

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

*João Neudenir Arioli Filho*  
CIRURGIÃO-DENTISTA

**"INFLUÊNCIA DAS RESINAS ACRÍLICAS, TÉCNICAS DE  
POLIMERIZAÇÃO E TEMPO DE ARMAZENAGEM  
EM ÁGUA NA MOVIMENTAÇÃO DENTAL  
EM PRÓTESE TOTAL SUPERIOR"**

*Este exemplar foi  
devolvido conforme corrigido,  
CC 86 0 36/83  
Arioli, J. N. Cont.  
Piracicaba 11.03.1998*

TESE APRESENTADA À FACULDADE DE  
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR  
EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA - ÁREA  
PRÓTESE DENTAL

PIRACICABA - S.P.  
1998



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



*João Neudenir Arioli Filho*  
CIRURGIÃO-DENTISTA

**"INFLUÊNCIA DAS RESINAS ACRÍLICAS, TÉCNICAS DE  
POLIMERIZAÇÃO E TEMPO DE ARMAZENAGEM  
EM ÁGUA NA MOVIMENTAÇÃO DENTAL  
EM PRÓTESE TOTAL SUPERIOR"**

**Orientador: Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI - FOP - UNICAMP  
Co-Orientador: Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI - FOP - UNICAMP**

TESE APRESENTADA À FACULDADE DE  
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA, DA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR  
EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA - ÁREA  
PRÓTESE DENTAL

PIRACICABA - S.P.  
1998

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL

5750182

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA	337/95
DATA	395/98
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	12/05/98
N.º CPD	

CM-00110471-1

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

Dr. 43i A43i	<p>Arioli Filho, João Neudenir. Influência das resinas acrílicas, técnicas de polimerização e do período de armazenamento em água na movimentação dental em prótese total superior / João Neudenir Arioli Filho - Piracicaba : [s.n.], 1998. 97. : il. Orientador : Saide Sarckis Domitti. Co-orientador : Simonides Consani Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Resina dental. 2. Prótese dentária completa. 3. Materiais dentários. I. Domitti, Saide Sarckis. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">19.CDD - 617.692 - 617.695 - 617.69</p>
-----------------	---

Índices para o Catálogo Sistemático

- |                                     |         |
|-------------------------------------|---------|
| 1. Próteses totais, coroas e pontes | 617.692 |
| 2. Materiais dentários              | 617.695 |
| 3. Prótese Dental                   | 617.69  |



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Doutorado**, em sessão pública realizada em 10/03/98, considerou o candidato aprovado.

1. Saide Sarckis Domitti Saide Sarckis Domitti

2. Mauro Antonio Arruda Nóbilo Mauro Antonio Arruda Nóbilo

3. Marcelo Ferraz Mesquita Marcelo Ferraz Mesquita

4. Sérgio Russi Sérgio Russi

5. Francisco de Assis Mollo Júnior Francisco de Assis Mollo Júnior

## **DEDICATÓRIA:**

À meus pais, **JOÃO** e **CLEDENIRCE**, responsáveis pelos meus passos e conquistas.

À **ANDRÉA**, minha companheira, amiga e fonte de minha inspiração.

Aos meus melhores amigos, **GETÚLIO**, **ANDRÉ**, **FÁBIO**, **VINICIUS** e **FERNANDO**, os quais jamais esquecerei.

**JOÃO NEUDENIR ARSOLI FILHO**

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI, Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, de quem a paciência, o apoio e a amizade tornaram possível a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI, Titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, do qual a experiência científica e as sugestões foram indispensáveis na elaboração deste estudo.

Ao meu amigo Prof. Dr. SÉRGIO RUSSI, Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pela simplicidade e lição de vida no meu aprendizado.

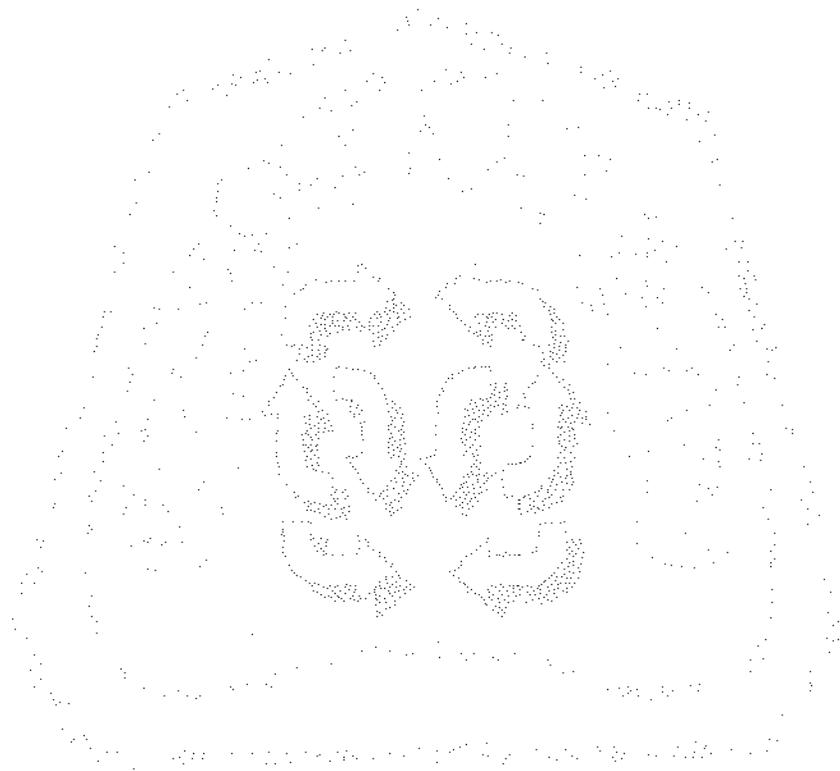
Ao Prof. Dr. MÁRIO A.C. SINHORETI, da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela análise estatística.

Meus sinceros agradecimentos

JOÃO NEUDNER ANGLI FILHO

# SUMÁRIO

1- LISTAS	pg.1
2- RESUMO	pg.5
3- INTRODUÇÃO	pg.7
4- REVISÃO DA LITERATURA	pg.10
4.1 - Alterações dimensionais	pg.11
4.2 - Sorção de água	pg.26
4.3 - Resinas para microondas	pg.32
5- PROPOSIÇÃO	pg.41
6- METODOLOGIA	pg.43
6.1 - Materiais	pg.44
6.2 - Método	pg.44
6.2.1 - Grupos de amostras	pg.44
6.2.2 - Pontos das mensuração	pg.45
6.2.3 - Obtenção dos modelos de trabalho	pg.45
6.2.4 - Confeção das próteses totais	pg.46
6.2.5 - Inclusão e eliminação da cera	pg.47
6.2.6 - Prensagem e polimerização	pg.48
6.2.6.1 - Resina acrílica Lucitone 550	pg.48
6.2.6.2 - Resina acrílica QC-20	pg.49
6.2.6.3 - Resina acrílica Acron-MC	pg.49
6.2.7 - Análise das amostras	pg.50
6.2.8 - Análise estatística	pg.51
7- RESULTADOS	pg.52
8- DISCUSSÃO	pg.59
9- CONCLUSÃO	pg.70
10- SUMMARY	pg.72
11- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	pg.74
12- APÊNDICE	pg.85



## **7- LISTA**

# LISTA

## 1.1 - FIGURAS

- Figura 6.1-** Pontos de referência e distâncias mensuradas. pg.43
- Figura 6.2-** Base em lâmina de acetato, enceramento, pg.44  
disposição dos dentes artificiais e referências metálicas .
- Figura 6.3-** Tipos de muflas: a- metálica; e, b- de fibra de vidro pg.45  
reforçado
- Figura 6.4-** Microscópio comparador linear usado nas mensurações pg.48
- Figura 7.1-** Ilustração gráfica das médias gerais dos deslocamentos pg 51  
dentais (mm), nos diferentes tipos de resinas acrílicas  
independente do tempo e local.
- Figura 7.2-** Ilustração gráfica das médias nas movimentações pg.53  
dentais (mm) durante os tempos de mensuração  
independente do material e local.
- Figura 7.3-** Ilustração gráfica das médias originais dos pg.54  
deslocamentos dentais (mm) de acordo com  
os locais de mensuração.

**Figura 7.4-** Ilustração gráfica das médias nas movimentações dentais (mm) nas resinas acrílicas e nos tempos independente do local. pg.55

## 1.2 - TABELAS

**Tabela 6.1-** Identificação dos principais materiais utilizados na pesquisa pg.42

**Tabela 6.2-** Resinas acrílicas e técnicas de polimerização pg.42

**Tabela 7.1-** Médias gerais dos deslocamentos dentais (mm) nos diferentes tipos de resina acrílica independente do tempo e local. pg.51

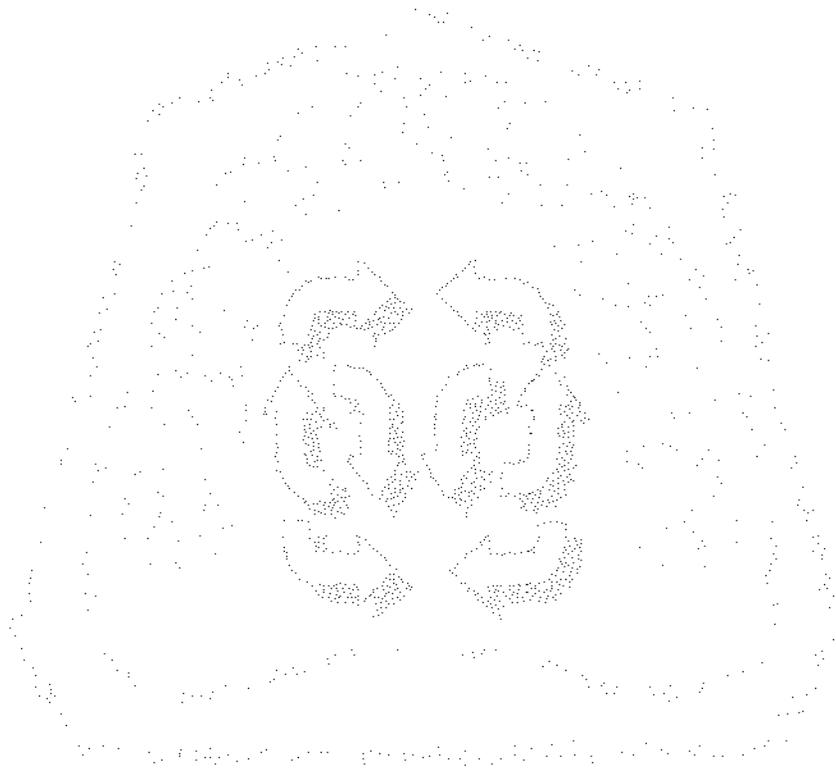
**Tabela 7.2-** Médias das movimentações dentais (mm) durante os tempos de mensuração independente do material e local. pg.52

**Tabela 7.3-** Médias originais dos deslocamentos dentais (mm) de acordo com os locais de mensuração. pg.54

**Tabela 7.4-** Médias originais das movimentações dentais (mm) nas resinas acrílicas e nos tempos de mensuração independente do local. pg.55

## ABREVIATURAS E SIGNIFICADOS

°F	- grau Fahrenheit
psi	- libras por polegada ao quadrado
seg.	- segundo
min	- minuto
%	- por cento
°C	- grau Celsius
et al.	- et alli
mm	- milímetro
n°	- número
0	- grau
Fig.	- figura
cm	- centímetro
Mhz	- megahertz
W	- watt
S.A.	- sociedade amônima
ml	- mililitros
Ind.	- indústria
Com.	- comércio
Ltda.	- limitada
Kg	- quilogramas

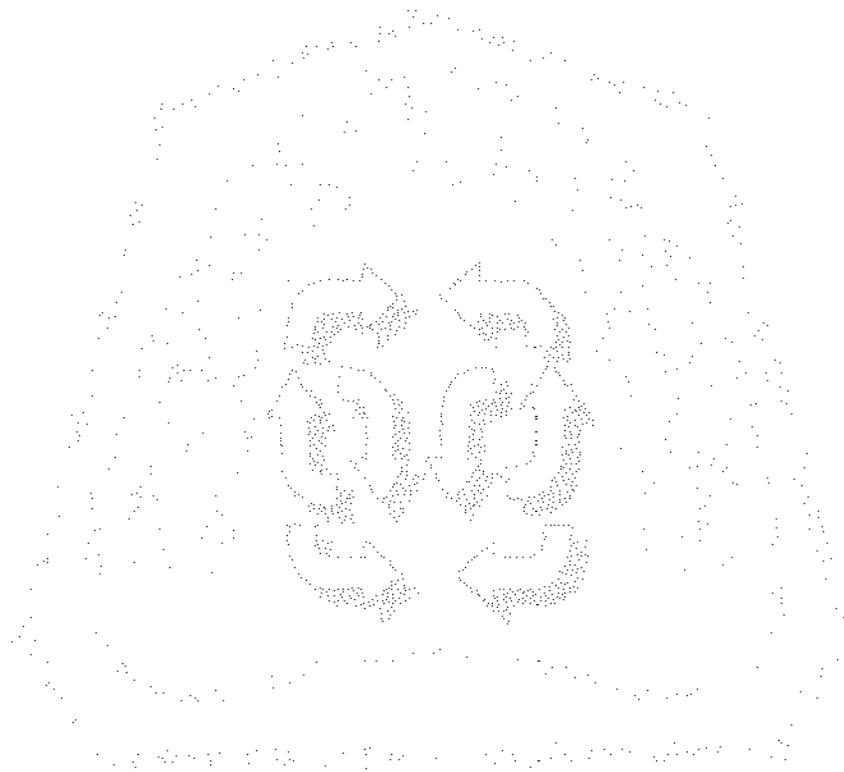


## **2- RESUMO**

## **RESUMO**

O objetivo deste estudo foi analisar a influência do período de armazenagem e das técnicas de polimerização, em três marcas comerciais de resinas acrílicas, na movimentação dental de prótese total superior. As resinas acrílicas utilizadas foram LUCITONE 550 (polimerizada em banho de água a 74°C por 9 horas e em microondas a 500 W por 3 minutos), QC-20 (ciclo em água fervente por 20 minutos) e ACRON-MC (ciclo em microondas 500W por 3 minutos). As distâncias dentais foram mensuradas após o enceramento da prótese (T<sub>0</sub>), inclusão (T<sub>1</sub>), polimerização e demuflagem (T<sub>2</sub>) e nos períodos de 3 (T<sub>3</sub>), 7 (T<sub>4</sub>) e 30 dias (T<sub>5</sub>) de armazenagem em água a 37°C. Os resultados obtidos foram submetidos ao teste de Tukey ( $p \leq 0,05$ ) e permitindo concluir que: (1) A resina ACRON-MC apresentou os maiores deslocamentos dentais; (2) No período T<sub>3</sub> (3 dias de armazenagem) ocorreram os maiores índices de deslocamentos dentais; (3) Os períodos de armazenagem em água não compensaram totalmente as distorções; e, (4) As distâncias entre pré-molares e molares mensuradas no plano horizontal nas direções látero-lateral e ântero-posterior apresentaram contração e expansão respectivamente.

**Palavras-chaves:** Resina Acrílica Dental  
Prótese Dentária Completa  
Materiais Dentários



### **3- INTRODUÇÃO**

## INTRODUÇÃO

As reabilitações orais com próteses totais constituem um dos tratamentos mais antigos e complexos da Odontologia. Segundo SEARS<sup>44</sup> (1958), as primeiras próteses totais corretamente construídas foram confeccionadas com uma borracha rígida conhecida como vulcanite e patenteada por NELSON GOODYEAR, em 1851. Muitos outros materiais para base de próteses totais foram experimentados e comparados com a vulcanite, especialmente após 1900. Entre 1911 e 1937, alumínio estampado, ouro, celulóide, resina de fenol-formaldeído, acetato e cloreto polivinílico, dentre outros, foram utilizados com esta finalidade.

Segundo PICKETT & APPLEBY<sup>37</sup> (1953) e SWEENEY<sup>54</sup> (1958), somente em 1937 surgiu o metil-metacrilato, uma resina acrílica que substituiu praticamente todos os materiais até então usados para a confecção de próteses totais. À partir desta descoberta até 1963, muitas inovações foram introduzidas na técnica da confecção de próteses totais, com a finalidade de produzir uma base mais precisa. Muitos plásticos industriais foram aperfeiçoados, mas nenhum foi considerado mais favorável e fácil de ser usado como as resinas acrílicas, devido a sua excelente resistência, propriedades estéticas, baixa solubilidade e facilidade de processamento e reparo (ANTHONY & PEYTON<sup>5</sup>).

Atualmente, muitas técnicas de polimerização são empregadas, dentre elas, a polimerização da resina em banho d'água aquecida (WOELFEL et al.<sup>66</sup>), polimerização química à temperatura ambiente (SKINNER<sup>49</sup>), polimerização através da energia de microondas (NIISHI<sup>32</sup>) e polimerização por luz visível (PHILLIPS<sup>38</sup>).

Contudo, a maior desvantagem da resina acrílica é as alterações dimensionais ocorridas durante e após a polimerização (SKINNER<sup>48</sup>) alterando o posicionamento dos dentes artificiais e a adaptação a mucosa

oral. Assim, adotando um entendimento mais realista, pode-se considerar que algumas conseqüências nas desarmonias oclusais sejam decorrentes das alterações dimensionais dos materiais utilizados, principalmente na resina acrílica.

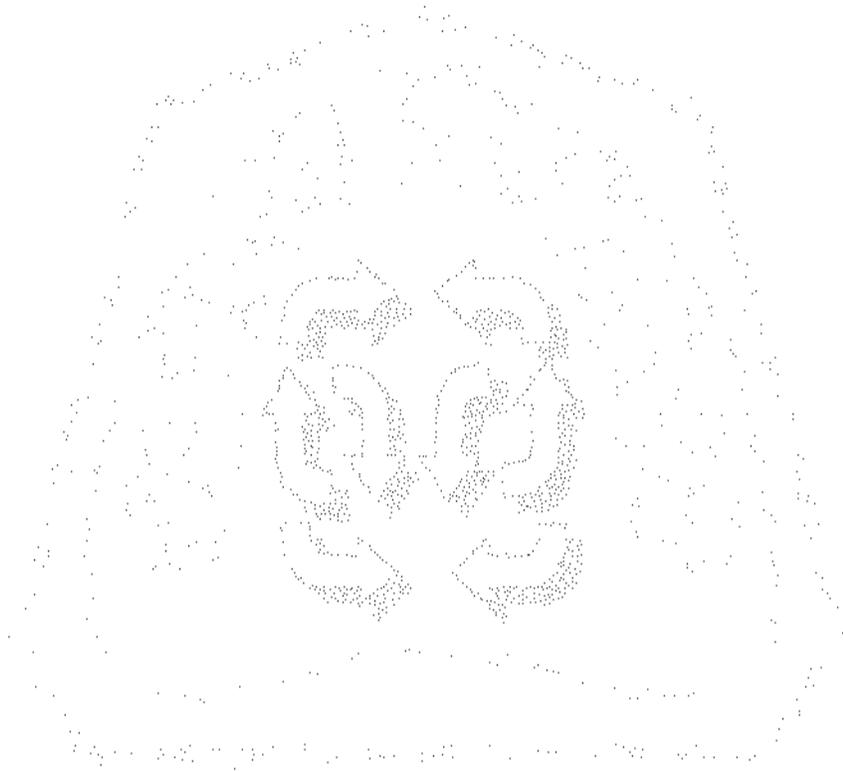
Conseqüentemente, tal fenômeno acarreta contatos oclusais e dimensão vertical de oclusão modificados, quando comparadas com aqueles obtidos na fase da montagem dos dentes.

MAHLER<sup>29</sup>, em 1951, pesquisando as alterações dimensionais das próteses totais, considerou que a resina acrílica propiciava uma alteração de 0,6 mm na dimensão vertical, em função da pressão exercida durante o procedimento de prensagem.

