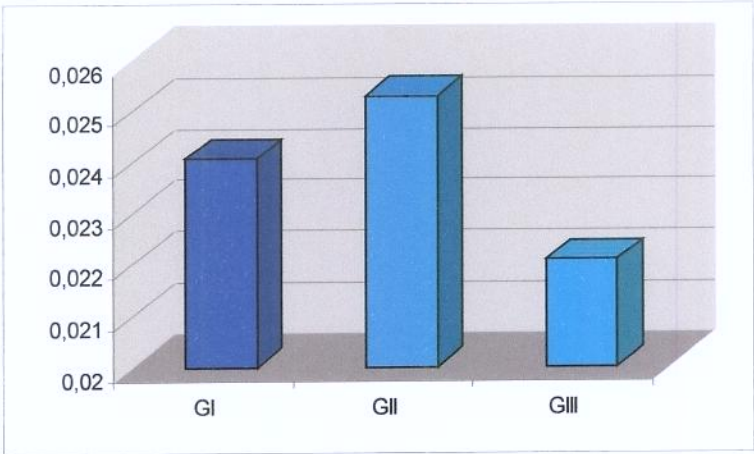
Nº da amostra	Tipo de tratamento	Sorção (g/cm^3)	Nº da amostra	Tipo de tratamento	Sorção (g/cm^3)
1	GI	0,0250	26	GII	0,0268
2	GI	0,0222	27	GII	0,0243
3	GI	0,0264	28	GII	0,0268
4	GI	0,0211	29	GII	0,0245
5	GI	0,0220	30	GII	0,0237
6	GI	0,0249	31	GIII	0,0202
7	GI	0,0238	32	GIII	0,0235
8	GI	0,0226	33	GIII	0,0275
9	GI	0,0284	34	GIII	0,0191
10	GI	0,0243	35	GIII	0,0232
11	GII	0,0267	36	GIII	0,0228
12	GII	0,0262	37	GIII	0,0226
13	GII	0,0234	38	GIII	0,0189
14	GII	0,0274	39	GIII	0,0218
15	GII	0,0244	40	GIII	0,0242
16	GII	0,0261	41	GIII	0,0208
17	GII	0,0239	42	GIII	0,0218
18	GII	0,0244	43	GIII	0,0229
19	GII	0,0269	44	GIII	0,0203
20	GII	Fraturada	45	GIII	0,0223
21	GII	0,0236	46	GIII	0,0228
22	GII	0,0248	47	GIII	0,0218
23	GII	0,0272	48	GIII	0,0210
24	GII	0,0264	49	GIII	0,0226
25	GII	0,0234	50	GIII	0,0218

Tabela 2: Valores Médios de p para os grupos estudados

Grupo	Média (g/cm ³)
GI	0,024085 ^A
GII	0,025312 ^A
GIII	0,022098 ^B

** Letras diferentes indicam diferença estatística significativa entre os grupos, para p=5 % de significância.

Gráfico 1 – Valores médios do índice de sorção de água para os grupos estudados em g/cm³



Observou-se que não ocorreu diferença estatística significativa entre os grupos GI e GII ($p>0,05$), porém, a diferença estatística foi significativa entre o grupo GIII e os demais grupos ($p<0,05$), quando submetidos ao teste t de Student e Tukey, a 5% de significância.

4 – Discussão

A sorção de água é um aspecto clínico desejável da resina acrílica, uma vez que pode compensar a sua contração de polimerização, resultando em uma melhor adaptação das bases das próteses. A água absorvida é encontrada nos espaços (gaps) existentes entre as cadeias poliméricas interligadas que formam a

estrutura da resina. Assim, temos que, quanto maior for o número de elementos de ligação cruzada na molécula formada, menores serão os espaços existentes para penetração da água, resultando em menor sorção de água da mesma (DeClerk, 1987).

