



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



EDUARDO CARRILHO
CIRURGIÃO DENTISTA

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE POLIMERIZAÇÃO, DA ESPESSURA DA
BASE E DA PRESENÇA DE DENTES NA ADAPTAÇÃO DE PRÓTESES
TOTAIS SUPERIORES.**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas, para a obtenção do
Grau de Mestre em Odontologia, na área de
Clínica Odontológica – Prótese Dental

ORIENTADORA – Profª Drª Célia Marisa Rizzatti Barbosa

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG, 07/10/1999

Assinatura do Orientador

Piracicaba
1999



UNIDADE	BC
N.º ORÇAMENTO	
V.	
TOMBO BC	39248
PROJ.	229/99
PLANO	0 X
PLANO	28.11.00
DATA	28/10/99
N.º CDD	

CM-00136600-7

Ficha Catalográfica

C235i

Carrilho, Eduardo.

Influência do método de polimerização, da espessura da base e da presença de dentes na adaptação de próteses totais superiores. / Eduardo Carrilho. — Piracicaba, SP : [s.n.], 1999.
117p. : il.

Orientadora : Prof^a. Dr^a. Célia Marisa Rizzatti Barbosa.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas acrílicas. 2. Microondas. 3. Dentes. 4. Prótese dentária completa. 5. Polimerização. I. Barbosa, Célia Marisa Rizzatti. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB / 8 – 6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba / UNICAMP.



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



EDUARDO CARRILHO
CIRURGIÃO DENTISTA

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE POLIMERIZAÇÃO, DA ESPESSURA DA
BASE E DA PRESENÇA DE DENTES NA ADAPTAÇÃO DE PRÓTESES
TOTAIS SUPERIORES.**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas, para a obtenção do
Grau de Mestre em Odontologia, na área de
Clínica Odontológica – Prótese Dental

Piracicaba
1999



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 30 de Junho de 1999, considerou o candidato EDUARDO CARRILHO aprovado.

1. Profa. Dra. CELIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

2. Prof. Dr. HALIM NAGEM FILHO

3. Prof. Dr. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA

DEDICATÓRIA

A **DEUS**, pela oportunidade de conhecer, aprender, ensinar, admirar, respeitar, enfim, pela **VIDA**.

Aos meus pais, **EMIDIO** e **MARIA REGINA**, pela oportunidade do estudo e, principalmente, pelos ensinamentos que contribuíram para a minha formação como ser humano ;

Ao meu irmão **FERNANDO**, pelo constante incentivo dado para a realização deste trabalho;

À minha noiva **SHEILA**, pela compreensão, pelo carinho, pelos momentos de alegria e pelo incentivo na realização de tudo o que faço na vida.

“ A ciência nos traz conhecimentos; a vida sabedoria”

WILL DURANT

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À **Prof.^a Dr.^a Célia Marisa Rizzatti Barbosa**, Professora da Área de Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, minha orientadora, pela compreensão, pela determinação e pela confiança em mim depositada para a realização deste trabalho.

“Para adquirir conhecimento, é preciso estudar; mas para adquirir sabedoria, é preciso observar. “

MARILYN VOS SAVANT

AGRADECIMENTOS

À Prof^ª. Dr.^a Altair Antoninha Del Bel Cury, coordenadora dos Cursos de Pós-graduação da FOP – UNICAMP, pela atenção.

À Prof^ª. Dr.^a Mônica Campos Serra, coordenadora do Curso de Clínica Odontológica da FOP – UNICAMP, pela atenção.

Ao Dr Flair José Carrilho, pelo incentivo e exemplo de pesquisa sempre presente na minha vida.

À técnica do Laboratório de Prótese Parcial Removível, FOP – UNICAMP, Joselena Casati Lodi, pela ajuda e apoio.

Aos colegas de pesquisa do Laboratório de Prótese Parcial Removível, FOP – UNICAMP, Eduardo Rocha, Glauco Zanneti, José Antonio Nunes de Mello, Paulo Nadin, Rodrigo Rached, Solimar Ganzarolli, pelo grande companheirismo e solidariedade em todos os momentos.

Aos amigos Luis Henrique Borges, Rosemary Shinkai, Sidnei Kina, pela grande amizade cultivada e construída.

À amiga Sílvia Padovan, companheira de universidade e de viagens até Piracicaba, pela amizade e pelo apoio.

À Dra Heloísa Modena Ferreira da Costa, chefe da disciplina de Clínica Integrada da UNIMAR, pelo apoio e compreensão.

Aos amigos Prof. Rene Coppola, Dr. Miguel Nasraui e Prof. Expedito Machado de Faria pelo apoio e incentivo à pesquisa.

Aos colegas da disciplina de Clínica Integrada da UNIMAR, pelo incentivo.

À Christianne de Carvalho Stroppa, pelo empréstimo de um notebook e pelo apoio e incentivo.