Por outro lado, devemos considerar que o tempo de armazenagem em água poderá influenciar a movimentação dos dentes artificiais, pois o fenômeno da sorção de água é bastante importante nas resinas acrílicas, resultando em alterações dimensionais. A cinética da sorção de água obedece as leis matemáticas de difusão, sendo possível definir o tempo requerido para saturar ou ressecar um corpo-de-prova. Os dois parâmetros necessários são o coeficiente de difusão e o equilíbrio de concentração das moléculas de água no interior e exterior da amostra, estando intimamente associados às variações de temperatura usadas para a polimerização (BRADEN<sup>10</sup>, 1964).

Diante dessas considerações, torna-se claro que mudanças de posicionamento dental podem ser produzidas pelas alterações dimensionais dos materiais e/ou pela introdução de tensões numa fase qualquer do processamento técnico.

Assim sendo, a proposta deste estudo foi determinar a influência dos tipos de resina acrílica, ciclos de polimerização e tempo de armazenagem em água a 37° C, nas alterações de posicionamento dos dentes artificiais em próteses totais superiores.



## **4- REVISÃO DA LITERATURA**

## **REVISÃO DA LITERATURA**

### **4.1- ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS**

Segundo **TAYLOR**<sup>60</sup>, em 1941, as resinas acrílicas estavam tornando-se mais populares na época, mas seu processamento era feito de maneira incorreta devido a falta de esclarecimentos nas instruções dos fabricantes. Assim, resolveu estabelecer normas quanto a manipulação do material salientando que deve-se utilizar uma quantidade de resina acrílica compatível com o tamanho de cada prótese, mantendo-a comprimida dentro de moldes para diminuir a contração de polimerização. Observou que sempre deve existir excesso de material durante o fechamento lento e gradual da mufla para melhor adaptação e estabilidade dimensional da prótese. Torna-se necessário controlar cuidadosamente a temperatura do ciclo de polimerização para que também as possíveis distorções do material não prejudiquem a adaptação das próteses totais.

Um ano depois, **PRYOR**<sup>39</sup> estudou uma alternativa para melhorar o processo de polimerização das resinas acrílicas com a finalidade de diminuir as alterações na oclusão das próteses totais, previamente estabelecida em articulador. Assim, desenvolveu um método de injeção com seringa que injetava continuamente resina acrílica, gerando pressão hidráulica dentro do molde fechado e compensando a excessiva contração sem distorcer a oclusão. Segundo o autor, esta pressão produziu um plástico denso, forte, livre de porosidade e que preenchia completamente todos os espaços correspondentes à prótese dentro da mufla.

Em 1943, **SKINNER & COOPER**<sup>51</sup> estudaram a influência dos métodos de processamento (injetado ou compressão) e de resfriamento (rápido e lento) na estabilidade dimensional das resinas acrílicas termicamente polimerizadas. O método de resfriamento rápido era obtido com água corrente à 20<sup>o</sup> C por 30 minutos e o resfriamento lento em temperatura ambiente por 3 a 4 horas. Os resultados demonstraram ausência de diferenças estatísticas entre as técnicas de processamento da resina acrílica. Porém, as próteses totais resfriadas rapidamente apresentaram as menores alterações dimensionais. Quanto à sorção de água, as peças protéticas armazenadas em água a 37<sup>o</sup> C e resfriadas rapidamente, expandiam-se menos. Também concluíram, que a absorção de água compensou a contração de polimerização durante as três primeiras semanas de armazenagem, sendo desnecessária a utilização de períodos maiores de armazenagem em água, pois as mudanças que poderiam ocorrer posteriormente não apresentavam interesse prático.

**SKINNER**<sup>47</sup> (1949), já comentava sobre as vantagens e desvantagens do uso das resinas acrílicas na odontologia. Segundo o autor, os possíveis excessos entre as duas partes da mufla poderiam produzir alterações na dimensão vertical das próteses totais. Descreveu também, que a contração linear era distinta em diferentes regiões da mesma prótese total não apresentando características uniformes e após a remoção da prótese total do modelo de gesso, ocorreria uma liberação de tensões resultando em alterações dimensionais. Explicou que o fenômeno de sorção de água não compensava totalmente as alterações dimensionais oriundas do processamento da resina acrílica.

Dois anos após, **SKINNER**<sup>48</sup>, estudando as resinas acrílicas, particularmente o poli-metil-metacrilato, afirmou que em alguns casos, o aumento na dimensão das próteses totais durante a imersão em água ou saliva, poderia compensar a contração de polimerização. Também procurou mostrar que a base de resina acrílica não apresentou a mesma contração em todas as direções durante a polimerização.

**MAHLER**<sup>29</sup>, em 1951, realizou um trabalho com o objetivo de identificar quais fatores produziam deslocamentos dos dentes artificiais durante a confecção de próteses totais. O autor concluiu que após a prensagem final, ocorria uma indução de tensões na resina acrílica não sendo distribuída uniformemente por toda a extensão da prótese e produzindo diferentes deslocamentos nos dentes após seu processamento. Os aumentos na dimensão vertical encontrados (mínimo de 0,6 mm) não estavam relacionados com os materiais utilizados na inclusão das próteses, mas com a pressão aplicada à resina acrílica durante seu processamento.

Um ano depois, estudando a estabilidade dimensional das resinas acrílicas, **GRUNEWALD et al.**<sup>19</sup>, ressaltaram que as causas do aumento na dimensão vertical ocorridas durante processamento das próteses totais, eram provocadas principalmente pela utilização incorreta dos gessos durante a inclusão, procedimentos rápidos de prensagem não permitindo o escoamento lento da resina acrílica, excessos do material entre as partes da mufla após o fechamento final, falta na manutenção da pressão sobre as muflas durante a polimerização e o resfriamento. Além disso, os autores estudaram as propriedades das resinas acrílicas processadas pelas técnicas convencional de compressão e a injeção. Segundo os autores, o material utilizado para a confecção de próteses totais deve propiciar uma base que reproduza

fielmente o modelo de gesso, ser estável dimensionalmente e possuir propriedades físicas e químicas satisfatórias. Os resultados obtidos, demonstraram diminuição no tamanho das bases de resina acrílica após polimerização e remoção do modelo de gesso, não existindo diferenças estatísticas entre as técnicas. Concluiu-se que as causas das alterações dimensionais foram: (1) a liberação de tensões produzidas durante o processamento da resina acrílica após a remoção das próteses dos modelos de gesso; (2) ganho e perda de água da resina acrílica durante o ciclo de polimerização e (3) uma possível polimerização incompleta que possibilitaria uma cura tardia do material ou perda de monômero. Quando as amostras foram armazenadas em água não ocorreram diferenças estatísticas, sendo observado que o índice de absorção de água aumentava consideravelmente quando as próteses eram armazenadas em temperaturas elevadas.

**PERLOWSKI**<sup>34</sup>, em 1953, analisou o afastamento do pino incisal produzido pelas alterações oclusais decorrentes dos tipos de materiais utilizados na inclusão das próteses totais em muflas metálicas. O autor acreditava que a expansão e o calor produzido durante a presa do gesso eram suficientes para mover os dentes artificiais e consequentemente cooperar com os desajustes oclusais finais. Os resultados demonstraram que ocorreram deslocamentos dos dentes da prótese durante o procedimento de inclusão, mas o fator mais importante foi a adaptação das partes da mufla durante a prensagem da resina acrílica. O autor explicou que as diferenças entre os afastamentos do pino incisal antes e após a remoção das próteses totais dos modelos de gessos foram causadas pela liberação das tensões produzidas na base de resina acrílica durante a prensagem e polimerização.

Em 1953, **PICKETT & APPLEBY**<sup>37</sup>, descreveram um histórico sobre surgimento das resinas acrílicas juntamente com suas vantagens e desvantagens. Segundo os autores, a principal desvantagem seria as alterações dimensionais, produzindo muitos espaços entre os modelos de gesso e as bases como resultado da contração de polimerização e das diferenças no coeficiente de expansão térmica da matriz, modelo e resina acrílica.

**SEARS**<sup>44</sup>, em 1958, descreveu um histórico da evolução dos materiais utilizados na confecção de próteses totais. Segundo o autor, apesar das inúmeras tentativas fracassadas em tempos remotos, a primeira prótese total corretamente construída foi após **NELSON GOODYEAR** patentear em 1851 uma borracha dura que recebeu o nome de vulcanite. Porém, este material apresentava como principais desvantagens a cor e o sabor.

Segundo **SWEENEY**<sup>54</sup>, em 1958, a alteração linear efetiva (contração de polimerização) de uma prótese total na porção posterior é de aproximadamente 0,5% ou 0,25 mm para ciclos realizados com calor e de 0,3% ou 0,15 mm para a resina polimerizada no meio ambiente. Esta redução em tamanho não estava diretamente relacionada com a contração ocasionada pela polimerização, porque a pressão exercida sobre a resina acrílica manteria este material ajustado ao modelo até sua rigidez.

**PEYTON et al.**<sup>35</sup>, em 1960, estudaram as alterações lineares das próteses totais inferiores e superiores mensurando os deslocamentos dos dentes artificiais e o aumento da dimensão vertical de oclusão. Observou-se que a contração linear na região posterior das próteses era de 0,3 a 0,5%, sendo em maior grau na prótese inferior. Segundo os autores, o controle das

alterações dimensionais das resinas acrílicas era difícil, pois a origem estava na quantidade de pressão aplicada na mufla, na temperatura de polimerização, na consistência da massa da resina acrílica, na resistência do gesso utilizado na inclusão frente a pressão de prensagem e em inúmeros outros fatores. Deslocamentos verticais na região dos molares de 0,175 mm produziram abertura no pino incisal de 0,5 mm quando as próteses foram remontadas em articuladores, sendo considerados normais em situações que foram tomadas as devidas precauções no processamento da resina acrílica. Os autores observaram distorções das próteses e trincas ao redor dos dentes artificiais quando ocorria a liberação das tensões internas, oriundas da elevação rápida na temperatura associada ao calor necessário para a polimerização da resina acrílica

Em 1960, **WOELFEL et al.**<sup>66</sup>, analisaram a acuidade das próteses totais utilizando 12 materiais diferentes e seguindo as instruções do fabricante. As maiores mudanças dimensionais verificadas foram na região posterior e ocorreram após a remoção das próteses de seus respectivos modelos de gesso, mas que clinicamente estas mudanças não foram significantes. Dentre os materiais testados, os pesquisadores observaram que as resinas com polimerização química, as epóxicas e a borracha dura apresentavam as menores taxas de contração. As próteses confeccionadas com as resinas acrílicas convencionais termicamente ativadas pela técnica de compressão do molde, também mostraram estabilidade dimensional compatível com as outras resinas e técnicas especiais testadas.

Em 1961, **SHIPPEE**<sup>45</sup>, estudou possíveis modificações nos métodos de inclusão em muflas metálicas objetivando diminuir as alterações na dimensão vertical que aconteciam após o processamento da resina acrílica.

Os resultados indicaram que o aumento da dimensão vertical das próteses totais poderia ser reduzido se os excessos de resina acrílica fossem removidos antes do fechamento final da mufla. A utilização de condutos de escape para os excessos do material não produziram maior estabilidade da distância molar-molar. Segundo o autor, independente da técnica de polimerização utilizada, as maiores alterações dimensionais da base resina acrílica ocorrem após a remoção da prótese total do modelo de gesso.

No ano seguinte, **ANTHONY & PEYTON**<sup>5</sup> analisaram a estabilidade dimensional de vários materiais disponíveis para confecção de próteses totais através da comparação entre o contorno das superfícies da base da prótese e do modelo de gesso. As adaptações das bases foram analisadas com auxílio de um comparador modificado e um dispositivo pantográfico. Os pesquisadores concluíram que as próteses totais com melhor precisão de adaptação foram as confeccionadas com resina acrílica quimicamente ativada devido a menor tensão induzida durante o processo de polimerização à baixa temperatura. As resinas acrílicas termicamente ativadas não foram tão perfeitas e a rapidez do resfriamento após o ciclo de polimerização foi considerado o fator principal nas contrações observadas. As próteses totais confeccionadas com a técnica de injeção apresentaram maiores contrações quando comparada com os outros grupos. A armazenagem das próteses em água produziu expansão dimensional, contribuindo para uma melhor adaptação, sendo que após 8 meses as mudanças dimensionais foram praticamente insignificantes.

**MARTINS & GALVÃO**<sup>31</sup>, em 1962, comentando sobre as alterações dimensionais das bases de próteses totais confeccionadas em resina acrílica, salientaram que este fenômeno produzia alterações nos padrões de

adaptação à mucosa oral e aumento na dimensão vertical previamente estabelecidos. Os autores concordaram que estas mudanças ocorreram na base da prótese devido alterações da resina acrílica e/ou no posicionamento dos dentes em função dos inúmeros materiais e procedimentos necessários para sua confecção. Salientaram que a reação exotérmica e a alteração dimensional do gesso utilizado na inclusão poderia alterar o posicionamento dos dentes fixados, como também a pressão aplicada sobre a mufla durante o procedimento de prensagem. Descreveram ainda que a fricção da resina acrílica às paredes do molde de gesso durante a prensagem e polimerização, associadas a espessura das bases, poderiam ter influência na quantidade de tensões induzidas dentro da massa do material e a forma de sua liberação. Desta maneira, concluiu-se que o material de inclusão, o meio isolante, a espessura das bases, a manipulação da resina acrílica, a pressão de prensagem e o ciclo de polimerização foram os fatores responsáveis pelas alterações dimensionais nas próteses totais.

**GRANT**<sup>18</sup>, em 1962, estudou a movimentação dos dentes artificiais em próteses totais durante os procedimentos de inclusão, monitorando o aumento da temperatura da massa do gesso e associando à movimentação dos dentes. Os resultados obtidos demonstraram que o gesso utilizado na primeira fase da inclusão produziu deslocamento superior do conjunto modelo/prótese. Porém, após a segunda fase (preenchimento da contra-mufla), ocorreu somente movimentação de 0,02 a 0,05 mm dos dentes oriunda da expansão de presa do gesso. O monitoramento na temperatura da massa do gesso produzida durante sua presa não influenciou sobre a cera e conseqüentemente sobre o posicionamento dentário.

Em 1963, **ANTHONY & PEYTON**<sup>6</sup>, estudaram a adaptação das próteses totais confeccionadas com 19 técnicas diferentes, compostas à partir de 8 tipos de materiais. O método utilizado foi a mensuração dos desajustes entre a sobreposição de dois traçados, confeccionados por um comparador modificado, correspondentes a superfície interna da prótese total e o contorno do modelo mestre de gesso. Foram estabelecidos 9 pontos de mensuração abrangendo o fundo de sulco vestibular, crista do rebordo alveolar, vertente média vestibular do rebordo, terço médio palatino e linha média. Neste estudo, os autores concluíram que o tempo de armazenagem em água dos 8 tipos de resinas acrílicas não apresentaram grandes mudanças nos períodos de 24 horas e 8 meses.

**LERNER & PFEIFFER**<sup>28</sup>, em 1964, analisaram a importância do isolamento em cera de toda a superfície de gesso da parte inferior da mufla (alívio) que serviria como escapes aos excessos de resina acrílica durante o procedimento de prensagem e conseqüentemente proporcionaria melhor estabilidade dimensional à base da prótese com menores deslocamentos dentais. Após o ciclo de polimerização, as peças protéticas retornaram ao articulador e demonstraram aumento na dimensão vertical de 0,3 à 0,5 mm. Os autores concluíram que os alívios ajudaram no controle das alterações dimensionais da resina acrílica termicamente polimerizada. Também foi observado que os deslocamentos dos dentes artificiais ocorreram imediatamente após a polimerização e durante o período de resfriamento.

**LAM**<sup>26</sup>, em 1965, analisou as movimentações dos dentes artificiais em próteses totais considerando o ângulo de inserção do conjunto modelo-prótese na mufla. Segundo o autor, ocorre um direto relacionamento entre esta particularidade e a posição final dos dentes artificiais. Desta maneira,

ficou comprovado que as próteses totais e os seus respectivos modelos de gesso deveriam permanecer paralelos à base da mufla durante a inclusão.

**WINKLER et al.**<sup>64</sup>, em 1971, analisaram as mudanças dimensionais ocorridas em dois tipos de resina acrílica durante o processamento de próteses totais superiores e inferiores. Após a polimerização, foi observada diminuição das distâncias entre os molares, tendo posteriormente uma contração adicional durante as 24 horas iniciais de armazenagem em água a 37°C. A redução nas distâncias entre os dentes artificiais ocorreu à partir da retirada das próteses totais de seus respectivos modelos de gesso, quando as tensões induzidas na massa da resina acrílica começaram a ser liberadas, alterando principalmente o posicionamento dos dentes posteriores. Assim, os autores concluíram a necessidade do retorno das próteses totais ao articulador para posterior balanceamento oclusal e reajuste da dimensão vertical de oclusão evitando traumatismos ao rebordo alveolar e aceleração no processo de reabsorção óssea.

**SAIZAR**<sup>41</sup>, em 1972, descreveu os procedimentos laboratoriais necessários para a correta confecção de próteses totais. Segundo o autor, após a fixação do conjunto modelo/prótese na mufla, toda a superfície de gesso deverá ser isolada para posterior preenchimento da contra-mufla em dois tempos. Na primeira etapa é pincelado gesso pedra sobre os dentes e espaços interdentais com posterior preenchimento até o nível oclusal. Após a presa, executar-se-á um novo isolamento e o restante da contra-mufla deverá ser preenchido.

Em 1977, **WOELFEL**<sup>65</sup>, descreveu amplamente os possíveis materiais que poderiam ser utilizados como base de próteses totais. As resinas

acrílicas termicamente polimerizadas com ciclos rápidos em água fervente durante 20 minutos apresentaram o dobro da contração de polimerização (0,43 a 0,97%) em comparação com os ciclos longos. As maiores alterações dimensionais entre as distâncias molar-molar e borda-borda, foram produzidas pela liberação do tensões (produzidas no processamento) após a remoção da prótese total do modelo de gesso e posterior polimento. Durante os três primeiros meses de estudo, as bases das próteses sofreram expansão produzida pela absorção de água, compensando parcialmente as alterações dimensionais ocorridas após o processamento tendo posteriormente ocorrido um equilíbrio entre a absorção e adsorção de água não produzindo grandes mudanças dimensionais.

Em 1977, **BECKER et al.**<sup>9</sup>, estudaram a adaptação das bases de resina acrílica e a estabilidade dimensional dos dentes artificiais de próteses totais quando utilizados materiais como silicone e gesso na inclusão em muflas e o condicionamento da resina acrílica pelo método de injeção e pressão. Após a obtenção dos resultados, os autores concluíram que todos os métodos produziram mudanças tridimensionais nas superfícies internas das bases das próteses e no posicionamento dental. No sentido horizontal, os deslocamentos finais dos dentes artificiais eram em direção à linha média.

Um ano depois, **ANTONOPOULOS**<sup>7</sup> comparou as mudanças dimensionais e oclusais de próteses totais superiores e inferiores construídas pelas técnicas da resina fluida e a convencional. Os resultados mostraram que as alterações dimensionais após a polimerização foram maiores na técnica da resina fluida (0,616 a 0,618 %) que na convencional (0,377 %). Estes resultados foram atribuídos a maior quantidade de monômero utilizado com este tipo de resina. Porém, quando este grupo de amostras foi

armazenado em água a 37<sup>0</sup> C por uma semana, ocorreu tendência de retorno às dimensões originais, sendo que após 3 meses a absorção de água recuperou metade das alterações dimensionais provocadas durante a polimerização. As mudanças dimensionais no sentido vertical provocadas nos dentes artificiais foram de aproximadamente - 0,083 mm nas próteses confeccionadas com resina fluida. Considerando clinicamente, as duas técnicas estudadas demonstraram adaptação, retenção e conforto satisfatórias.