Neste estudo, foi avaliada a sorção de água apresentada pelas resinas acrílicas termopolimerizáveis quando processadas por três diferentes métodos, sendo que o Grupo I contou com 10 amostras; o Grupo II com 19 amostras, uma vez que uma das amostras fraturou-se durante a sua confecção e, portanto, não foi considerada na análise estatística; e o Grupo III com 20 amostras, visto que a qualidade da polimerização influencia diretamente na formação das cadeias poliméricas e, conseqüentemente, na sorção de água apresentada pela massa de resina polimerizada.

A ISO/FDIS 1567 recomenda que as resinas acrílicas apresentem valores de sorção de água inferiores a $32\mu\text{g}/\text{mm}^3$, o que foi obtido nos três grupos estudados. Isto é favorável já que a sorção de água é uma propriedade desejável da resina acrílica a fim de compensar a contração de polimerização, melhorando a adaptabilidade das próteses, clinicamente. No entanto, valores mais elevados de sorção de água poderiam significar alterações dimensionais indesejáveis, que poderiam comprometer o sucesso clínico da prótese (NADIN, 2001).

Não foi encontrada diferença estatística significativa ($p>0,05$) entre os grupos GI (mufla monomaxilar metálica para polimerização em banho de água), e GII (mufla bimaxilar de PVC para polimerização por energia de microondas). Outros estudos também observaram que a qualidade da polimerização obtida com

a energia de microondas é semelhante à técnica convencional de banho de água (RIZZATTI-BARBOSA, 1995; NISHII, 1968). Assim sendo, consideramos que o tipo de polimerização e a maior quantidade de gesso e resina utilizados para o seu processamento em mufla bimaxilar de PVC para polimerização em microondas, não afetaram a qualidade de sorção de água apresentada pela resina.

Isto pode ser explicado pelo fato do aquecimento por microondas ser do tipo dielétrico, no qual o calor é gerado na própria massa a ser polimerizada. Isto porque moléculas polares, como a água e o monômero da resina acrílica, vibram a bilhões de ciclos por segundo quando expostas a um campo eletromagnético de microondas. Esta vibração provoca choques intermoleculares, os quais geram calor de forma homogênea em toda a massa de resina, resultando em uma polimerização adequada (NISHII, 1968; DeCLERCK, 1987).

No entanto, houve diferença estatística significativa no grupo GIII (mufla bimaxilar metálica para polimerização em banho de água) em relação aos outros dois grupos (GI e GII), sendo que este apresentou, em média, valores inferiores de sorção de água.

Sabe-se que apenas o teste de sorção de água não é suficiente para avaliar a qualidade de polimerização da resina acrílica. No entanto, partindo do ponto que o menor valor de sorção de água é obtido por uma polimerização mais eficiente, em que houve maior número de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas (TAKAHASHI, 1998), ou devido a uma maior quantidade de monômero residual presente na massa de resina polimerizada (DIXON, 1991), algumas observações foram traçadas a respeito dos resultados deste estudo.

A maior quantidade de gesso e resina utilizados na mufla bimaxilar metálica para polimerização em banho de água podem ter afetado a polimerização da resina acrílica, uma vez que o calor fornecido pelo banho de água não é homogêneo, como o que ocorre na polimerização por energia de microondas. Este pode ter sido insuficiente para atingir uma perfeita polimerização de toda a massa de resina, resultando em uma maior quantidade de monômero residual na massa polimerizada. De acordo com Dixon *et al* (1991), o monômero residual das resinas acrílicas pode afetar sua absorção de água, sendo que quanto maior for a quantidade de monômero residual presente, menor será a sorção de água, uma vez que este monômero estaria ocupando as lacunas (gaps) presentes na resina polimerizada que seriam preenchidas por água.

Desta forma, pode-se explicar os valores inferiores de sorção de água obtidos no GIII, pelo fato de a polimerização não ter sido tão satisfatória quanto nos outros grupos, resultando em maiores níveis de monômero residual na resina polimerizada e, conseqüentemente, em uma menor sorção de água. Entretanto, pode-se considerar que outros estudos investigando a quantidade de monômero residual presente em amostras polimerizadas com a mesma técnica devam ser conduzidos, para elucidar melhor estes resultados.