À Prof^a. Cilene Marques Coimbra, pela revisão gramatical deste trabalho.

À VIPI DENTAL LTDA, pelo fornecimento dos dentes artificiais utilizados na montagem das próteses totais.

À BHETIL – Industria e Comércio LTDA, pelo fornecimento das muflas metálicas.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos

SUMÁRIO

	Folha
LISTAS	01
Lista de Figuras	03
Lista de Gráficos	04
Lista de Tabelas	05
Lista de Abreviaturas, Símbolos e Significados	06
RESUMO	07
ABSTRACT	11
1. INTRODUÇÃO	15
2. REVISÃO DA LITERATURA	21
3. METODOLOGIA	55
4. RESULTADOS	71
5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	83
6. CONCLUSÃO	91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95
ANEXOS	109

LISTAS

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fotografia do modelo de metal.....	57
Figura 2 - fotografia mostrando as esferas colocadas lado a lado e comprovando espessura com espessímetro	58
Figura 3 - Fotografia com aproximação das esferas.....	59
Figura 4 – Fotografia da matriz para confecção de bases com dentes.....	60
Figura 5 – Fotografia da matriz para confecção de bases sem dentes	60
Figura 6 –Fotografia da amostra encerada sem dente e com dente.....	62
Figura 7 – Fotografia da mufla metálica e da mufla de fibra de vidro para microondas.	63
Figura 8 – Fotografia da mufla colocada na prensa de bancada	66
Figura 9 - Fotografia da prótese submetida ao teste de moldagem.....	68
Figura 10 - Fotografia da pesagem do material de impressão	69

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Análise gráfica dos resíduos dos dados da variável desajuste	73
Gráfico 2 - Médias de desajuste devidos a cada Espessura estudada.	77
Gráfico 3 - Médias originais de desajuste devidas a cada nível de Dentes estudados. .	78
Gráfico 4 - Médias de desajuste devidas a cada tipo de Polimerização estudado.	79
Gráfico 5 - Médias originais de desajuste devidas a cada Espessura, dentro de cada nível de Dentes estudado.....	80
Gráfico 6 - Médias de desajuste devidas a cada critério de Polimerização dentro de cada Espessura e de cada nível de Dente estudado.....	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Grupos com seus respectivos Tratamentos.....	64
Tabela 2 -Diagrama de ramos e folhas dos dados da variável desajuste.	74
Tabela 3 - Análise da variância e teste F para a variável desajuste, em função dos fatores (causas da variação) Espessura, Dentes, Polimerização e suas interações.	75
Tabela 4 - Médias de desajuste devidas a cada Espessura estudada, e comparação pelo teste de Tukey.....	76
Tabela 5 - Médias de desajuste devidas a cada nível de Dentes estudado, e comparação pelo teste de Tukey.....	78
Tabela 6 - Médias de desajuste devidas a cada critério de polimerização estudado, e comparação pelo teste de Tukey.....	79
Tabela 7 - Médias de desajuste devidas a cada Espessura, dentro de cada nível de Dentes estudado, e comparação pelo teste de Tukey.	80
Tabela 8 - Médias de desajuste devidas a cada critério de Polimerização dentro de cada Espessura e de cada nível de Dente estudado, e comparação pelo teste de Tukey.....	81

LISTA DE ABREVIATURAS, SIMBOLOS E SIGNIFICADOS

%	-	por cento
°C	-	graus Celsius
±	-	mais ou menos
µm	-	micrometro
A.D.A	-	American Dental Association (Associação Dentária Americana)
cm	-	centímetro
<i>et al.</i>	-	e outros (abreviatura de “et alii”)
g	-	grama
h	-	hora
MHz	-	megahertz
min.	-	minuto(s)
P	-	método de Phillips
M	-	método de energia de microondas
W	-	Watts
G1	-	grupo 1
G2	-	grupo 2
G3	-	grupo 3
G4	-	grupo 4
G5	-	grupo 5
G6	-	grupo 6
G7	-	grupo 7
G8	-	grupo 8
mg	-	miligrama
Kg	-	quilograma
Kgf	-	quilograma força
Cm ²	-	centímetro quadrado
PSI	-	pound square inch – libra polegada ao quadrado
PVC	-	Cloreto de Poli Vinila