**GLAZIER et al.**<sup>17</sup>, em 1980, estudaram o relacionamento da altura do rebordo alveolar e a influência dos dentes artificiais de resina e porcelana nas alterações do selamento posterior das bases em próteses totais. Suas conclusões foram baseadas na análise computadorizada dos desajustes entre as bases de resina acrílica e os modelos de gesso. Os resultados indicaram que não houve significância estatística entre o material dos dentes artificiais e os desajustes das bases de resina acrílica. Porém, foi observado que a altura do rebordo é inversamente proporcional ao selamento posterior das próteses totais.

**MAINIERI et al.**<sup>30</sup>, em 1980, compararam a movimentação dos dentes artificiais e as mudanças dimensionais das base de resina acrílica termicamente polimerizada quando utilizavam gesso e silicone como material de inclusão em muflas metálicas. Os resultados indicaram a ausência de significância estatística entre as técnicas. Porém, em todas as amostras, os dentes artificiais deslocaram-se para lingual após a polimerização e resfriamento, não apresentando também diferenças estatísticas entre o segmento anterior e o posterior.

Em 1983, **GARFUNKEL**<sup>15</sup>, comparou as mudanças dimensionais dos dentes artificiais ocorridas nas próteses totais quanto à utilização das técnicas de injeção e prensagem de resinas acrílicas termicamente polimerizadas. Os resultados mostraram-se semelhantes estatisticamente nas duas técnicas. Também foram observados grandes mudanças no posicionamento dental após a polimerização e posterior polimento da resina acrílica. O autor relatou que estes “erros de processamento” eram resultados das alterações dimensionais dos inúmeros materiais utilizados para se obter a prótese total propriamente dita.

Em 1984, **SKINNER**<sup>49</sup>, salientou a importância dos cuidados durante os passos laboratoriais no processamento das resinas acrílicas. O autor descreveu que o resfriamento rápido da mufla produziu tensões internas na massa de resina acrílica tendo como resultado final uma maior alteração dimensional, prejudicando a retenção e estabilidade da prótese total.

**CHEN et al.**<sup>12</sup>, em 1988, estudaram a estabilidade dimensional das bases de resina acrílica em próteses totais superiores comparando a influência da espessura de duas marcas comerciais (Lucitone e Hirco) polimerizadas em diferentes ciclos. As espessuras testadas foram 1,5 mm, 3 mm e 5 mm em dois ciclos de 165<sup>0</sup> F por 9 horas e 165<sup>0</sup> F por 1 hora mais 212<sup>0</sup> F por 30 minutos, através de medidas lineares entre os molares e análise dos desajustes na região posterior do palato com o auxílio da microscopia. Concluíram que o Lucitone apresentava menor acuracidade dimensional quando a base da prótese era mais espessa e polimerizada em ciclo curto. O espaço observado entre a prótese e o modelo de gesso na área posterior constituía-se em uma discrepância visual estabelecida entre 0,23 mm a 0,58 mm sendo de difícil correção. Porém, as alterações lineares de

molar a molar poderiam ser corrigidas com a remontagem em articulador para restabelecer o balanceamento oclusal, que segundo os autores, deveria ser um procedimento clínico de rotina .

**PHILLIPS**<sup>38</sup>, em 1993, descreveu que existem inúmeros ciclos de polimerização sendo o mais aceito, aquele que utiliza um tempo de 9 horas a 74 °C sem ebulição ao final. Também observou que a contração de polimerização nas resinas acrílicas era resultado da alteração na densidade do monômero durante o ciclo de polimerização. Possivelmente, esta contração seria distribuída por toda a superfície da base da prótese total. Somente desta maneira, foi possível explicar como um material que apresentava alta contração volumétrica podia ser usado para confecção de próteses totais clinicamente satisfatórias. O autor observou, que a sorção de água seguia as leis da difusão, afastando as macromoléculas e aumentando o volume do material, podendo compensar totalmente a contração de polimerização na ausência de possíveis tensões internas induzidas durante seu processamento.

**SYKORA & SUTOW**<sup>56</sup>, em 1993, estudaram os índices de desajustes na região posterior de próteses totais superiores considerando as técnicas de injeção contínua e o método convencional de compressão. Também foi analisada a influência da profundidade do palato e o tempo de armazenagem em água nos períodos de uma hora, um dia e uma semana. Os resultados mostraram que a técnica de injeção contínua proporcionou melhores adaptações na região posterior do palato. As maiores alterações dimensionais foram observadas quando as próteses totais foram polimerizadas e removidas dos respectivos modelos de gesso. O palato profundo apresentou menores índices de desajustes e as próteses totais

confeccionadas com a técnica de injeção contínua foram as únicas com pequenas alterações dimensionais durante o armazenamento em água mostrando tendência ao retorno às dimensões originais.

**ABUZAR et al.**<sup>1</sup>, em 1995, estudaram as movimentações dos dentes artificiais em próteses totais através de análise computadorizada. Os resultados observados estabeleceram correlação estatística positiva entre profundidade do palato e mudanças nos posicionamentos dentais. Nos palatos profundos, ocorreu deslocamento para vestibular dos dentes molares e pré-molares, já nos palatos rasos, este deslocamento era no sentido palatino. Após a demuflagem e retirada das próteses dos modelos de gesso, ocorreu diminuição nas distâncias mensuradas que, segundo os autores, a origem estava na liberação imediata de tensões produzidas durante o processamento. Durante o período de armazenamento em água, a absorção de água produziu afastamento entre os dentes.

**ARIOLI**<sup>8</sup>, em 1997, estudou a influência das formas geométricas do palato (plano, oval e triangular) e da sorção de água na adaptação de próteses totais superiores. O autor executou cortes frontais do conjunto modelo/prótese e mensurou os possíveis desajustes entre a base de resina acrílica (polimerizada em ciclo de 9 horas a 74<sup>o</sup> C) e o modelo de gesso. Os resultados obtidos demonstraram que os palatos com formas triangulares e planas apresentaram os maiores e os menores índices de desajustes, respectivamente. O armazenamento em água, nos períodos de 24 horas, 15 e 30 dias, não demonstraram significância estatística na adaptação das bases de resina acrílica.

## 4.2- SORÇÃO DE ÁGUA

**SWEENEY et al.**<sup>55</sup>, em 1942, estudaram as propriedades físicas, entre elas a sorção de água, dos materiais utilizados para base de próteses à base de resina de metil-metacrilato, resina de estireno acrílico, resina vinil acrílica, compostos de celulose e vulcanite, em diferentes formas de apresentação. A conclusão estabelecida à respeito da sorção de água era que havia um aumento nas dimensões das próteses quando ficavam imersas em água, principalmente aquelas confeccionadas em metil-metacrilato.

**PEYTON & MANN**<sup>36</sup>, em 1942, analisaram algumas propriedades físicas das resinas acrílicas e estireno-acrílicas, dentre elas, as alterações lineares durante e depois do processamento, contração volumétrica e sorção de água. Concluíram que o processamento em banho de água fervente no intervalos de 60 a 90 minutos foram os mais adequados. Poucas diferenças foram encontradas em ambas as resinas quanto às propriedades físicas. Quanto à vida média, a resina de metil-metacrilato demonstrou maior estabilidade, e os autores observaram que as propriedades das resinas estudadas poderiam ser satisfatórias na medida em que fossem utilizadas com discernimento, estando diretamente relacionadas à experiência de quem irá processá-las bem como às suas propriedades físicas.

**SKINNER**<sup>47</sup>, em 1949, descrevendo sobre as resinas acrílicas de poli metil metacrilato relatou que são os melhores materiais para a confecção de bases de próteses. Neste trabalho concluiu que o processamento por injeção no molde possuía melhor estabilidade na dimensão vertical da prótese do que o método de compressão. Relatou ainda que as resinas sofrem sinérese e embebição e a expansão provocada pela absorção de água poderia

compensar a contração de polimerização. Ciclo de polimerização com temperatura menor que 75<sup>0</sup>C diminuíram o grau de distorção das bases.

**HARMAN**<sup>21</sup>, em 1949, relatou que as propriedades mais significativas das bases de próteses totais são a fidelidade na reprodução dimensional, a estabilidade e a resistência. O autor estudou os efeitos do tempo e temperatura na polimerização das bases de metil metacrilato, submetendo-os a 3 ciclos de polimerização em banho de água quente: a- 71<sup>0</sup> C por 2 horas e meia; b- à partir da temperatura ambiente, obtendo a fervura em uma hora e mantendo em ebulição por 15 minutos; c- 71<sup>0</sup> C por 2 horas e meia e fervendo por 15 minutos. Após a confecção e corte dos corpos-de-prova, uma metade foi inserida em um dessecador à temperatura ambiente e a outra em água destilada a 37<sup>0</sup> C. As amostras foram medidas e pesadas a cada dia na primeira semana, a cada semana no primeiro mês, a cada mês nos primeiros 6 meses em intervalos iguais ao longo de 19 meses. Observou que mudanças dimensionais ocorridas nas amostras armazenadas em água diminuíram em função do tempo e ganharam peso, ao contrário das armazenadas à seco, cujas alterações dimensionais aumentaram com o passar do tempo e perderam peso, tendo alcançado a estabilidade após 2 semanas. Concluiu-se que as técnicas de polimerização analisadas não alteravam o comportamento dimensional da resina acrílica. Desta maneira, ficou demonstrado indiretamente, que para alcançar propriedades físicas satisfatórias da resina acrílica deve-se utilizar um ciclo de polimerização efetivo em consideração ao tamanho e forma da base da prótese.

**SKINNER & CHUNG**<sup>50</sup>, em 1952, estudaram a influência da sorção de água na retenção das próteses totais. Os períodos de imersão foram respectivamente 16, 31 e 56 dias. Os resultados indicaram que houve um

aumento gradual na retenção até 30 dias de imersão, mantendo-se constante nos demais. Porém, concluíram que o aumento dimensional provocado pela sorção de água não era suficiente para compensar totalmente a contração de polimerização.

**CAMPBELL**<sup>11</sup>, em 1956, estudou “in vitro” e “in vivo” as alterações provocadas pela sorção de água em resinas processadas com os métodos de injeção e compressão. Foi observado que o armazenamento em água produziria alterações nas resinas estudadas em um período de tempo considerável, principalmente nas 3 primeiras semanas após a polimerização. O autor concluiu que a absorção de água nas bases, provocaram um aumento de volume, aumentando a retenção das próteses e compensando totalmente a contração original.

Em 1965, **WOELFEL et al.**<sup>67</sup>, afirmaram que as diferenças na contração de polimerização entre as próteses totais do mesmo material são ocasionadas pelas variações na forma e tamanho das mesmas, tendo a espessura uma fundamental importância na dureza, limitando assim o grau de contração.

**BRADEN**<sup>10</sup>, em 1964, estudando a sorção da água pelas resinas acrílicas e outros materiais, afirmou que este fenômeno é bastante importante pois está acompanhado de alterações dimensionais, e sua cinética obedece as leis matemáticas de difusão. Os dois parâmetros necessários para definir o processo de absorção e adsorção de água são o coeficiente de difusão e o equilíbrio de concentração das moléculas de água no interior e exterior do corpo-de-prova. Os tempos requeridos para saturar ou ressecar um corpo-de-prova podem ser previstos. Considerou ainda que este

processo encontra-se intimamente ligado às variações na temperatura usadas para o processamento.

**deGEE et al.**<sup>16</sup>, em 1979, utilizaram uma técnica de mensuração que propiciava obter informações mais rápidas sobre a área chapeável das bases de cinco tipos de resina acrílica. Para cada tipo do material eram confeccionadas duas bases sem a presença dos dentes e as mensurações feitas logo após a remoção da mufla e com dois meses de armazenagem em água. Observaram que a maior distorção ocorreu nas resinas termopolimerizáveis com ligações cruzadas ficando a autopolimerizável com a menor distorção. Em todos os grupos de resinas, o armazenagem em água diminuiu a distorção até o período de dois meses.

**GOODKIND & SCHULTE**<sup>20</sup>, em 1970, compararam a estabilidade dimensional das resinas polimerizadas térmica e quimicamente. Com o auxílio de um modelo mestre foi usado um grupo de amostra de 15 próteses totais para cada um dos dois grupos. Após 6 meses de armazenagem em água concluíram que ambas distorcem, sendo a autopolimerizável em maiores valores, porém sem relevância clínica.

**STAFFORD et al.**<sup>53</sup>, em 1980, analisaram as propriedades de 5 tipos de resinas polimerizadas termicamente de alto impacto (Hircoe, Impact, Lucitone 199, Trevalon HI, Vinalene), uma termopolimerizável padrão (Trevalon), uma autopolimerizável (De Treys Sc), uma termopolimerizável de ciclo rápido (Acron Rapid) e uma resina fluida (Pour-n-Cure). Todas as resinas polimerizadas termicamente passaram por um ciclo de cura de 14 horas a 70 °C, sendo a de rápida polimerização processada por 20 minutos a 100 °C. Para a análise da precisão tridimensional, as amostras foram

polimerizadas em modelos de gesso reproduzidos a partir de um modelo mestre por moldes de silicona. As medidas foram feitas 24 horas e 30 dias após a polimerização. Concluíram que durante a cura, todas as resinas apresentaram contração e quando armazenadas em água, uma expansão. A análise estatística mostrou que ocorreram diferenças significativas entre os materiais analisados, sendo que a resina polimerizada por ciclo rápido apresentou a maior contração de polimerização e as resinas termopolimerizáveis (padrão rápido) exibiram expansões significativas quando armazenadas em água por 30 dias, mas sem relevância clínica.

**HUGGET et al.**<sup>22</sup>, em 1984, estudaram a estabilidade dimensional associada ao ciclo de polimerização convencional de resina acrílica, tendo em algumas das técnicas um período final em água fervente. Os ciclos usados eram 14 horas a 70 °C, 14 horas a 70 °C mais 3 horas a 100 °C, água em ebulição retirando a fonte de calor por 20 minutos até a temperatura de 68 °C e mantida por mais 20 minutos, retornando a ebulição por mais 20 minutos e o último ciclo era de água em ebulição com remoção da fonte de calor por 20 minutos e retornando ao ponto de ebulição por mais 10 minutos. Os modelos possuíam demarcações que eram reproduzidas pela resina e medidas após a polimerização e após a saturação em água a 37<sup>o</sup> C por um mês, acompanhando as medidas do modelo de gesso sobre os quais foram processadas. Os resultados mostraram que todas as bases sofreram contração e apresentaram expansão após saturação em água, mas não compensaram a pequena contração prévia (1%). O aumento da temperatura da água para 100 °C prejudicou a precisão dimensional da base da prótese.

Em 1987, **RISTIC & CARR**<sup>40</sup>, analisaram as possíveis mudanças na dimensão vertical provocada pela sorção de água nas bases de resina acrílica em prótese total. O autor cita que a absorção de água segue as leis da difusão produzindo afastamento das moléculas podendo alterar a oclusão devido a expansão nos planos horizontais e verticais dos dentes artificiais.

**TRUONG & THOMAS**<sup>61</sup>, em 1988, realizaram um estudo comparativo das resinas acrílicas polimerizadas em microondas e banho de água fervendo. Em relação à sorção de água não houve diferenças significativas entre as amostras polimerizadas em microondas ou em banho de água fervendo.

Neste mesmo ano, **ANDERSON et al.**<sup>4</sup> (1988), comparou a estabilidade dimensional das bases de resina acrílica quando processadas pelas técnicas de injeção e prensagem convencional. Os resultados mostraram que as alterações dimensionais foram três vezes maiores nas próteses confeccionadas com o método de compressão (convencional). Segundo os autores, a pressão contínua da técnica de injeção e pouco excesso de resina acrílica foram os fatores que propiciaram os melhores resultados. Todas as amostras demonstraram tendência a expansão dimensional após 30 dias de armazenagem em água, porém, insuficiente para compensar as alterações dimensionais ocorridas após a polimerização.

**ALL-MULLA et al.**<sup>3</sup>, em 1989, estudaram os efeitos da sorção de água em dois tipos de saliva artificial nas propriedades mecânicas de uma resina convencional (Trevalon), uma de alto impacto (Trevalon HI), uma auto polimerizável (De Trey SOS) e uma foto polimerizável (Triad). As soluções de saliva artificial foram selecionadas com base em características

similares à saliva natural. Os resultados encontrados foram comparados aos efeitos da sorção de água sobre os mesmos materiais. Os autores observaram que o coeficiente de difusão foi diferente quando comparado com as amostras de saliva artificial mais viscosas com as menos viscosas. Uma das conclusões finais foi que o equilíbrio entre absorção e adsorção de água ocorreram em 28 dias de armazenagem não importando o meio aquoso utilizado.

**DIXON et al.**<sup>14</sup>, em 1992, sabendo que as resinas acrílicas utilizadas para bases de próteses totais apresentavam uma expansão quando imersas em água, estudou a mudança dimensional de três tipos de resinas, sendo uma termopolimerizável com ciclo longo e curto de cura, uma autopolimerizável e uma polimerizada por luz visível. Os resultados foram coletados após o processamento e depois nos períodos de armazenagem em água de 30, 60 e 90 dias. Observaram que após 90 dias de armazenagem, apenas a resina autopolimerizável apresentava as mesmas dimensões iniciais, porém, as mudanças ocorridas não seriam detectáveis clinicamente.

### **4.3- RESINAS PARA MICROONDAS**

**NIISHI**<sup>32</sup>, em 1968, foi o primeiro pesquisador a utilizar energia por microondas para polimerização das resinas acrílicas de uso odontológico. Com auxílio de um oscilador magnético, a energia por microondas gerada era transferida para uma câmara e uma mufla sendo absorvida e instantaneamente transformada em calor. Segundo o autor, a diferença entre a condução ordinária do aquecimento e o aquecimento dielétrico é que com o método dielétrico, a substância torna-se aquecida igualmente tanto interna

quanto externamente à medida que a temperatura aumenta rapidamente. Os resultados de sua pesquisa, demonstraram que as propriedades físicas das resinas acrílicas polimerizadas com irradiação por microondas foram tão satisfatórias quanto as obtidas com os ciclos convencionais.

Em 1983, **KIMURA et al.**<sup>24</sup>, analisaram as propriedades das resinas termicamente polimerizadas quando utilizadas em microondas. Os resultados mostraram que o uso de ciclo de 3 minutos a 500W não produziu mudanças na cor e trincas ao redor dos dentes artificiais nas bases de próteses totais. Nos casos de próteses parciais removíveis, observou-se que o grampo de metal não influenciou as características do material e não favoreceu a ocorrência de porosidade. Concluiu-se que a qualidade da resina termicamente polimerizada processada em aparelho de microondas foi melhor que a polimerizada em banho de água, pois a energia por microondas aquece o gesso e a resina de forma homogênea, fazendo com que a base da prótese total apresente melhor adaptação.

Um ano depois, **KIMURA et al.**<sup>25</sup> também compararam a adaptação das resinas acrílicas termicamente polimerizadas quando processadas em banho de água e microondas. As muflas utilizadas no aparelho de microondas eram de fibra de vidro reforçada. Os ciclos empregados foram 2,5 minutos de cada lado da mufla (superior e inferior) a 500 e 200 W em forno de microondas com prato giratório e 40 minutos a 65<sup>o</sup>C e mais 30 minutos em banho de água fervente. Com auxílio de um par termoeletrico inserido na base da resina e no revestimento de gesso, foi possível registrar as mudanças de temperatura durante os procedimento. Os resultados mostraram que o ciclo de polimerização em microondas apresentou estabilidade dimensional superior, demonstrando melhor adaptação sobre os

rebordos do que sobre a região do palato. Segundo os autores, o fato ocorreu porque a maior área da contração de polimerização foi nas porções mais espessas das bases das próteses, produzindo maiores tensões nas áreas mais finas, e desajuste da base da prótese na região palatina do modelo.