CONCLUSÕES

Mediante as condições experimentais desenvolvidas neste trabalho foi possível concluir que:

- A polimerização da resina acrílica por energia de microondas e a maior quantidade de gesso e resina utilizados na mufla bimaxilar de PVC não influenciaram na sorção de água da massa de resina polimerizada.
- O processamento feito em muflas bimaxilares aquecidas por energia de microondas não afeta o índice e sorção de água de amostras de resina acrílica, em relação ao processamento em muflas convencionais monomaxilares.
- O processamento feito em muflas bimaxilares aquecidas em banho de água diminui o índice de sorção de água de amostras de resina acrílica, em relação ao processamento em muflas convencionais monomaxilares e muflas bimaxilares para aquecimento em microondas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AL-HANBALI, E.; KELLEWAY, J.P.; HOWLETT, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. **J Dent.**, v.19, n.3, p.176-80, Jun 1991.

AZZARRI, M.J.; CORTIZO, M.S.; ALESSANDRINI, J.L. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. **J Dent.**, v.31, n.7, p.463-8, Sep 2003.

ANUSAVICE, K.J. **Phillips' science of dental materials**. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders, p.237-271, 1996.

BARBOSA, D.B.; COMPAGNONI, M.A.; LELES, C.R. Changes in occlusal vertical dimension in microwave processing of complete dentures. **Braz Dent J.**, v.13, n.3, p.197-200, 2002.

BARSBY, M.J. A denture base resin with low water absorption. **J Dent.**, v.20, n.4, p.240-4, Aug 1992.

BLAGOJEVIC, V.; MURPHY, V.M. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. **J Oral Rehabil.**, v.26, n.10, p.804-8, Oct 1999.

BRADEN, M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.14, n.12, p.307-312, Mar/Apr. 1964.

CAMPBELL, R.L. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. **J Am dent Ass**, Chicago, v.52, n.4, p.448-454, Apr. 1956.

COMPAGNONI, M.A.; NOGUEIRA, S.S.; RUSSI, S.; LOMBARDO, G.; FERREIRA, P.C.P. Influência da dimensão vertical nas bases de dentaduras completas. Estudo comparativo entre duas técnicas de isolamento de gesso durante a inclusão. **Rev. Ass. Paul. Cirurg. Dent.**, v.37, p.49-54, 1983

De CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental protheses. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.57, n.5, p.650-658, May. 1987.

DUBOJSKA, A.M.; WHITE, G.E.; PASIEK, S. The importance of occlusal balance in the control of complete dentures. **Quint Int**, v.29, p.389-394, 1998.

FIRTELL, D.N.; GREEN, A.J.; JAFFAR, M.E. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. **J Prosthet Dent**, v.45, p.593-601, 1981.

HEATH, J.R.; BORU, T.K.; GRANT, A.A. The stability of temporary prosthetic base materials II: Water sorption and its effects. **J Oral Rehabil.**, v.20, n.5, p.517-24, Sep 1993.

HOLT, J.E. Research on remounting procedures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.83, n.3, p.338-341, 1977.

ILBAY S, G.; GUVENER, S.; ALKUMRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. **J Oral Rehabil.**, v.21,n.1,p.103-9, Jan 1994.

KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SUGITA, M. Applications of microwave for dental technique (part 1) – dough-forming and curing of acrylic resin.**J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.23, p.43-49, Dec. 1983.

KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SUGITA, M. Applications of microwave for dental technique (part 2).**J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.24, p.21-29, Dec. 1984.

LEVIN, B.; SANDERS, J.L.; REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J Prosthet Dent.**, v.61, n.3, p.381-3, mar 1989.

McCARTNEY, J.W. Flange adaptation discrepancy, palatal base distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic maxillary complete dentures. **J Prosthet Dent**, v.52, p.545-553, 1984..