**SHLOSBERG et al.**<sup>46</sup>, em 1989, compararam a técnica de polimerização da resina acrílica através da energia por microondas com a polimerização convencional, verificando a precisão dimensional, porosidade, propriedades físicas e sua qualidade quando próxima ou distante da estrutura metálica de próteses parciais removíveis. Os ciclos de polimerização utilizados foram banho de água à temperatura de 74°C por 8 horas, seguido de 1 hora a 100°C e ciclo em microondas por 13 minutos, na posição vertical a 90 W, seguida de 90 segundos com a potência de 500W. As muflas foram resfriadas em bancada durante 20 minutos sendo posteriormente colocadas em água corrente. Após armazenagem em água destilada durante 21 dias a 37°C, a precisão dimensional foi verificada com material de impressão interposto entre a prótese e modelo metálico sob carga de 3,36 Kg. Os resultados indicaram a ausência de diferenças significativas na precisão dimensional das próteses totais polimerizadas por ambas as técnicas, o mesmo ocorrendo com as demais propriedades, sendo que apenas a dureza das resinas acrílica na região mais próxima da estrutura metálica das próteses removíveis (1 mm), menor que as demais.

Em 1989, **LEVIN et al.**<sup>27</sup>, realizaram uma revisão bibliográfica a respeito do uso da energia por microondas para polimerização de resinas acrílicas dentais. Os autores, observaram que a superioridade das propriedades físicas das resinas polimerizadas em microondas pode ter sido exageradamente descrita por outros autores, pois esta nova tecnologia exige

materiais diferentes e procedimentos próprios, que deverão ser mais estudados. A polimerização através da energia por microondas tem as vantagens de reduzir o tempo de polimerização e proporcionar um processamento mais limpo e fácil. Entretanto, esta técnica tem a desvantagem de necessitar de muflas especiais, que são relativamente caras e podem quebrar após o processamento de muitas próteses.

**TAKAMATA & SETCOS**<sup>59</sup>, em 1989, investigaram a precisão dimensional das resinas termopolimerizável, fluidas e autopolimerizadas, ativadas através da luz visível e polimerizadas com energia por microondas. Também discutiram a respeito dos métodos de avaliação utilizados, concluindo que os melhores resultados foram atribuídos às resinas fluidas e às polimerizadas através da energia por microondas sob pressão.

Em 1989, **TAKAMATA et al.**<sup>58</sup>, estudaram a estabilidade dimensional de 5 tipo de resinas acrílicas na confecção de próteses totais superiores sendo uma termo ativada, uma fluída, uma ativada por luz visível e uma resina acrílica polimerizada por microondas. Para mensuração da acuidade dimensional foram usados dois métodos, o peso do material de moldagem interposto entre a base e o modelo padrão e a mensuração do espaço no bordo posterior. Após análise dos resultados, foi demonstrado que todos os grupos de amostras apresentaram contrações no processamento, principalmente na região do palato. A resina acrílica Acron quando polimerizada termicamente com mufla metálica em temperatura de 70 a 100<sup>o</sup> C apresentou os maiores desajustes. Os melhores resultados foram obtidos com a resina acrílica quimicamente ativada (Perform) e a resina desenvolvida para microondas (Acron MC).

**TAKAHASHI**<sup>57</sup>, em 1990, analisou tridimensionalmente as alterações dimensionais das resinas acrílicas após sua polimerização. Neste estudo, foram utilizados diferentes métodos de processamento (banho de água, microondas e resina fluída) em próteses totais superiores e inferiores. Os resultados mostraram que todas as técnicas produziram mudanças tridimensionais das bases imediatamente após a polimerização, tendo a resina do tipo fluída apresentado os menores valores. Durante um período de 4 semanas de armazenagem em água, foram registradas alterações gradativas nas formas das bases em todos os grupos de amostras. Após este período, as bases de resina fluída e as polimerizadas em microondas começaram a expandir compensando parcialmente a contração, mas as termicamente polimerizadas não apresentaram alterações adicionais e permaneceram no seu estado contraído. As prótese totais inferiores mostraram maior alteração dimensional que as superiores.

Um ano depois, **AL-HANBALI et al.**<sup>2</sup>, estudaram a adaptação das bases de resina acrílica de próteses totais polimerizadas por ciclos curtos e longos em banho de água e energia por microondas. Posteriormente, todas as bases receberam outra camada de resina acrílica seguindo a mesma técnica de polimerização. Com auxílio de material de moldagem à base de silicona interposto entre o modelo de gesso e a base, foi possível mensurar o índice de desajustes. Os resultados mostraram que apesar do ciclo rápido em banho de água apresentar a rapidez da polimerização em aparelho de microondas, esta técnica foi inferior em reduzir as alterações dimensionais das resinas acrílicas convencionais.

**NELSON et al.**<sup>33</sup>, em 1991, estudaram a influência dos ciclos de polimerização convencional (9 horas a 74<sup>o</sup> C ) e por microondas (5 minutos com 500W) nas mudanças da dimensão vertical de oclusão das próteses totais. A análise baseava-se na mensuração do afastamento do pino incisal, após o processamento da resina acrílica e remontagem em articulador. Os resultados mostraram que a polimerização convencional produziu valores cinco vezes menores no afastamento do pino incisal. Porém, os autores concluíram que independente da técnica utilizada, as alterações na dimensão vertical eram menores que 1 mm, podendo ser aceitáveis clinicamente.

No mesmo ano, **SANDERS et al.**<sup>43</sup>, (1991), também analisaram a adaptação das bases de resina acrílica em próteses totais superiores polimerizadas pela técnica por microondas e convencional. Os resultados obtidos indicaram ausência de superioridade entre as técnicas. As variações de adaptação da base ao modelo de gesso foram de 0,04 a 0,15 mm sendo, segundo os autores, insignificantes clinicamente. A utilização de resinas especiais para microondas também não apresentaram superioridade na adaptação ao modelo padrão.

**WALLACE et al.**<sup>63</sup>, em 1991, compararam a estabilidade dimensional das bases de resina acrílica polimerizadas com banho de água e microondas. Na polimerização com aparelho de microondas de frequência 2450 Mhz, utilizou muflas de fibra de vidro reforçada e potências variáveis de 86 a 500 W e a polimerização com banho de água em ciclo de 73<sup>o</sup> C por 9 horas. Após mensuração e análise das distâncias obtidas à partir de 7 pontos de referências localizados nas bases das próteses totais superiores, foi observado que as próteses polimerizadas por microondas apresentaram estabilidade dimensional igual ou melhor que as polimerizadas

convencionalmente, sendo uma técnica mais limpa e rápida. Os autores explicaram que a energia por microondas independe da condutibilidade térmica dos materiais utilizados na mufla, sendo mais eficiente e conveniente.

Em 1992, **SALIM et al.**<sup>42</sup>, compararam a estabilidade dimensional das resinas acrílicas processadas pelo método convencional, um método novo de injeção com pressão contínua (Sistema SR-Ivocap) e polimerização com aparelho de microondas. Os autores pretendiam demonstrar que a presença de pressão contínua sobre a resina acrílica durante a polimerização, propiciada pelo Sistema SR-Ivocap, diminuiria a contração de polimerização comumente presente nos ciclos convencionais. Os resultados indicaram que as alterações dimensionais eram menores no novo sistema testado em relação ao banho de água e a polimerização em energia por microondas. Os autores salientaram que na técnica por microondas tem-se a vantagem de economizar tempo laboratorial e ser um procedimento mais limpo que o banho de água.

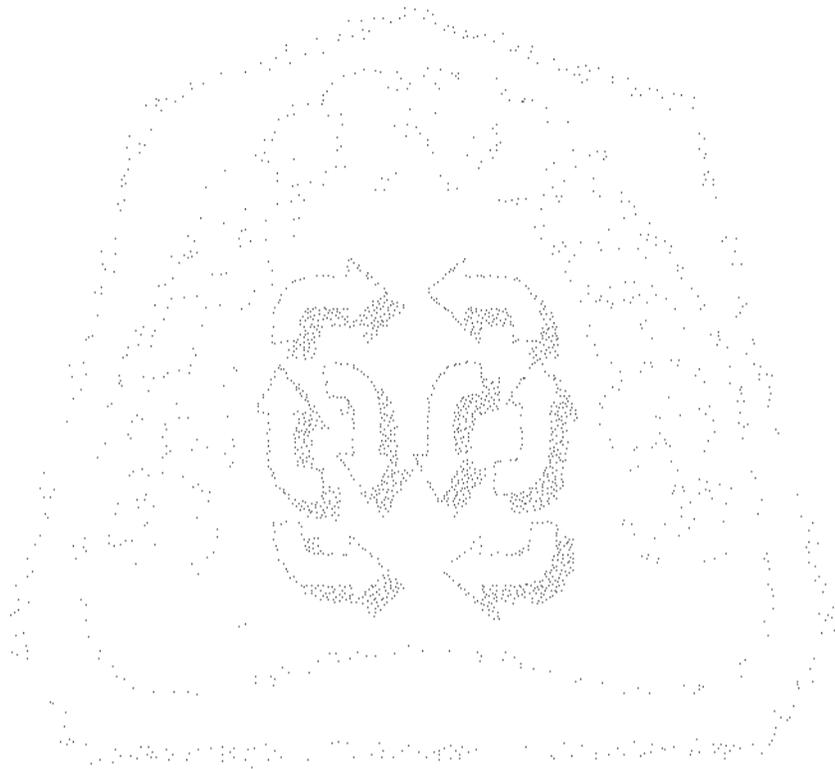
**SMITH & POWERS**<sup>52</sup>, em 1992, estudaram a adaptação “in vitro” de 7 tipos de resinas acrílicas utilizadas para bases de próteses totais, utilizando diferentes técnicas de polimerização. Após a polimerização, polimento e armazenagem em água a 37<sup>0</sup>C, foi analisada a adaptação da base ao modelo de gesso na região posterior dos dentes molares. As resinas Acron MC (microondas), Perform (banho de água à 45<sup>0</sup> C) e Triad (fotopolimerizada) adaptaram-se melhor após seu processamento e armazenagem em água que a Lucitone (banho de água 9 horas à 74<sup>0</sup> C), Accelar 20, Compak e Permaryl 20 (banho de água fervente por 20 minutos). A resina Lucitone melhorou sua adaptação média após o período de armazenagem em água demonstrando

um fenômeno de sorção de água mais intenso que as demais resinas acrílicas.

**TURCK et al.**<sup>62</sup>, (1992), analisaram a estabilidade dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pela técnica de compressão térmica convencional, microondas e fotopolimerizável. Com auxílio de um sistema de Mensuração Coordenada do Computador Gráfico Michigam foi possível registrar em 2 planos frontais as alterações dimensionais entre 22 pontos das próteses. Considerando de maneira geral, os resultados não demonstraram diferenças estatísticas entre as técnicas, porém ao analisarem especificamente cada ponto estudado, as resinas acrílicas polimerizadas com luz visível apresentaram as maiores distorções.

**ILBAY et al.**<sup>23</sup>, em 1994, desenvolveram um estudo para verificar se a resina acrílica convencional poderia ser polimerizada através da energia por microondas. Com este objetivo, investigaram a variação do método de polimerização (potência e tempo) e propriedades mecânicas e físicas da resina obtida. Na primeira parte do estudo, 21 diferentes processos de polimerização foram executados alterando o tempo (1, 2, 3, 6, 8, 10 minutos) e a potência (110, 165, 220, 275, 330, 550W). Foram confeccionados 8 discos de 20 mm de diâmetro e 1 mm de espessura para cada tipo de processamento, e o teste de dureza Vickers foi aplicado para cada elemento da amostra, de acordo com os padrões técnicos do Deutsches Institut für Normung, 1981. Na segunda parte, foi preparada uma amostra utilizando somente os tipos de processamento que alcançaram os melhores resultados de dureza na primeira fase, sendo avaliados então resistência transversal, deflexão, solubilidade e sorção de água. Os pesquisadores verificaram que, dos 21 tipos de processamentos, somente 15

polimerizaram, sendo que o tempo de polimerização mínimo foi de 2 minutos na potência máxima de 550W, e o maior tempo foi de 10 minutos, na potência de 110W. Não houve porosidade significativa em qualquer das amostras polimerizadas, porém aquelas obtidas em altas potências se mostraram mais propensas à porosidade. Quanto à dureza e à resistência transversal, os métodos de polimerização através da energia por microondas forneceram valores tão satisfatórios quanto o método de polimerização convencional. Os valores de deflexão transversal, sorção de água e solubilidade estão em conformidade com as especificações da A.D.A. Os autores concluíram que as resinas acrílicas convencionais para base de prótese podem ser polimerizadas adequadamente, pela energia por microondas.

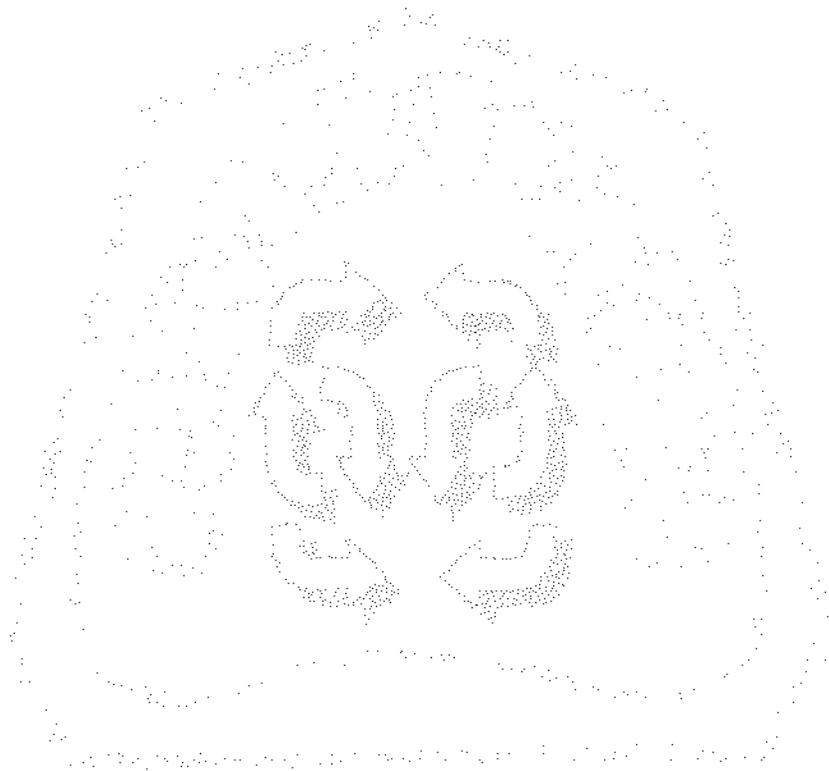


## **5- PROPOSIÇÃO**

## **PROPOSIÇÃO**

Dentro das condições experimentais deste estudo, propõe-se analisar os deslocamentos dentais em duas direções de mensuração (sentido látero-lateral e ântero-posterior) ocorridos em:

- três tipos de resinas acrílicas (QC-20, LUCITONE 550 e ACRON-MC);
- duas técnicas de polimerização (banho de água e em energia por microondas);
- diferentes períodos de armazenamento em água (3, 7 e 30 dias); e,



## **6- METODOLOGIA**

# METODOLOGIA

## 6.1. - MATERIAIS

Na Tabela 6.1 estão relacionados os materiais mais importantes, juntamente com as marcas comerciais e os fabricantes.

Tabela 6.1 - Identificação dos principais materiais utilizados na pesquisa.

MATERIAIS	FABRICANTES	MARCAS
Resina Acrílica Termicamente Ativada	Dentsply Ind. e Com. Ltda.	Lucitone 550
Silicona Industrial	Reforplás Ind. e Com. Ltda.	RTV - 3120
Resina Acrílica Termicamente Ativada	G-C Dental Ind. e Com. Ltda.	Acron MC
Silicona por Adição	Bayer Dental S.A.	Provil
Resina Acrílica Termicamente Ativada	Dentsply Ind. e Com. Ltda.	QC - 20
Dentes Artificiais de Resina Acrílica	Dentsply Ind. e Com. Ltda.	Biotone

## 6.2 - MÉTODO

### 6.2.1 - GRUPOS DE AMOSTRAS

Para comparação das variáveis, foi utilizado 4 grupos de mostras com 5 repetições cada, relacionando resina acrílica e técnica de polimerização, conforme Tabela 6.2.

Tabela 6.2 - Resinas acrílicas e técnicas de polimerização.

Grupo	Material	Polimerização
I	Lucitone-550	Convencional ( 9 horas em banho d'água à 74 °C)
II	Lucitone-550	Microondas (500 W por 3 min.)
III	QC-20	Ciclo Rápido ( 20 min. em água fervente)
IV	Acron MC	Microondas (500 W por 3 min.)

### 6.2.2- PONTOS DAS MENSURAÇÕES

Inicialmente foram confeccionados nos dentes artificiais os pontos de referência, com pequenos segmentos de fio ortodôntico de 0,5 mm (diâmetro), fixados nas pontas das cúspides vestibulares dos primeiros pré-molares, nas cúspides méso-vestibulares dos segundos molares e na porção média das superfícies incisais dos incisivos centrais (Figura 6.1).

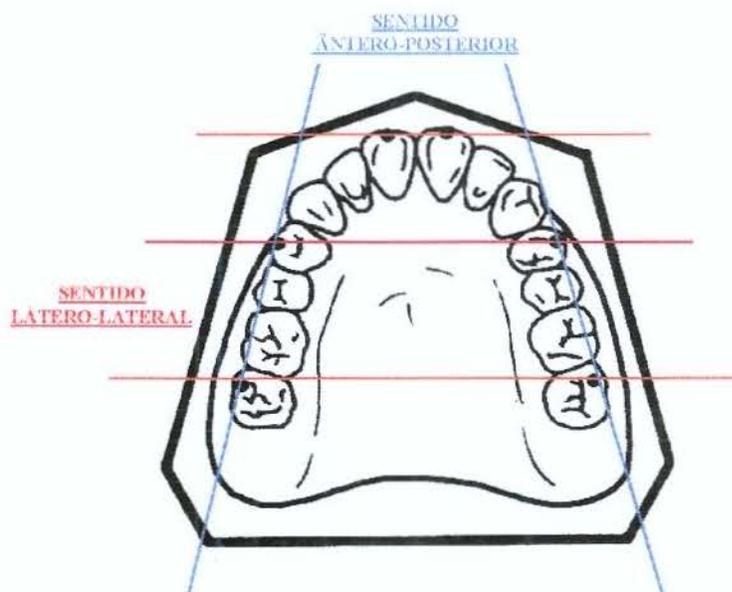


Figura 6.1- Pontos de referência e distâncias mensuradas .

### 6.2.3- OBTENÇÃO DOS MODELOS DE TRABALHO

Após a obtenção de um modelo de gesso superior à partir do molde de um paciente desdentado total, portador de rebordo alveolar com poucos acidentes anatômicos, palato oval e simetria entre os lados direito e esquerdo, foi confeccionado um molde borrachóide (Silicona RTV 3120 - Reforplás) para a reprodução dos modelos em gesso pedra tipo IV (Vel-Mix - Kerr).

#### 6.2.4 - CONFECÇÃO DAS PRÓTESES TOTAIS

Inicialmente com a auxílio de uma lâmina de acetato de 3,0 mm devidamente plastificada por 1 minuto e meio em platificador à vácuo (Bio-Art), foi possível obter uma base com espessura uniforme de 1,5 mm de espessura (CHEN<sup>12</sup> et al.).

Os excessos de material das bases foram removidos com pedra de desgaste pela técnica de rotina. Posteriormente, os dentes artificiais (Biotone- Dentsply) foram montados e o enceramento efetuado com cera líquüefeita vertida num molde de silicona por adição (Provil-P - Bayer Dental), o que permitia uniformidade entre as amostras (Figura 6.2). O molde de slica era refeito a cada 2 amostras obtidas, evitando possíveis alterações dimensionais do material moldador.



Figura 6.2 – Base em lâmina de acetato, enceramento, disposição dos dentes artificiais e referências metálicas.

### 6.2.5- INCLUSÃO E ELIMINAÇÃO DA CERA

Neste estudo, foram utilizados dois tipos de muflas, de acordo com os aparelhos necessários para os diferentes ciclos de polimerização. As muflas de fibra de vidro reforçado (CG) foram usadas na polimerização por microondas e as muflas metálicas convencionais (JON n<sup>o</sup> 5.5) para os ciclos de polimerização em banho de água (Figura 6.3).



Figuras 6.3- Tipos de muflas. a- metálica; e, b- fibra de vidro reforçado

Inicialmente, os modelos foram fixados na parte inferior das muflas com gesso tipo II (Paris), na proporção pó/água destilada de 100g/50 ml.

As superfícies oclusais dos dentes da prótese total foram mantidas paralelas a base da mufla, para evitar deslocamentos dentários durante a prensagem, conforme recomendação de LAM<sup>26</sup>. Após a reação de cristalização do gesso e isolamento com vaselina sólida, a segunda fase da

inclusão foi efetuada com 150 g de gesso pedra tipo III (Estuque Star), cobrindo toda a prótese até o limite das superfícies oclusais dos dentes artificiais (SAIZAR<sup>41</sup>). O restante da contra-mufla foi preenchido com gesso tipo III (Estuque Star).

Após a imersão em água fervente por 15 minutos, as muflas foram abertas, retirada a lâmina de PVC e removidos os resíduos de cera com água quente e detergente. Posteriormente, todas as superfícies em gesso da mufla e contra-mufla foram isoladas com Cel-Lac (S.S. White).

#### *6.2.6- PRENSAGEM E POLIMERIZAÇÃO*

As muflas e os ciclos de polimerização utilizados em cada grupo de amostra seguiram as recomendações dos fabricantes de cada marca comercial das resinas acrílicas, descritas abaixo.

##### *6.2.6.1 - Resina acrílica Lucitone 550*

A resina acrílica Lucitone 550 foi preparada na proporção volumétrica pó/líquido de 3/1 (PEYTON et al.<sup>35</sup>), em frascos plásticos fornecidos pelo fabricante. Ao atingir a fase plástica, a massa de resina foi homogeneizada e inserida na parte interna e superior da mufla metálica. Com auxílio de uma folha de celofane interposta entre as partes da mufla, a prensagem inicial foi efetuada em prensa hidráulica (Linea 2000- VH Ltda.) com carga lenta e gradual até atingir 800 quilogramas de pressão, o que permitiu a acomodação da resina acrílica e escoamento dos excessos. Após a abertura da mufla e eliminação dos excessos, a prensagem final foi efetuada sob pressão de 1.250 quilogramas, por 30 minutos, de acordo com as recomendações do fabricante.

No grupo polimerizado pela técnica convencional, as muflas foram transferidas para uma prensa de molas e mantidas em água por 9 horas a  $74 \pm 2$  °C (PHILLIPS<sup>38</sup>, 1993). Porém, na polimerização por microondas, o ciclo adotado foi de 500 W por 3 minutos, em muflas de PVC reforçado (KIMURA<sup>24</sup> et al., 1983), mantidas fechadas por ação de 3 parafusos de policarbonato. Ambos os tipos de muflas foram resfriadas em temperatura ambiente.

#### **6.2.6.2 - Resina acrílica QC-20**

Todos os procedimentos descritos no item 6.2.6.1 foram utilizados no processamento da resina acrílica QC-20, com exceção do ciclo de polimerização adotado, 20 minutos em água em ebulição, conforme recomendado pelo fabricante.

#### **6.2.6.3 - Resina acrílica Acron-MC**

Neste grupo foram utilizadas muflas de fibra de vidro reforçado (GC), fixadas com parafusos, desenvolvidas especialmente para uso em microondas. A resina acrílica foi preparada conforme as instruções do fabricante, sendo posteriormente prensada e levada ao forno de microondas doméstico, equipado com prato giratório, durante 3 minutos a 500 W (ILBAY<sup>23</sup> et al., 1994). As muflas eram irradiadas na posição horizontal durante 1 e ½ minuto para cada lado, de acordo com o fabricante.

O resfriamento das muflas neste grupo também foi gradual em temperatura ambiente, evitando formação de possíveis tensões internas adicionais (CHEN<sup>12</sup> et al., 1988).

### 6.2.7- ANÁLISE DAS AMOSTRAS

As mensurações entre as distâncias correspondentes aos segundos molares, primeiros pré-molares, incisivos centrais e entre o primeiro pré-molar e segundo molar de ambos os lados foram efetuadas com auxílio de um microscópio comparador linear (Leitz - Alemanha), com precisão de 0,001 mm (Figura 6.4).

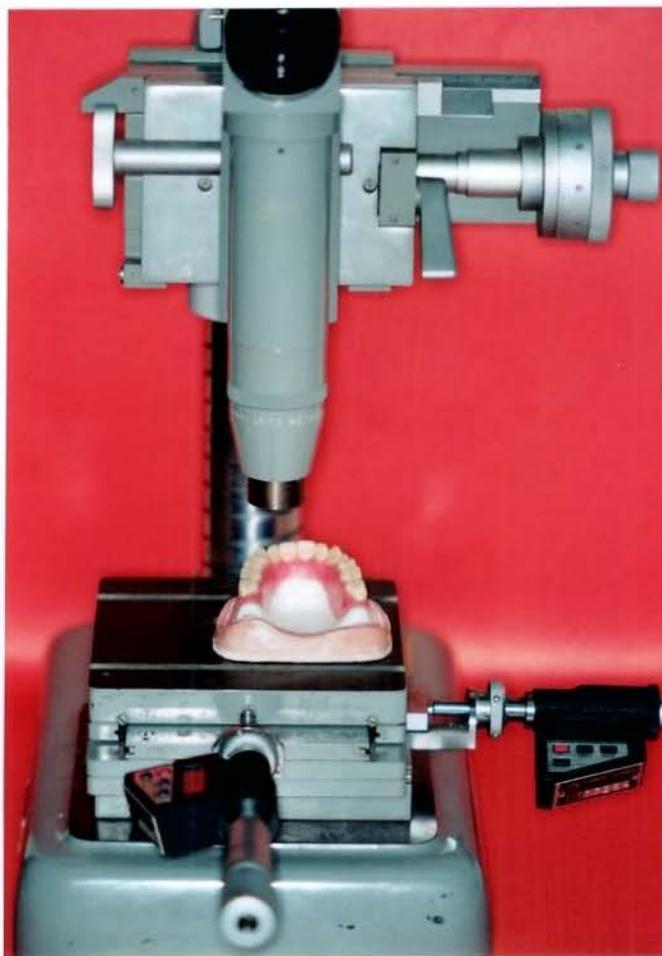


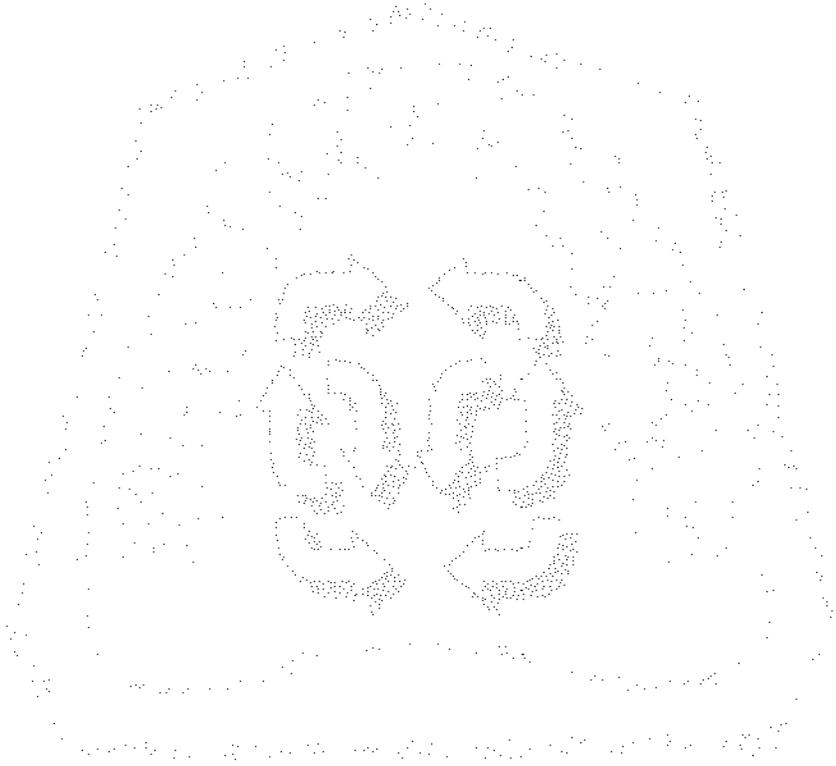
Figura 6.4- Microscópio comparador linear usado nas mensurações.

As mensurações efetuadas em cada grupo foram realizadas durante as seguintes fases:

- 1- montagem dos dentes e enceramento da prótese total (controle) ( $T_0$ );
- 2- preenchimento da contra-mufla com gesso até a superfície oclusal os dentes ( $T_1$ );
- 3- remoção do conjunto prótese/modelo da mufla ( $T_2$ );
- 4- após remoção da prótese total do modelo de gesso e 3 dias de armazenagem em água a  $37^{\circ}\text{C}$  ( $T_3$ );
- 5- 7 dias de armazenagem em água em água a  $37^{\circ}\text{C}$  ( $T_4$ );
- 6- 30 dias de armazenagem em água a  $37^{\circ}\text{C}$  ( $T_5$ ).

#### 6.2.8- ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a obtenção dos dados, os resultados foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey ( $p \leq 0,05$ ) para detalhamento dos resultados e nas interações significativas.



## **7- RESULTADOS**

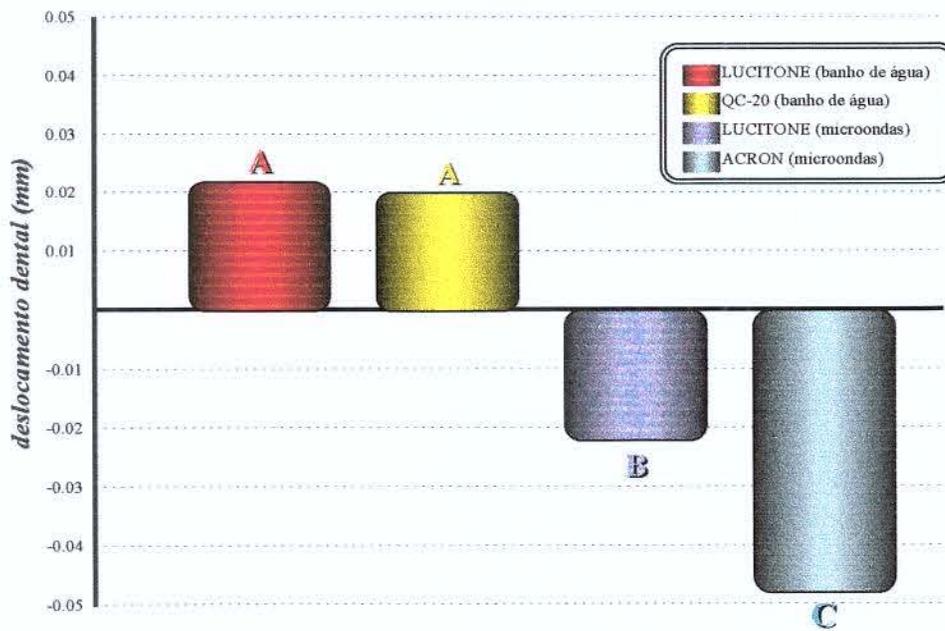
# RESULTADOS

Nas Tabelas e Gráficos relacionados a seguir, são expostas as médias de deslocamento dos dentes artificiais das próteses totais, ocorrido durante o processamento de três tipos de resinas acrílicas, em diferentes ciclos de polimerização e suas significâncias estatísticas obtidas pelo teste de Tukey.

Tabela 7.1- Médias gerais dos deslocamentos dentais (mm) nos diferentes tipos de resina acrílica independente do tempo e local.

RESINA ACRÍLICA	MÉDIAS DOS DESLOCAMENTOS (mm)	
LUCITONE (banho de água)	0.021847	A
QC-20 (banho de água)	0.020153	A
LUCITONE (microondas)	-0.021727	B
ACRON MC (microondas)	-0.04804	C

Médias negativas e positivas correspondem a contração e expansão, respectivamente.  
Valores seguidos por letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p \leq 0,05$ )



Médias seguidas por letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

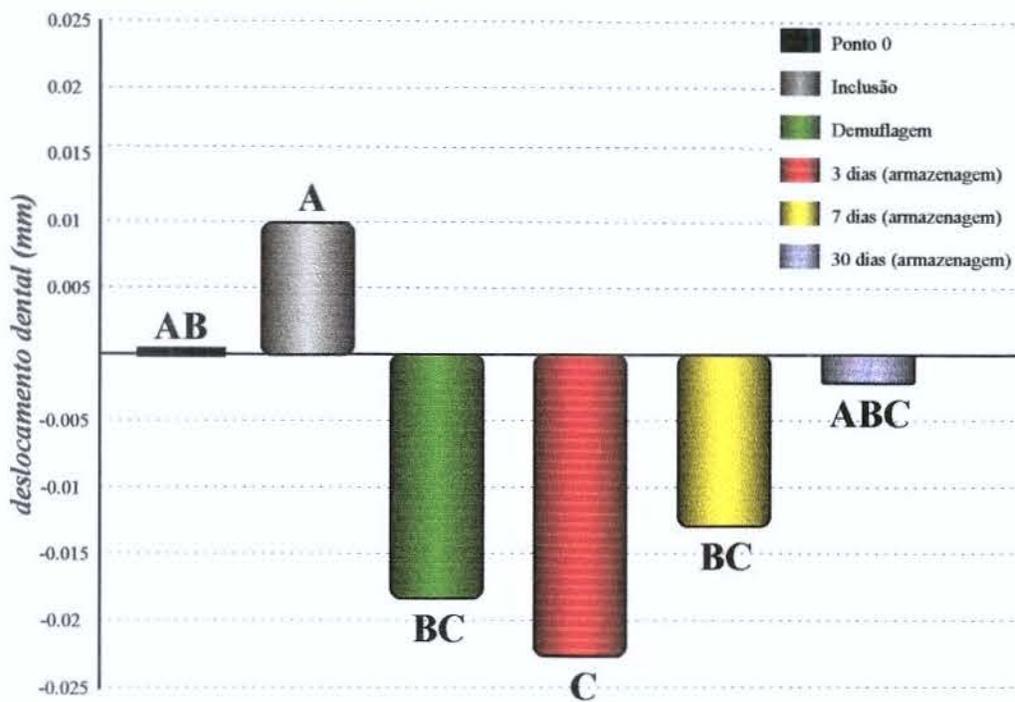
Figura 7.1- Ilustração gráfica das médias gerais dos deslocamentos dentais (mm), nos diferentes tipos de resinas acrílicas independente do tempo e local.

Analisando a Tabela 7.1 e a Figura 7.1, notamos que as resinas acrílicas polimerizadas em banho de água ( QC-20 e Lucitone 550) apresentaram, como resultado final, uma expansão estatisticamente semelhante entre si em todas as distâncias dentais mensuradas. Contudo, este comportamento não foi observado no grupo das resinas polimerizadas em microondas (Lucitone 550 e Acron-MC), que apresentaram contração nas distâncias dentais estatisticamente diferente, tendo a Lucitone 550 mostrado as menores alterações quando comparada com a Acron-MC, indicada pelo fabricante como própria para este tipo de polimerização.

Tabela 7.2 - Médias das movimentações dentais (mm) durante os tempos de mensuração independente do material e local.

TEMPOS	MÉDIAS DAS MOVIMENTAÇÕES (mm)	
Ponto 0 (T0)	0.00000	AB
Inclusão (T1)	0.01331	A
Demuflagem (T2)	- 0.01757	BC
3 dias (armazenagem) (T3)	- 0.02353	C
7 dias (armazenagem) (T4)	- 0.01374	BC
30 dias (armazenagem) (T5)	- 0.00012	ABC

Médias negativas e positivas correspondem a contração e expansão, respectivamente.  
Valores seguidos por letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p \leq 0,05$ )



Médias seguidas por letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

Figura 7.2- Ilustração gráfica das médias nas movimentações dentais (mm) durante os tempos de mensuração independente do material e local.

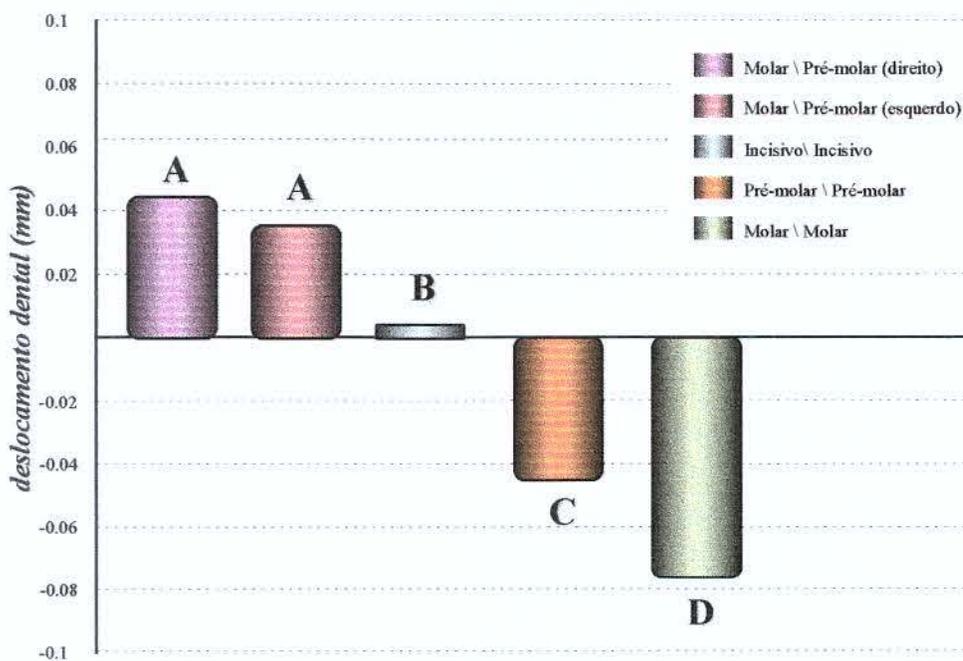
Na Tabela 7.2 e na Figura 7.2 podemos observar que a expansão entre as distâncias dentais produzida após o procedimento de inclusão ( $T_1$ ), foi estatisticamente semelhante a observada no ponto 0 ( $T_0$ ). Contudo, à partir da demuflagem ocorreram contrações em todas as fases do processamento, com valores estatisticamente significantes no período após 3 dias de armazenamento em água ( $T_3$ ), em relação as fases  $T_1$  e  $T_2$ .

Os períodos de 7 ( $T_4$ ) e 30 dias ( $T_5$ ) não mostraram diferenças estatísticas em relação ao ponto 0, mas numericamente podemos notar uma tendência de retorno as dimensões iniciais.

Tabela 7.3 - Médias originais dos deslocamentos dentais (mm) nos locais de mensuração independente do material e tempo.

LOCAIS	MÉDIAS DOS DESLOCAMENTOS (mm)	
molar/pré-molar (direito)	0.045883	A
molar/pré-molar (esquerdo)	0.036158	A
incisivo\incisivo	0.004417	B
pré-molar\pré-molar	-0.045225	C
molar\molar	-0.075942	D

Médias negativas e positivas correspondem a contração e expansão, respectivamente.  
 Valores seguidos por letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p \leq 0,05$ )



Médias seguidas por letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

Figura 7.3- Ilustração gráfica das médias originais dos deslocamentos dentais (mm) de acordo com os locais de mensuração.

Notamos na Tabela 7.3 e na Figura 7.3 que as distâncias dentais apresentaram valores com diferenças estatísticas significantes entre si, com exceção entre as distâncias molar/pré-molar do lado esquerdo e direito.

A média de contração na distância entre molar/molar, demonstrou-se estatisticamente maior que as demais regiões. Contudo, os valores obtidos entre pré-molar/molares direito e esquerdo, indicaram uma expansão sem

diferença estatisticamente significante entre si.