NADIN, P.S. **Análise da movimentação dental de próteses totais superiores submetidas a sorção de água, frente a diferentes métodos de processamento e alterações na temperatura e pressão.** Piracicaba, 1999. Tese (Mestrado em

Odontologia, área de Clínica Odontológica - Concentração Prótese) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

NADIN, P.S. **Análise da adaptação e da inclinação dental de prótese total superiores submetidas a diferentes métodos de processamento em função da sorção de água com alteração de temperatura e pressão.** Piracicaba, 2001, 126p. Tese (Doutorado em Odontologia, área de Clínica Odontológica — Concentração Prótese) — Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat curing resins. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.2, p.23-40, Feb. 1968.

RAHAL, J.S.; MESQUITA, M.F.; HENRIQUES, G.E.P. Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. **J Oral Rehab**, 2003 (in press)

REITZ, P.V.; SANDERS, J.L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quint Int**, Berlin, v.16, n.8, p.547-551, Aug. 1985.

REITZ, P.V.; SANDERS, J.L.; LEVIN, B. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J Prosthet Dent.**, v.61, n.3, p.381-3, Mar 1989.

RIZZATI-BARBOSA, C.M. **Mufla para inclusão dupla em fornos de microondas**. 23.03.2000; Disponibilidade restrita; INPI: 1938-0; Protótipo.

RUFFINO, A.R. Improved occlusion anatomy of acrylic resin denture teeth. **J Prosthet Dent**, v.52, p.300-302, 1984.

SKINNER, E.W. **Materiais Dentários de Skinner**, ed. Ralph W. Phillips, Trad. Dioracy Fonterrada Vieira, 8 ed., Rio de Janeiro, Interamericana, p.122-154, 1984.

SKINNER, E.W.; COOPER, E.N. Physical properties of denture resins. Part I. Curing shrinkage and water sorption. **J Am dent Ass**, Chicago, v.30, n.23, p.1845-1852, Dec. 1943.

SOUZA, H. L. HH flask – Instrument used to minimize occlusal dislodges in dentures. **Rev Ass Paul Cirurg Dent**, v. 41, p.270-274, 1987.

STAFFORD, G.D.; BRADEN, M. Water absorption of some denture base polymers. **J Dent Res.**, v.47, n.2, p.341, Mar-Apr 1968.

STAFFORD, G.D.; BATES, J.F.; HUGGET, R.; HANDLEY, R.W.A. Review of the properties of some denture base polymers. **J Dent**, Great-Britain, v.8, n.4, p. 292-306, Dec. 1980.

SWEENEY, W.T.; PAFFENBARGER, G.C. Tentative american dental association specification nº12 for denture base material, acrylic resin or mixture of acrylic and other resins. **J Am dent Ass**, Chicago, v.28, n.4, p.325-328, Feb. 1941.

TAKAHASHI, Y.; CHAI, J.; KAWAGUCHI, M. Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture reline materials. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.11, n.1, p.49-54, Jan./Feb. 1998.

TRUONG, V.T.; THOMAS, F.G.V. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. **Aust Dent J**, St. Leonard, v.33, n.3, p.201-204, Jun. 1988.

WESLEY, R.C.; HANDERSON, D.; FRAZZIER, Q.Z. et al. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. **J Prosthet Dent**, v.29, p.46-54, 1973.

WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Changes in denture during storage in water and service. **J Am dent Ass**, Chicago, v.62, n.6, p.643-657, June, 1961.

WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. **Int Dent J**, v.9, p.451-460, 1959.

WONG, D.M.S. et al. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.81, n.3, p.300-304, Mar. 1999.

YAGI T., MARIMOTO T., HIDAOKO O, IWATA K., MASUDA Y, KABAYASHI M., TAKADA K. Adjustment of the occlusal vertical dimension in bit raised guinea pig. **J Dent Res**, v.82, n.2, p.123-30,2003

ZAKHARI, K.N. Relation of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. **Int Dent J**, v.36, p.501-509, 1976.