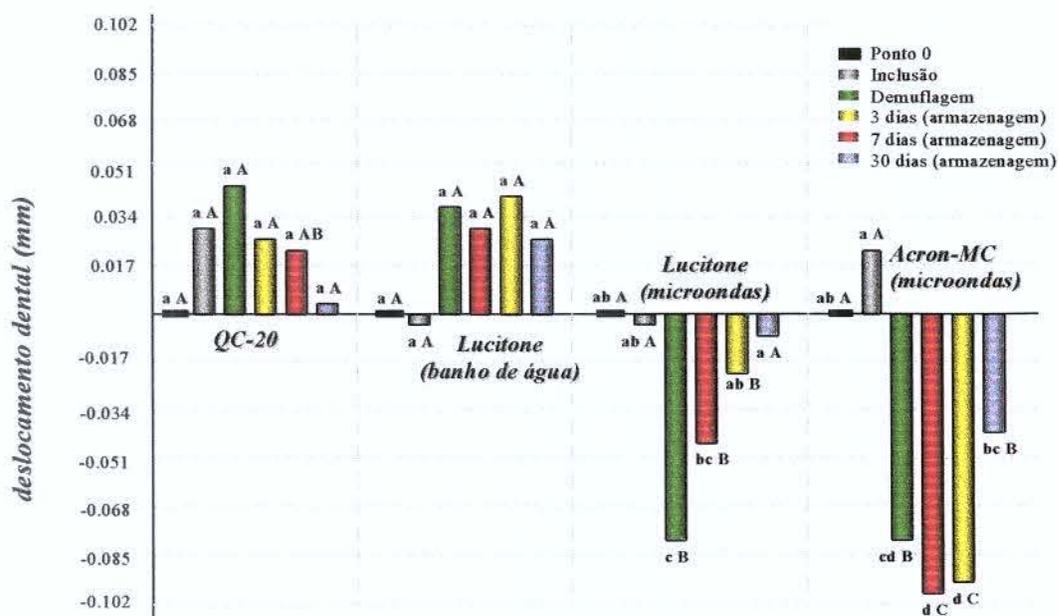
Na distância entre os incisivos centrais ocorreu menor expansão estatisticamente diferente das demais mensurações no plano ântero-posterior.

Tabela 7.4 - Médias originais das movimentações dentais (mm) nas resinas acrílicas e nos tempos de mensuração independente do local.

TEMPOS de MENSURAÇÃO	RESINAS ACRÍLICAS			
	QC-20 (banho de água)	LUCITONE (banho de água)	LUCITONE (microondas)	ACROM-MC (microondas)
Ponto 0 (T0)	0,00000 a A	0,00000 a A	0,00000 ab A	0,00000 ab A
Inclusão (T1)	0,03360 a A	-0,00356 a A	-0,00036 ab A	0,02356 a A
Demuflagem (T2)	0,04280 a A	0,03696 a A	-0,07484 c B	-0,07520 cd B
3 dias de armazenagem (T3)	0,02240 a A	0,03124 a A	-0,04612 bc B	-0,10164 d C
7 dias de armazenagem (T4)	0,01924 a AB	0,03992 a A	-0,01908 ab B	-0,09504 d C
30 dias de armazenagem (T5)	0,00288 a A	0,02652 a A	-0,01004 a A	-0,03992 bc B

Médias negativas e positivas correspondem a contração e expansão, respectivamente.

Médias seguidas por letras minúsculas distintas (nas colunas) e maiúsculas (nas linhas), diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p \leq 0,05$ )



Médias negativas e positivas correspondem a contração e expansão, respectivamente.

Médias seguidas por letras minúsculas distintas (nas colunas) e maiúsculas (nas linhas), diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

Figura 7.4- Ilustração gráfica das médias nas movimentações dentais (mm) de nas resinas acrílicas e nos tempos de mensuração independente do local.

Analisando as colunas da Tabela 7.4, observamos que as resinas acrílicas QC-20 (banho de água) e Lucitone 550 (banho de água) não apresentaram grandes variações numéricas nos períodos de mensuração, o que acarretou ausência de diferenças estatísticas.

A resina acrílica Lucitone 550 polimerizada por microondas, apresentou resultados estatisticamente semelhantes nas fases  $T_0$ ,  $T_1$ ,  $T_3$ ,  $T_4$  e  $T_5$ . Aos 3 dias de armazenagem em água ( $T_3$ ), o valor da contração registrada foi estatisticamente maior do que no período de 30 dias ( $T_5$ ), tendo após a fase de demuflagem ( $T_2$ ) ocorrido maior contração.

Para a marca Acron-MC, os valores obtidos entre as fases  $T_0$  e  $T_1$ , e entre  $T_3$  e  $T_4$  não apresentaram diferenças estatísticas significativas. Nos períodos de  $T_2$ ,  $T_3$  e  $T_4$  ocorreram as maiores contrações, cujo resultados não apresentaram diferenças estatísticas entre  $T_3$  e  $T_4$ , embora, ambos fossem diferentes estatisticamente de  $T_2$  e  $T_5$ .

Observando os valores nas linhas na Tabela 7.4, notamos que na inclusão ( $T_1$ ) as movimentações dentais não apresentaram diferenças estatísticas. Na demuflagem ( $T_2$ ), o grupo de resinas acrílicas polimerizadas em banho de água apresentou expansões com diferenças estatísticas do grupo polimerizado em microondas, que demonstraram contração.

Nas fases de  $T_3$ ,  $T_4$  e  $T_5$ , as marcas QC-20 e Lucitone, ambas polimerizadas em banho de água, não apresentaram diferenças estatísticas. Porém, nestes mesmos períodos, as resinas acrílicas Lucitone e Acron-MC (ambas polimerizadas por microondas) apresentaram diferentes médias de contração.



## DISCUSSÃO

Após o surgimento do metil-metacrilato em 1937, a confecção de próteses totais tornou-se mais simplificada, em virtude de suas propriedades físicas e químicas satisfatórias.

Porém, como todos os materiais de uso odontológico, as resinas acrílicas apresentam algumas desvantagens relacionadas à estabilidade dimensional e tempo de seu processamento. Trabalhos na literatura relatam alternativas para suprimir ou diminuir essas dificuldades, aconselhando técnicas alternativas de polimerização com banho de água aquecida (WOELFEL et al.<sup>66</sup>), energia por microondas (NIISHI<sup>32</sup>), polimerização química (SKINNER<sup>49</sup>) e polimerização com luz visível (PHILLIPS<sup>38</sup>).

Outros pesquisadores demonstraram vantagens na estabilidade dimensional ao propor métodos indutores da resina, como injeção (PRYOR<sup>39</sup>) e injeção contínua do sistema SR-Ivocap (SALIM et al.<sup>42</sup>), quando comparadas com o método convencional de prensagem.

Neste trabalho, correlacionamos a movimentação dos dentes artificiais em próteses totais superiores, de acordo com a técnica de polimerização e a influência do tempo de armazenagem em água a 37<sup>o</sup> C. Com auxílio de um microscópio comparador linear foram analisados os deslocamentos dentais na região posterior, média e anterior durante todas as fases de processamento da resina acrílica, e após os períodos de armazenagem em água.

Observando a Tabela 7.1 e o Gráfico 7.1, notamos que, independente da técnica de processamento, todas as resinas acrílicas estudadas produziram mudanças no posicionamento dos dentes artificiais das próteses totais. Contudo, não devemos considerar que estes deslocamentos dentais,

classificados por GARFUNKEL<sup>15</sup> (1983) como resultados de “erros de processamento”, são conseqüências exclusivas das alterações dimensionais ocorridas nas resinas acrílicas após a polimerização, mas também da somatória de alterações dos inúmeros materiais necessários para o processamento de uma prótese total.

SWEENEY<sup>54</sup> em 1958, escreveu que a redução do tamanho das bases de próteses totais após o processamento não estava diretamente relacionada com a contração de polimerização, porque a pressão exercida pela mufla manteria a resina acrílica ajustada ao modelo, até obter rigidez pela polimerização.

Devemos ressaltar que a anatomia da maxila (GLAZIER et al.<sup>1</sup>, ABUZAR et al.<sup>17</sup>), formas e tamanhos das bases (WOELFEL et al.<sup>67</sup>), diferenças no coeficiente de expansão térmica da matriz, do modelo e da resina acrílica durante a variação da temperatura de polimerização (PICKETT & APPLEBY<sup>37</sup>), falta de cuidados adicionais na remoção de excessos da resina acrílica (TAYLOR<sup>60</sup>), fechamento rápido da mufla durante a prensagem (MARTINS & GALVÃO<sup>31</sup>), falta de controle da temperatura do ciclo de polimerização (SKINNER<sup>47</sup>), e o tempo de resfriamento (ANTHONY & PEYTON<sup>5</sup>), juntamente com procedimentos incorretos de inclusão e acabamento (LERNNER & PFEIFFER<sup>28</sup>, PEYTON<sup>35</sup>), poderão também ser fatores responsáveis pelos aumentos dos deslocamentos dentais.

Considerando ainda que os dentes artificiais utilizados nas próteses totais possuem cúspides com inclinação de 33<sup>0</sup>, o que estabeleceria um relacionamento oclusal justo de cúspide-fossa, podemos supor que a resina acrílica Acron-MC polimerizada por microondas, produzirá maiores desajustes oclusais devido à maior tendência de contrair-se. Porém, na prática, a diferença estatística entre as resinas acrílicas polimerizadas em

banho de água e a marca Lucitone 550 processada em microondas não poderão ser consideradas, visto que, independente das alterações dimensionais serem de contração ou expansão, ambas causariam desajustes oclusais, os quais deveriam ser eliminados por ajustes oclusais durante o procedimento de remontagem, a fim de restabelecer a oclusão bilateral balanceada definida no articulador.

Observando os valores da Tabela 7.2 e do Gráfico 7.2, notamos que a movimentação dental ocorrida com a cristalização do gesso pedra tipo III utilizado na primeira fase de inclusão ( $T_1$ ), foram pequenas e sem diferenças estatísticas significantes ( $p < 0,05$ ) da fase  $T_0$ .

Este fato parece confirmar a observação de PERLOWSKI<sup>34</sup> (1953), ao notar que os passos laboratoriais posteriores à fase de inclusão são mais importantes na manutenção da estabilidade dimensional dos dentes artificiais em próteses totais.

Assim, genericamente podemos considerar que ocorreu expansão na fase de inclusão que, segundo GRANT<sup>18</sup> (1962), seria provocada pela expansão de presa do gesso, e não devido ao efeito do calor gerado na reação exotérmica do material, responsável pela plastificação da cera que fixa os dentes artificiais.

Analisando as etapas inclusão e demuflagem, observamos uma contração com valores estatisticamente significante ( $p < 0,05$ ), provavelmente devido às alterações dimensionais durante a polimerização da resina acrílica (PRYOR<sup>39</sup>, TAYLOR<sup>60</sup>) e à liberação das tensões induzidas dentro da massa do material durante o processamento (MARTINS & GALVÃO<sup>31</sup>, STAFFORD et al.<sup>53</sup>), as quais podem produzir deslocamento dos dentes artificiais em direção à linha média do palato (ABUZAR et al.<sup>1</sup>, BECKER<sup>9</sup>).

No período de 3 dias de armazenagem em água a 37<sup>0</sup> C (T<sub>3</sub>), as mudanças dimensionais nos dentes artificiais aumentaram com acréscimo numérico nos valores das contrações quando comparados com a demuflagem. Estes resultados ocorreram porque após as mensurações da fase T<sub>2</sub>, as próteses foram retiradas dos modelos de gesso e, neste momento, ocorreu a liberação das tensões induzidas pelo processamento da resina acrílica, segundo observação de SKINNER<sup>47</sup> (1949), WOELFEL et al.<sup>66</sup> (1960), WINKLER et al.<sup>64</sup> (1971), WOELFEL<sup>65</sup> (1977) e SYKORA & SUTOW<sup>56</sup> (1993).

Decorridos 7 (T<sub>4</sub>) e 30 dias (T<sub>3</sub>) de armazenagem em água, a possível absorção de líquido produziu afastamento das macromoléculas da resina acrílica (BRADEN<sup>10</sup>, PHILLIPS<sup>38</sup>), alterando as dimensões das bases das próteses totais (HARMAN<sup>21</sup>, SWEENEY et al.<sup>55</sup>) e as distâncias dentais (RISTIC & CARR<sup>40</sup>). Entretanto, esta expansão “hídrica” não foi suficiente para compensar totalmente as alterações dimensionais de contração ocorridas até os 3 dias de armazenagem (ANDERSON et al.<sup>4</sup>, deGEE et al.<sup>16</sup>, SKINNER & CHUNG<sup>50</sup>).

Trabalhos na literatura de ANTHONY & PEYTON<sup>5</sup> (1962), PICKETT & APPLEBY<sup>37</sup> (1953), HUGGET et al.<sup>22</sup> (1984) e SKINNER<sup>49</sup> (1984), comprovaram os resultados obtidos neste estudo e explicaram que as alterações dimensionais das bases de próteses totais são conseqüências da contração de polimerização da resina acrílica e da liberação de tensões induzidas durante o processamento. Porém, apesar das divergências ao considerarem qual seria o tempo ideal de armazenagem em água para a completa saturação das bases protéticas (ANDERSON et al.<sup>4</sup>, ANTONOPOULOS<sup>7</sup>, ALL MULLA et al.<sup>3</sup>, CAMPBELL<sup>11</sup>, ANTHONY & PEYTON<sup>6</sup>, GOODKIND & SCHULTE<sup>20</sup>, DIXON et al.<sup>14</sup>), todos são unânimes em afirmar que a expansão produzida pela absorção de líquidos

não compensaria totalmente as distorções, restando sempre uma alteração dimensional residual.

Desta maneira, as alterações das bases de resina acrílica ocorridas após a confecção de uma prótese total e conseqüente movimentação dos dentes artificiais, são resultado da somatória das alterações dimensionais dos inúmeros materiais necessários para a execução de cada um dos passos laboratoriais. Contudo, se considerarmos as mudanças dentais ocorridas em cada material, certamente não seriam suficientemente capazes de produzir tais resultados.

Assim sendo, segundo PERLOWSKI<sup>34</sup> (1953), mais importante que as alterações do material, seria a correta execução dos passos laboratoriais, com o propósito de prevenir ou evitar a ocorrência das grandes movimentações dentais e conseqüentes modificações do padrão oclusal estabelecido em articulador.

Ao analisarmos a Tabela 7.3 e o Gráfico 7.3 observamos que as mudanças entre as distâncias molar/pré-molar (ambos os lados), apresentaram expansão sem diferenças estatísticas significativas, comprovando a eficiência dos esforços técnicos despendidos na obtenção de amostras simétricas, facilitando a interpretação dos resultados.

Possivelmente, os aumentos nas distâncias dentais foram produzidos em função da associação entre o padrão de distorção das bases das próteses totais, o contato proximal dos dentes impedindo uma contração e o aumento de volume da resina acrílica existente nas regiões correspondentes à papila gengival, influenciando na absorção de água. Essa complexa associação teria provocado a expansão observada na região dos incisivos centrais, porém, com menor amplitude devido a pouca quantidade de resina acrílica entre os dentes artificiais.

Comparando genericamente as alterações nas distâncias entre os vários pontos de referência, observamos desigualdade nos procedimentos antes e após a polimerização, sugerindo que a base de resina acrílica sofreu diferentes tipos de tensões durante a confecção, resultando em distorção ou empenamento variável de acordo com a região da prótese (MAHLER<sup>29</sup>). Esta comprovação parece estar em desacordo com MAINIERI et al.<sup>30</sup> (1980), quando verificaram semelhanças nas movimentações dos dentes entre os segmentos anterior e posterior.

A alteração média de deslocamento dos dentes artificiais na região molar demonstrou o maior índice de contração, devido a alta taxa de distorções das bases de próteses totais nesta região, relatada por estudos anteriores de RISTIC & CARR<sup>40</sup> (1987) e CHEN et al.<sup>12</sup> (1988).

As médias das contrações entre pré-molar/pré-molar também mostraram-se estatisticamente significantes, porém em menor taxa que a região molar/molar. Estes resultados estão de acordo com ARIOLI<sup>8</sup> (1997) quando demonstrou que na porção anterior da base de uma prótese total ocorrem as menores distorções dimensionais.

A espessura da base de prótese total também constitui um importante fator na estabilidade dimensional (HARMAN<sup>21</sup>, WINKLER et al.<sup>64</sup>, WOELFEL et al.<sup>66</sup>). Desta maneira, a maior espessura da base na região dos pré-molares, a menor largura do arco e a forma geométrica da região determinada pelo rebordo alveolar anterior, são situações que cooperaram para o estabelecimento de diferenças nas alterações dimensionais.

Analisando a Tabela 7.4 e a Figura 7.4, notamos que as resinas acrílicas QC-20 polimerizada em água fervente por 20 minutos e Lucitone 550 com ciclo de 9 horas a 74<sup>o</sup> C, não apresentaram diferenças estatísticas significativas nos valores de movimentações dentais durante todos os passos laboratoriais e períodos de armazenagem em água, o que discorda de

SMITH & POWERS<sup>52</sup> (1992) ao observarem que a resina Lucitone, nesse ciclo de polimerização, melhorava a adaptação após armazenagem em água, demonstrando um fenômeno de sorção de água mais intenso que as resinas polimerizadas em banho de água fervente por 20 minutos.

WOELFEL<sup>65</sup> (1977) e STAFFORD et al.<sup>53</sup> (1980) também mostraram maior índice de distorções nas bases de resinas acrílicas polimerizadas em ciclos curtos (porém nossos resultados sugerem que essas possíveis alterações dimensionais não seriam suficientemente capazes de produzir discrepâncias críticas nos deslocamentos dentais. Esta suposição poderia ser corroborada por PEYTON & MANN<sup>36</sup> (1942), quando aconselham que as propriedades das resinas acrílicas poderão ser satisfatoriamente obtidas, quando utilizadas com discernimento, de acordo com a experiência de quem irá processá-las.

Considerando todos estes fatores, acreditamos que, conforme explicação do fabricante, o produto QC-20 é uma resina acrílica melhorada podendo ser utilizada em ciclos curtos de polimerização, sem produzir grandes alterações dimensionais nos dentes artificiais.

Analisando a resina acrílica Lucitone 550 polimerizada em ciclo de 3 minutos a 500 W, observamos que após a retirada do conjunto prótese/modelo da mufla, ocorreu contração entre as distâncias dentais estatisticamente semelhante as demais fases analisadas, com exceção do T<sub>5</sub>. Após 30 dias de armazenagem (T<sub>5</sub>), a absorção de água produziu apenas retorno parcial no posicionamento dos dentes, compatível estatisticamente com as resinas acrílicas polimerizadas em banho de água, estando de acordo com ILBAY et. al.<sup>23</sup> (1994) ao comprovar que as resinas acrílicas convencionais podem ser polimerizadas adequadamente pela energia das microondas.

TRUONG & THOMAS<sup>61</sup> (1988), também observaram que amostras de resinas acrílicas convencionais polimerizadas por microondas ou em ciclos de banho d'água não apresentaram diferenças estatísticas quanto ao fenômeno de sorção de água.

A resina Acron-MC apresentou maiores alterações dimensionais (contrações) nas distâncias mensuradas, principalmente nos períodos de 3 e 7 dias de armazenagem em água. Após 30 dias de armazenagem, a expansão "hídrica" não foi capaz de apresentar semelhanças estatísticas com o ponto 0 ( $T_0$ ) conforme demonstrou a resina acrílica Lucitone polimerizada por microondas.

Desta maneira, os resultados sugerem que esta resina acrílica não apresentou, nas condições deste estudo, nenhuma vantagem quanto à alteração dimensional. Estes resultados, embora concordando com SANDERS et al.<sup>43</sup> (1991), discordam de NIISHI<sup>32</sup> (1968) quando verificou que a energia por microondas produzia aquecimento homogêneo do gesso e da resina acrílica, melhorando algumas propriedades físicas da resina.

A explicação para tais resultados discrepantes poderia se basear nas características de funcionamento em diferentes fornos de microondas. Segundo DE CLERCK<sup>13</sup> (1987), existe a possibilidade de se utilizar fornos domésticos por microondas, porém adverte que seria melhor o uso de aparelhos especialmente construídos para este objetivo, evitando as dificuldades inerentes na regulagem da potência desejada, como acontece nos fornos domésticos.

Segundo o mesmo autor os fornos por microondas domésticos possuem um magnetron que produz frequências de onda de até 2.450 Mhz (dependendo da marca comercial). Estas ondas ao colidirem com as moléculas do metil-metacrilato alteram as suas direções (5 bilhões de vezes por segundo), provocando colisões e, conseqüentemente, um aquecimento

rápido do material irradiado. Porém, o funcionamento para estabelecer a potência da energia é baseado na emissão de pulsos com carga total, onde os botões (descritos erroneamente como “controladores de potência”) apenas regulam a quantidade de pulsos por unidade de tempo.

Assim, os resultados favoráveis sobre a estabilidade dimensional relatados por KIMURA et al.<sup>25</sup> (1984), TAKAMATA & SETCOS<sup>59</sup> (1989), TAKAMATA et al.<sup>58</sup> (1989), WALLACE et al.<sup>63</sup> (1991) e AL-HANBALI et al.<sup>2</sup> (1991), talvez tenham sido consequência do uso de aparelhos especialmente construídos para um efetivo controle da potência.

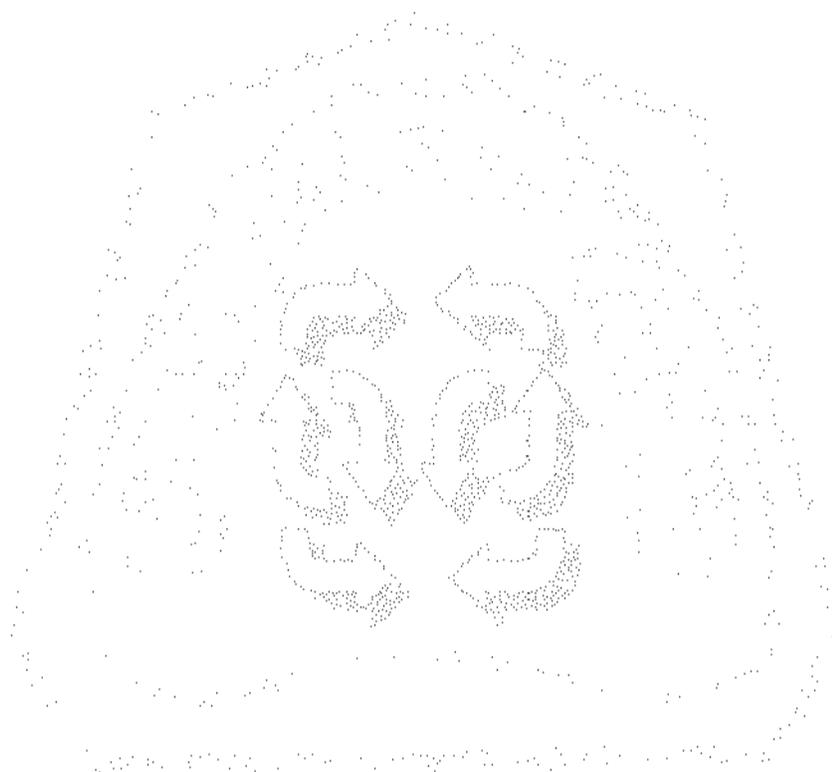
Comparando os dois ciclos de polimerização deste estudo, notamos que independente da técnica de polimerização utilizada, as maiores alterações dimensionais ocorreram após a remoção das próteses dos modelos de gesso, comprovando novamente, que apesar do desenvolvimento e aperfeiçoamento de técnicas e de materiais, ainda ocorrem os mesmos fenômenos de distorções conhecidos no passado (SHIPPEE<sup>45</sup>, 1961).

Analisando o comportamento geral de cada ciclo de polimerização, notamos diferenças nas movimentações dos dentes artificiais, onde as resinas acrílicas polimerizadas por microondas apresentaram contrações e expansão dentais discrepantes, nos períodos de demuflagem, 3 e 7 dias de armazenagem em água, tendo apenas a resina acrílica Lucitone 550 exibido um retorno parcial mais evidente do posicionamento dental, após 30 dias de armazenagem em água.

NELSON et al.<sup>33</sup> (1991), concluíram que os ciclos por polimerização em microondas produziram maiores deslocamentos dentais, consequentemente alterando mais intensamente a dimensão vertical das próteses totais, tendo apenas a vantagem de ser um procedimento mais rápido e limpo (LEVIN et al.<sup>27</sup>).

SHLOSBERG et al.<sup>46</sup> (1989), acrescentaram às limitações desta técnica de polimerização em próteses com infra-estrutura metálica, onde observaram menor dureza da resina acrílica ao redor do metal.

Os ciclos de polimerização em banho de água (20 minutos de água fervente e 9 horas a 74 ° C) apresentaram comportamentos mais uniformes, com poucas alterações dimensionais no posicionamento dos dentes artificiais, não havendo relevância estatística nos períodos de armazenagem em água, resultados que estão concordes com GRUNEWALD et al.<sup>19</sup> (1952) e TAKAHASHI<sup>57</sup> (1990).



## **9- CONCLUSÃO**

## **CONCLUSÃO**

Com base nos dados analisados e discutidos, concluímos que:

- os diferentes métodos de polimerização das resinas acrílicas, mostraram comportamentos distintos:
  - as resinas acrílicas QC-20 e Lucitone 550 polimerizadas em banho de água apresentaram expansão entre as distâncias dos dentes artificiais, sendo semelhantes estatisticamente entre si.
  - as resinas acrílicas polimerizadas em aparelho por microondas apresentaram valores distintos de contração, tendo a resina Acron-MC demonstrado a maior movimentação dental.
- a maior alteração dimensional (contração) ocorrida nas distâncias dos dentes artificiais foi após 3 dia de armazenagem em água .
- as distâncias molar/molar e pré-molar/pré-molar (sentido látero-lateral) apresentaram o maior e menor índice de contração, respectivamente.
- os deslocamentos dentais entre pré-molar/molar de ambos os lados (sentido ântero-posterior) e incisivos/incisivos (sentido látero-lateral) demonstraram o maior e menor índice de expansão, respectivamente.



## 10- SUMMARY

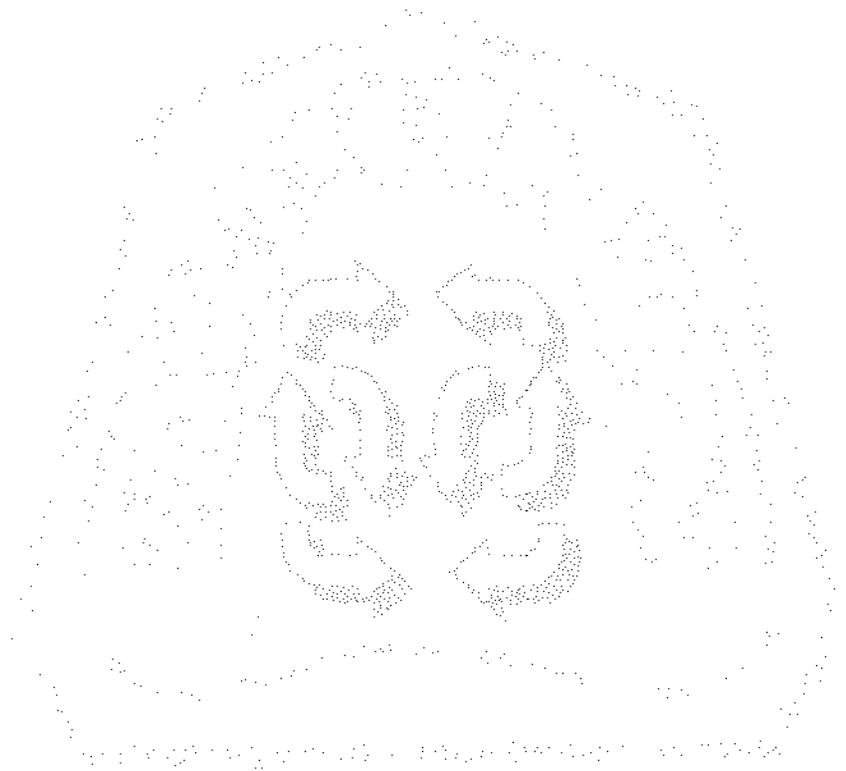
# SUMMARY

The objective of this study was to analyze the teeth movement during different cure techniques of three commercial acrylic resins and after periods of water storage in upper complete dentures. The acrylic resins used and the cure techniques proposed were : LUCITONE 550 (cured in water 9 Hs at 74° C and energy microwave 550 W at 3 min.), QC-20 (cured in boiled water 20 min.) and ACRON-MC (cured in energy microwave 550 W at 3 min.). The teeth distances, measured in the frontal and sagital planes by linear microscopy, were taken after denture wax (T<sub>0</sub>), denture inclusion(T<sub>1</sub>), cured and demoflask (T<sub>2</sub>) and in the periods of 3- (T<sub>3</sub>), 7- (T<sub>4</sub>) and 30-day (T<sub>5</sub>) water storage. The results were analysed for Tukey's test ( $p \leq 0,05$ ) and permitted to concluded that: (1) ACRON-MC resin presented the highest teeth movement in all periods; (2) the 3-day water storage [T<sub>3</sub>] showed the highest movement scores; (3) the water storage did not fully compensate the cure distortions in upper complete denture and (4) contraction and expansion occurred among teeth in measured frontal/sagital planes, respectively.

**KEYWORDS:** Complete Denture

Dental Material

Dental Acrylic Resins



## **11- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 01- ABUZAR, M.A.M., JAMANI, K., ABUZAR, M., Tooth movement during processing of complete dentures and its relation to palatal form, J. prosth. Dent., St. Louis, v.73, n.5, p.445-449, May, 1995.
- 02- AL-HANBALI, E., KELLEWAY, J.P., HOWLETT, J.A., Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat, J. dent., Oxford, v.19, n.3, p.176-180, June 1991.
- 03- ALL-MULLA, M.A.S., MURPHY, W.M., HUGGETT, R.A., BROOKS, S.C., Effect of the water and artificial saliva on mechanical properties of some denture-bases materials., Dent. Mater., Washington, v.5, n.6, p.399-402, Nov. 1989.
- 04- ANDERSON, G.C., SCHULTE, J.K., ARNOLD, T.G., Dimensional stability injection and convencional processing of denture base acrylic resin, J. prosth. Dent., St. Louis, v.60, n.3, Sep. 1988.
- 05- ANTHONY, O.H., PEYTON, F.A., Dimensional accuracy of various denture-base materials. J. prosth. Dent., St Louis, v. 12, n. 1, p. 67-81, Jan/Feb. 1962.
- 06- \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, Evaluation of dentures processed by diferent techniques, J. prosth. Dent., St. louis, v.13, n.2, p.269-282, Mar.Apr.1963.

---

\* De acordo com a NBR 6023 de Agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

Abreviaturas dos Periódicos de conformidade com "World List of Scientific Periodicals"

- 07- ANTONOPOULOS, A.N., Dimensional and occlusal changes in fluid resin dentures, J. prosth. Dent., St. Louis, v.39, n.6, June 1978.
- 08- ARIOLI, J.N.F., Influência da forma do palato e da sorção de água na adaptação de próteses totais., Tese (Mestrado em Clínica Odontológica) Faculdade de odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1997, 80p.
- 09- BECKER, C.M. et al., The comparison of denture-base processing technique. Part II. Dimensional changes due to processing. J. prosth. Dent., St Louis, v.37, n.4, p.450-459, April 1977.
- 10- BRADEN, M., The absorption of water by acrylic resins and other materials. J. prosth. Dent., St Louis, v. 14, n. 12, p. 307-316, Mar/Apr. 1964.
- 11- 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.
- 12- CHEN, J.C., LACEFIELD, D.J., CASTLEBERRY, D.J., Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture base. Dental Master, Washington, v.4, n.1, p.20-24, Feb. 1988.
- 13- DE CLERCK, J.P., Microwave polymerization of acrylic resins used in dental protheses, J. prosth. Dent, St Louis, v.57, n.5, p.650-658, May 1987.

- 14- DIXON, D.L., EKSTRAND, K.G., BREEDING, L.C., Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. J. prosth. Dent., St. Louis, v.68, n.1, p.196-200, July 1992.
  
- 15- GARFUNKEL, E., Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack-and-press technique, J. prosth. Dent., St. Louis, v.50, n.6, p.757-761, Dec. 1983.
  
- 16- deGEE, A.J., HARKEL, E.C., DAVIDSON, C.L., Measuring procedures for the determination of the three-dimensional shape of denture., J. prosth. Dent., St. Louis, v.42, n.2, p.149-152, Aug. 1979.
  
- 17- GLAZIER, S., FIRTELL, D.N., HARMAN, L.L, Posterior peripheral seal distortion related to height of the maxillary ridge. J. prosth. Dent., St. Louis, v.10, p.508-510, May 1980.
  
- 18- GRANT, A.A, Effect of the investment procedure on tooth movement, J. prosth. Dent., St. Louis, v.12, n.6, p.1053-1058, Nov-Dec, 1962.
  
- 19- GRUNEWALD, A.H., PAFFENBARGER, G.C., DICKSON, G., The effect of molding processes on some properties of denture resins, J. Am. dent. Ass., Chicago, v.44, n.3, p.269-287, Mar.1952.

- 20- GOODKIND, R.J., SCHULTE, R.C., Dimensional accuracy of pour acrylic and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. J. Prost. Res., Supl., Washington, v.48, n.6, p.1072-1078, May. 1970.
- 21- HARMAN, I.M., Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. J. Am. dent. Ass., Chicago, v. 38, n. 2, p. 188-203, Feb. 1949.
- 22- HUGGET, R., BROKS, S.C., BATES, J.F., The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. Quint. dent. Technol., Washington, v.8, n.2, p.81-85, Feb. 1984.
- 23- ILBAY, S.G., GÜVENER, S., ALKMRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. J. oral Rehabil., Oxford, v. 21, n. 1, p. 103-109, Jan. 1994.
- 24- KIMURA, H. et al., Applications of microwave for dental technique (Part I). Doug-forming and curing of acrylic resins. J. Osaka Univ. Dent. Sch., Osaka, v. 23, p. 43-49, Dec. 1983.
- 25- \_\_\_\_\_, TERAOKA, F., SAITO, T., Applications of microwave for dental technique (part 2). Adaptability of cured resin, J. Osaka Univ. Dent. Sch., Osaka, v.24, p.21-29, Dec. 1984.
- 26- LAM, R.V., Disorientation of the tooth to cast relationship as a result of flasking procedures. J. prosth. Dent., St Louis, v. 15, n. 4, p.651-661, July-Aug. 1965.

- 27- LEVIN, B., SANDERS, J.L., REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 61, n. 3, p. 381-383, Mar 1989.
- 28- LERNER, H., PFEIFFER, K.R., Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures, J. prosth. Dent., St Louis, v.14, n.2, p.294-297, March-April, 1964.
- 29- MAHLER, D.B., Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique, J. prosth. Dent., St. Louis, v.1, n.2, p.551-559, 1951.
- 30- MAINIERI, E.T., BOONE, M.E., POTTER, R.H., Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods, J. prosth. Dent., St Louis, v.44, n.4, p.368-373, Oct. 1980.
- 31- MARTINS, E.A., GALVÃO, S., Alterações nas bases de dentaduras de resina. Revta. Fac. Odont. P. Alegre, Porto Alegre, v.4, p.151-61, 1962.
- 32- NIISHI, M., Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat curing resins. J. Osaka dent., Osaka, v. 2, p. 23-40, Feb. 1968.
- 33- NELSON, M.W., KOTWAL, K.R., SEVEDGE, S.R., Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. J. prosth. Dent., St Louis, v.65, n.2, p.306-308, Feb. 1991.

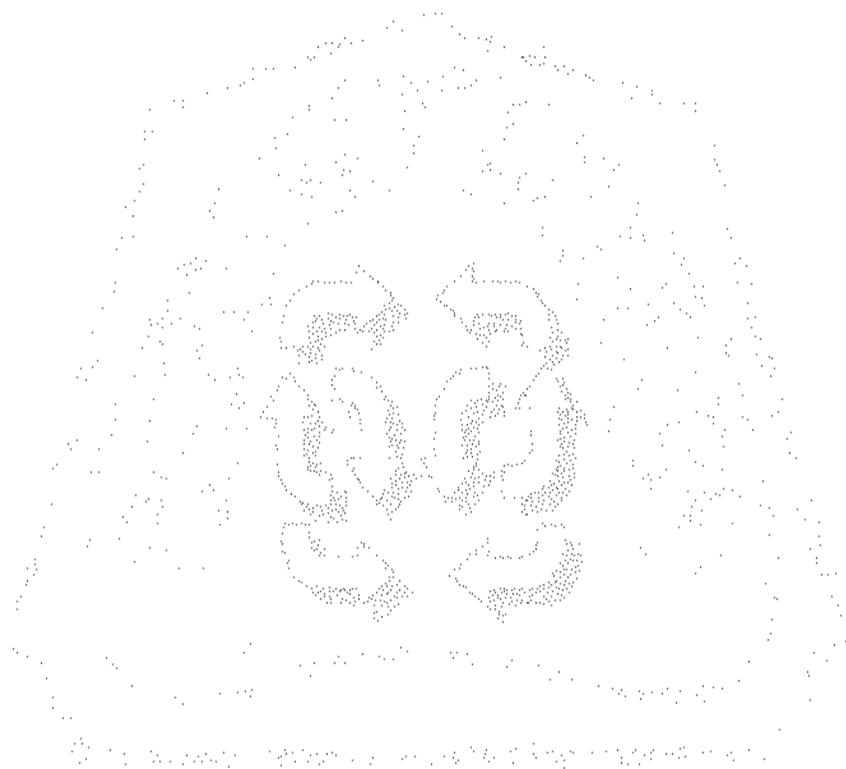
- 34- PERLOWSKI, S.A., Investment changes during flasking as a factor of complete denture malocclusion, J. prosth. Dent., St. Louis, v.3, n.4, p.497-499, July 1953.
- 35- PEYTON et al., Materiales Dentales Restauradores, Buenos Aires: Mundi, 1960. p.383.
- 36- \_\_\_\_\_, F.A., MANN, W.R., Acrylic and acrylic-styrene resins: their properties in relation to their uses as restorative material. Part I., J. Am. dent. Ass., Chicago, v.29, n.1, p.1852-1864, Oct. 1942.
- 37- PICKETT, H.G., APPLEBY, R.C. A comparison of six acrylic resin processing technics. J. Am. dent Ass., Chicago, v.80, n.6, p.332-338, July 1953.
- 38- PHILLIPS, R.W., Materiais Dentários de Skinner, 9ª ed., Rio de Janeiro, Guanabara- Koogan, p.103-123, 1993.
- 39- PRYOR, W. J., Internal strains in denture base materials. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.30, n.11, p.1400-1408, Aug. 1942.
- 40- RISTIC, B., CARR, L., Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension. J. prosth. Dent., St Louis, v.58, n.6, p.689-693, Dec. 1987.
- 41- SAIZAR, P., Prostodoncia Total, p.391, Argentina, Buenos Aires, Ed. Mundi S.A.I.C., 1972.

- 42- SALIM, S., SADAMORI, S., HAMADA, T., The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods, J. prosth. Dent., St Louis, v.67, n.6, p.879-881, June 1992.
- 43- SANDERS, J.L., Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. Quintessence Int., Berlin, v.22, n.3, p.181-186, Mar. 1991.
- 44- SEARS, V.H., Developments in the denture field during the past half century. J. prosth. Dent., St. Louis, v.8, n.1, p.61-67, Jan. 1958.
- 45- SHIPPEE, R.W., Control of increased vertical dimension of compression-molded dentures. J. prosth. Dent., St Louis, v.11, n.6, p.1080-1085, Nov-Dez. 1961.
- 46- SHLOSBERG, S.R. et al. Microwave energy polymerization of poly (methylmethacrylate) denture base resin, Int. J. Prosth., St Louis, v.2, n. 5, p.453-458, Sept/Oct. 1989.
- 47- SKINNER, E. W., Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry, J. Am. dent. Ass., Chicago, v. 39,p.261-268, Sep., 1949.
- 48- \_\_\_\_\_, Acrylic denture base material: their physical properties and manipulation, J. prosth. Dent., St Louis, v.1,n.1-2, p.161-67, Mar. 1951.

- 49- SKINNER, E.W., Materiais dentários de Skinner, ed Ralph W. Phillips, trad. Dioracy Fonterrada Vieira, p.122-154, 8ª ed., Rio de Janeiro, Interamericana, 1984.
- 50- \_\_\_\_\_, CHUNG, P., The effect of surface contact in the retention of denture., J. prosth. Dent., St. Louis, v.1, n.3, p.229-235, May 1952.
- 51- \_\_\_\_\_, 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.
- 52- SMITH, L.T., POWERS, J.M., Realtive fit of new denture resins polymerized by heat, ligh and microwave energy. Am. J. dent., San Antonio, v.5, n.3, p.140-142, June 1992.
- 53- STAFFORD, G.D., BATES, J.F., HUGGET, R., HANDLEY, R.W., Review of the properties of some dentures base polymers. J. Dent., Greate-Britain, v.8, n.4, p.292-306, Dec. 1980.
- 54- SWEENEY, W.T., Acrylic resins in prosthetic dentistry. Dent. Clin. N. Amer., p.593-602, 1958.
- 55- \_\_\_\_\_, PAFFERBARGER, G.C., BEALL, J.R., Acrylic resins for denture, J. Am. dent. Ass., Chicago, v.20, n.1, p.7-33, Jan. 1942.
- 56- SYKORA, O., SUTOW, E.J., Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. J. oral Rehabil., v.20, p.19-31, 1993.

- 57- TAKAHASHI, Y., Three dimensional changes of the denture base of the complete denture following polymerization. Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, Tokyo, v.34, n.1, p.136-148, Feb. 1990.
- 58- TAKAMATA, T. et al., Adaptation of acrylic resin dentures as influences by the activation mode of polymerization. J. Amer. dent. Ass., Chicgo, v.119, p.271-276, Aug. 1989.
- 59- \_\_\_\_\_, SETCOS, J.C. Resin dentures bases: Review of accuracy and methods of polymerization. Int. J. Prosth., St Louis, v.2, n.6, p.555-562, Nov/Dec. 1989.
- 60- TAYLOR, P. B., Acrylic resins: their manipulation. J. Am. dent. Ass., Chicago, v. 28, n. 3, p.373-387, Mar. 1941.
- 61- TRUONG, V. T., THOMAS, F. G. V., Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. Aust. dent. J., St. Leonards, v.33, n.3, p.201-204, Jun. 1988.
- 62- TURCK, M.D. et al., Direct measurement of dimensional accuracy with three denture processing technique, Int. J. Prosth., Lombard, v.5, n.4, p.367-372, July/Aug. 1992.
- 63- WALLACE, P. W. et al., Dimensional accuracy of denture bases cured by microwave energy. J. prosth. Dent., St. Louis, v.66, n.3, p.403-409, Sep. 1991.

- 64- WINKLER, S. et al., Processing changes in complete dentures constructed from pour resins, J. Am. dent. Ass., Chicago, v.82, p.349-353, Feb. 1971.
- 65- WOELFEL, J. B., Processing Dentures, Dent. Clin. North Am., v.21, p.304-317, 1977.
- 66- \_\_\_\_\_, PAFFENBARGER, G. C., SWEENEY, W. T., Dimensional changes occurring in dentures curing processing. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.61, n.4, p. 413-430, Oct. 1960.
- 67- \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_, Clinical evaluating of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.70, n.5, p.1170-1188, May 1965.



## 10- APÊNDICE

# APÊNDICE

## 1 - DADOS ORIGINAIS

**Tabela 10.1** - Valores da amostra I dos deslocamentos dentais (mm) da resina acrílica QC-20 nos diversos tempos de mensuração

	Amostra I					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,044	-0,065	-0,087	-0,106	-0,174
PM - PM	0	-0,053	-0,076	-0,138	-0,031	-0,146
I - I	0	0,067	0,058	0,094	0,07	0,057
Md - PMd	0	0,128	0,189	0,165	0,14	0,158
Me - PMe	0	0,05	0,086	0,051	0,059	0,064

**Tabela 10.2** - Valores da amostra II dos deslocamentos dentais (mm) da resina acrílica QC-20 nos diversos tempos de mensuração

	Amostra II					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,017	-0,041	-0,084	-0,135	-0,167
PM - PM	0	-0,023	-0,068	-0,098	-0,039	-0,125
I - I	0	0,044	0,032	0,05	0,034	0,027
Md - PMd	0	0,112	0,207	0,158	0,126	0,187
Me - PMe	0	0,088	0,102	0,065	0,075	0,102

**Tabela 10.3** - Valores da amostra III dos deslocamentos dentais (mm) da resina acrílica QC-20 nos diversos tempos de mensuração

	Amostra III					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,038	-0,047	-0,076	-0,09	-0,153
PM - PM	0	-0,048	-0,115	-0,14	-0,105	-0,168
I - I	0	0,086	0,041	0,048	0,034	0,041
Md - PMd	0	0,063	0,197	0,149	0,118	0,15
Me - PMe	0	0,048	0,069	0,048	0,082	0,086

**Tabela 10.4 - Valores da amostra IV dos deslocamentos dentais (mm) da resina acrílica QC-20 nos diversos tempos de mensuração**

	Amostra IV					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,035	-0,041	-0,06	-0,102	-0,139
PM - PM	0	-0,015	-0,113	-0,134	-0,087	-0,159
I - I	0	0,053	0,038	0,058	0,031	0,017
Md - PMd	0	0,075	0,201	0,19	0,183	0,21
Me - PMe	0	0,081	0,082	0,055	0,058	0,068

**Tabela 10.5 - Valores da amostra V dos deslocamentos dentais (mm) da resina acrílica QC-20 nos diversos tempos de mensuração**

	Amostra V					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,035	-0,07	-0,103	-0,149	-0,159
PM - PM	0	-0,022	-0,031	-0,052	-0,029	-0,091
I - I	0	0,118	0,081	0,136	0,085	0,063
Md - PMd	0	0,086	0,245	0,184	0,171	0,219
Me - PMe	0	0,071	0,109	0,081	0,088	0,103

**Tabela 10.6 - Valores da amostra I das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polimerizada em banho de água nos diversos tempos de mensuração**

	Amostra I					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,019	-0,07	0,016	0,056	0,041
PM - PM	0	0,018	-0,084	-0,177	-0,139	-0,197
I - I	0	-0,015	-0,016	0,012	-0,033	-0,02
Md - PMd	0	0,152	0,21	0,096	0,19	0,114
Me - PMe	0	0,079	0,109	0,124	0,1	0,064

**Tabela 10.7 - Valores da amostra II das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polimerizada em banho de água nos diversos tempos de mensuração**

	Amostra II					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,152	-0,216	-0,19	-0,182	-0,21
PM - PM	0	-0,134	-0,311	-0,365	-0,32	-0,365
I - I	0	0,019	0,021	0,019	0,01	0,038
Md - PMd	0	0,095	0,207	0,196	0,206	0,19
Me - PMe	0	0,009	0,01	0,105	0,055	0,051

**Tabela 10.8 - Valores da amostra III das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polimerizada em banho de água nos diversos tempos de mensuração**

	Amostra III					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,023	-0,077	0,035	0,002	0
PM - PM	0	-0,082	0,193	0,118	0,173	0,095
I - I	0	0,021	0,055	0,07512	0,049	0,064
Md - PMd	0	0,115	0,231	0,21	0,22	0,19
Me - PMe	0	0,01	0,17	0,18	0,145	0,137

**Tabela 10.9 - Valores da amostra IV das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polimerizada em banho de água nos diversos tempos de mensuração**

	Amostra IV					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,097	-0,178	-0,165	-0,109	-0,189
PM - PM	0	-0,187	0,016	-0,067	0,001	0,003
I - I	0	-0,035	-0,037	-0,043	-0,043	-0,03
Md - PMd	0	0,093	0,195	0,101	0,202	0,151
Me - PMe	0	0,015	0,065	0,095	0,055	0,049

**Tabela 10.10** - Valores da amostra V das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polymerizada em banho de água nos diversos tempos de mensuração

	Amostra V					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,115	-0,2	-0,1	-0,09	-0,13
PM - PM	0	0,034	0,293	0,21	0,154	0,328
I - I	0	-0,005	-0,005	-0,019	-0,035	-0,025
Md - PMd	0	0,05	0,18	0,14	0,188	0,174
Me - PMe	0	0,08	0,163	0,175	0,143	0,14

**Tabela 10.11** - Valores da amostra I das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polymerizada em microondas nos diversos tempos de mensuração

	Amostra I					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,011	-0,044	-0,113	-0,102	-0,099
PM - PM	0	0,007	-0,021	-0,078	-0,004	0,039
I - I	0	-0,033	-0,05	-0,08	-0,1	-0,103
Md - PMd	0	0,09	-0,119	0,013	0,077	0,126
Me - PMe	0	0,018	-0,001	0,023	0,048	0,138

**Tabela 10.12** - Valores da amostra II das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polymerizada em microondas nos diversos tempos de mensuração

	Amostra II					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,047	-0,073	-0,087	-0,065	-0,037
PM - PM	0	0,018	-0,008	-0,049	-0,015	0,026
I - I	0	-0,057	-0,102	-0,062	-0,068	-0,079
Md - PMd	0	-0,09	-0,12	-0,083	-0,009	0,038
Me - PMe	0	0,001	-0,021	0,078	0,082	0,098

**Tabela 10.13** - Valores da amostra III das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polimerizada em microondas nos diversos tempos de mensuração

	Amostra III					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,075	-0,111	-0,127	-0,105	-0,084
PM - PM	0	0,023	-0,02	-0,045	-0,068	-0,037
I - I	0	0,007	-0,082	-0,045	-0,043	-0,087
Md - PMd	0	0,093	-0,053	-0,039	-0,021	0,097
Me - PMe	0	0,019	0,003	0,064	0,123	0,137

**Tabela 10.14** - Valores da amostra IV das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polimerizada em microondas nos diversos tempos de mensuração

	Amostra IV					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,029	-0,067	-0,109	-0,082	-0,035
PM - PM	0	0,064	-0,038	-0,082	-0,016	-0,012
I - I	0	0,015	-0,01	-0,046	-0,048	-0,054
Md - PMd	0	0,065	-0,013	-0,005	0,035	0,068
Me - PMe	0	-0,014	-0,036	0,016	0,106	0,13

**Tabela 10.15** - Valores da amostra V das movimentações dentais (mm) da resina acrílica Lucitone polimerizada em microondas nos diversos tempos de mensuração

	Amostra V					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,088	-0,112	-0,094	-0,062	-0,03
PM - PM	0	0,04	-0,041	-0,066	-0,057	-0,021
I - I	0	0,021	0,01	-0,039	-0,075	-0,084
Md - PMd	0	-0,014	-0,09	-0,1	-0,05	0,041
Me - PMe	0	-0,032	-0,049	0,002	0,042	0,075

**Tabela 10.16** - Valores da amostra I das alterações dentais (mm) da resina acrílica Acron MC polimerizada nos diversos tempos de mensuração

	Amostra I					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	0,103	0,005	-0,102	-0,085	-0,001
PM - PM	0	0,036	-0,075	-0,095	-0,086	-0,054
I - I	0	0,065	0,035	0,034	-0,023	0,036
Md - PMd	0	-0,026	-0,113	-0,117	-0,15	-0,083
Me - PMe	0	0,023	-0,052	-0,086	-0,095	0,024

**Tabela 10.17** - Valores da amostra II das alterações dentais (mm) da resina acrílica Acron MC polimerizada nos diversos tempos de mensuração

	Amostra II					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,017	0,197	-0,205	-0,132	-0,048
PM - PM	0	0,052	-0,065	-0,081	-0,07	-0,03
I - I	0	0,055	0,006	0,007	0,004	0,037
Md - PMd	0	0,04	-0,099	-0,159	-0,122	-0,091
Me - PMe	0	0,023	-0,065	-0,105	-0,109	0,015

**Tabela 10.18** - Valores da amostra III das alterações dentais (mm) da resina acrílica Acron MC polimerizada nos diversos tempos de mensuração

	Amostra III					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	0,05	0,089	-0,121	-0,105	-0,081
PM - PM	0	0,026	-0,112	-0,121	-0,118	-0,104
I - I	0	0,088	0,041	0,018	-0,007	0,021
Md - PMd	0	0,013	-0,162	-0,216	-0,176	-0,134
Me - PMe	0	0,043	-0,05	-0,11	-0,11	0,01

**Tabela 10.19** - Valores da amostra IV das alterações dentais (mm) da resina acrílica Acron MC polimerizada nos diversos tempos de mensuração

	Amostra IV					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	-0,099	-0,112	-0,137	-0,101	-0,009
PM - PM	0	0,03	-0,162	-0,189	-0,157	-0,105
I - I	0	0,014	0,005	-0,013	-0,038	-0,023
Md - PMd	0	0,003	-0,1	-0,115	-0,098	-0,058
Me - PMe	0	0,003	-0,066	-0,044	-0,066	0,03

**Tabela 10.20** - Valores da amostra V das alterações dentais (mm) da resina acrílica Acron MC polimerizada nos diversos tempos de mensuração

	Amostra V					
	Ponto 0	Inclusão	Demuflagem	3 dias	7 dias	30 dias
M - M	0	0,019	-0,163	-0,197	-0,125	-0,095
PM - PM	0	0,02	-0,156	-0,173	-0,169	-0,11
I - I	0	0,025	0,015	-0,032	-0,039	0,008
Md - PMd	0	-0,024	-0,134	-0,15	-0,143	-0,124
Me - PMe	0	0,024	-0,015	-0,032	-0,056	0,001

**DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: ALTERAÇÃO DIMENSIONAL**

**OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS**

**NOMES DOS FATORES**

FATOR	NOME
A	MATERIAL
B	TEMPO
C	LOCAL

**QUADRO DE ANÁLISE DE VARIÂNCIA**

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G. L.	S. Q.	Q. M.	VALOR F	PROB. > F
MATERIAL	3	0.5205865	0.1735288	46.8713	0.00001
TEMPO	5	0.0939203	0.0187841	5.0737	0.00032
LOCAL	4	1.3204459	0.3301115	89.1653	0.00001
MAT#TEM	15	0.4528979	0.0301932	8.1554	0.00001
MAT#LOC	12	0.9440375	0.0786698	21.2492	0.00001
TEM#LOC	20	0.4019119	0.0200956	5.4280	0.00001
MAT#TEM#LOC	60	0.4154325	0.0069239	1.8702	0.00033
RESÍDUO	480	1.7770764	0.0037022		
<b>TOTAL</b>	<b>599</b>	<b>5.9263090</b>			

MÉDIA GERAL = -0.006942

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 15.475%

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	LUCI-9H	150	0.021847	0.021847	a	A
2	1	QC-20	150	0.020153	0.020153	a	A
3	3	LUCI-MIC	150	-0.021727	-0.021727	b	B
4	4	ACRON	150	-0.048040	-0.048040	c	C

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.01726 - D.M.S 1% = 0.02057

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DA INCLUSÃO DO FATOR TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	QC-20	25	0.033600	0.033600	a	A
2	4	ACRON	25	0.023560	0.023560	a	A
3	3	LUCI-MIC	25	-0.000360	-0.000360	a	A
4	2	LUCI-9H	25	-0.003560	-0.003560	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DE DEMUFLAGEM DO FATOR TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	QC-20	25	0.042800	0.042800	a	A
2	2	LUCI-9H	25	0.036960	0.036960	a	A
3	3	LUCI-MIC	25	-0.078840	-0.078840	b	B
4	4	ACRON	25	-0.075200	-0.075200	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DE 3 DIAS DO FATOR TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	LUCI-9H	25	0.031240	0.031240	a	A
2	1	QC-20	25	0.022400	0.022400	a	A
3	3	LUCI-MIC	25	-0.046120	-0.046120	b	B
4	4	ACRON	25	-0.101640	-0.101640	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DE 7 DIAS DO FATOR TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	LUCI-9H	25	0.039920	0.039920	a	A
2	1	QC-20	25	0.019240	0.019240	ab	AB
3	3	LUCI-MIC	25	-0.019080	-0.019080	b	B
4	4	ACRON	25	-0.095040	-0.095040	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DE 30 DIAS DO FATOR TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	LUCI-9H	25	0.026520	0.026520	a	A
2	3	LUCI-MIC	25	0.010040	0.010040	a	AB
3	1	QC-20	25	0.002880	0.002880	b	AB
4	4	ACRON	25	-0.039920	-0.039920	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.04228 - D.M.S 1% = 0.05038

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	INCLUSÃO	100	0.013310	0.013310	a	A
2	1	PONTO 0	100	0.000000	0.000000	ab	AB
3	6	30 DIAS	100	-0.000120	-0.000120	abc	AB
4	5	7 DIAS	100	-0.013740	-0.013740	bc	AB
5	3	DEMUFLAG	100	-0.015570	-0.015570	bc	B
6	4	3 DIAS	100	-0.023530	-0.023530	c	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.02341 - D.M.S 1% = 0.02722

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO DENTRO DE QC-20 DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	DEMUFLAG	25	0.042800	0.042800	a	A
2	2	INCLUSÃO	25	0.033600	0.033600	a	A
3	4	3 DIAS	25	0.022400	0.022400	a	A
4	5	7 DIAS	25	0.019240	0.019240	a	A
5	6	30 DIAS	25	0.002880	0.002880	a	A
6	1	PONTO 0	25	0.000000	0.000000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO DENTRO DE LUCI-9H DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	7 DIAS	25	0.039920	0.039920	a	A
2	3	DEMUFLAG	25	0.036960	0.036960	a	A
3	4	3 DIAS	25	0.031240	0.031240	a	A
4	6	30 DIAS	25	0.026520	0.026520	a	A
5	1	PONTO 0	25	0.000000	0.000000	a	A
6	2	INCLUSÃO	25	-0.003560	-0.003560	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO DENTRO DE LUCI-MIC DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	6	30 DIAS	25	0.010040	0.010040	a	A
2	1	PONTO 0	25	0.000000	0.000000	ab	AB
3	2	INCLUSÃO	25	-0.000360	-0.000360	ab	AB
4	5	7 DIAS	25	-0.019080	-0.019080	ab	AB
5	4	3 DIAS	25	-0.046120	-0.046120	bc	BC
6	3	DEMUFLAG	25	-0.078840	-0.078840	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TEMPO DENTRO DE ACRON DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	INCLUSÃO	25	0.023560	0.023560	a	A
2	1	PONTO 0	25	0.000000	0.000000	ab	AB
3	6	30 DIAS	25	-0.039920	-0.039920	bc	BC
4	3	DEMUFLAG	25	-0.075200	-0.075200	cd	CD
5	5	7 DIAS	25	-0.095040	-0.095040	d	D
6	4	3 DIAS	25	-0.101640	-0.101640	d	D

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.04683 - D.M.S 1% = 0.05445

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LOCAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	MD-PMD	25	0.045883	0.045883	a	A
2	5	ME-PME	25	0.036158	0.036158	a	A
3	3	I-I	25	0.004417	0.004417	b	B
4	2	PM-PM	25	-0.045225	-0.045225	c	C
5	1	M-M	25	-0.075942	-0.075942	d	D

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.02057 - D.M.S 1% = 0.02396