RESUMO

RESUMO

Com o intuito de melhorar a adaptação de próteses totais e, assim, a qualidade de vida dos pacientes, vários autores têm dedicado a vida à pesquisas que visam melhorar ou, pelo menos, minimizar este problema. Diversos são os fatores que podem contribuir para o desajuste, entre eles a espessura, o aumento descontrolado da temperatura de polimerização e até mesmo o método de polimerização. Este trabalho envolveu algumas destas variáveis, como a espessura, o método de polimerização e mais um assunto que se tornou controverso na literatura, a alteração causada pela presença dos dentes. Sessenta e quatro próteses foram confeccionadas, a partir de um modelo fundido em liga de Cobre e Alumínio simulando uma maxila edêntula e divididas em oito grupos com oito amostras em cada grupo; quatro grupos foram polimerizados por banho de água a 74 °C/ 9 hs e 4 por energia de microondas a 500W/ 3 min. Dentro destes quatro grupos, dois grupos foram confeccionados com espessura uniforme de 1 mm e dois, com espessura de 2 mm, e, ainda dentro destes grupos, dois com a presença de dentes e dois com a ausência de dentes. Foi utilizada a resina Lucitone 550; após a polimerização as próteses recebiam acabamento e eram submetidas a um teste na qual um material de impressão (EXPRESS – 3M) foi interposto entre a base e o modelo de metal e depois pesado. Após o resultado, concluiu – se que: 1) existiu diferença significativa para as médias de desajuste entre as duas espessuras, e que a que causou menor desajuste foi a de 2 mm. 2) Não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de desajustes com ou sem dentes e nem entre os dois critérios de polimerização. 3) O grupo que apresentou menor desajuste foi o de próteses com 2 mm e com a presença de dentes e o que apresentou maior desajuste foi o de próteses com 1 mm e com a presença de dentes.

ABSTRACT

ABSTRACT

With the objective of improving the adaptation of total prostheses and like this the pattern of the patients' life, several authors have been dedicating the life in researches that seek to improve or at least to minimize this problem. Several factors can contribute to the desadaptation to bases of prostheses, among them are the thickness, the uncontrolled increase of polymerization temperature, and even the polymerization method. The objective of this work was verify the alteration in the adaptation to bases of prostheses with some of these variants like thickness, the polymerization method is one more subject that became controversial in the literature, and the alteration caused by the presence of the teeth. Sixty four prostheses were made, starting from a melted model in alloy of Copper and Aluminum simulating a maxilla and divided in 8 groups with 8 samples in each group, 4 groups were polymerized in baths of water to 74 °C / 9 hs and 4 by microwaves energy at 500W / 3 min. In these 4 groups, 2 had uniform 1 mm thickness and 2 with 2 mm thickness and still inside these groups 2 with the presence of teeth and 2 with the absence of teeth. The resin utilized was Lucitone 550, after the polymerization the prostheses received the finishing and they were submitted to a test where an impression material was interposed between the base and the metal model and later the heavy one. After the result, the authors concluded the following: 1) Significant difference existed in the desadaptation averages between the two thickness, and that the one which caused smaller desadaptation was to of 2 mm. 2) there was no significant statistically difference among the desadaptation averages with or without teeth and neither between the two polymerization criteria. 3) the group that presented smaller desadaptation was the prostheses with 2 mm and with the presence of teeth, and the one that presented larger desadaptation was the prostheses with 1 mm and with the presence of teeth.

1- INTRODUÇÃO

1-INTRODUÇÃO

O desempenho das próteses totais está relacionado à adaptação das suas bases às estruturas de suporte, proporcionando maior estabilidade e retenção, melhorando suas características funcionais. Esta adaptação depende, entre outros fatores, dos materiais e métodos utilizados na confecção das bases das próteses.

Desde 1937, o material mais utilizado para confecção das próteses totais é o poli metilmetacrilato. As principais propriedades da resina, após polimerização, são a baixa permeabilidade aos fluídos bucais, fácil manipulação, reprodutibilidade fiel dos tecidos bucais, estabilidade dimensional durante todas as etapas e tempos de utilização e estabilidade de cor após sua polimerização⁵³. Uma das principais vantagens do Poli (metilmetacrilato) é seu fácil processamento. Incorpora-se o polímero em forma de pó ao líquido do monômero (metacrilato de metila), de maneira uniforme, até total saturação e aguarda-se sua fase plástica, para que se complete o seu processo de inclusão na mufla.

A polimerização dessas resinas pode ser feita através de aquecimento e diversos métodos de processamento pelo calor têm sido propostos. Tanto a utilização do banho de água aquecida, quanto da energia de microondas (NISHII³², 1968) vem sendo utilizados com segurança (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*⁴¹, 1995; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*⁴², 1997). Entretanto, estudos mostram que a desadaptação das bases de próteses geralmente ocorre após a resina ter sido polimerizada (SKINNER⁵², 1949; WOELFEL *et al.*⁶³, 1960).

Essa desadaptação é atribuída a vários fatores, entre eles, o aumento da temperatura intrínseca inerente à reação exotérmica ocorrida no processo de polimerização. Assim, durante a polimerização, a temperatura

deve ser controlada, sendo que o ciclo mais aceito é o de banho d'água por 9 horas à temperatura constante de 74 °C. Este ciclo proporciona maior controle da contração da base de prótese (SKINNER⁵³, 1984; ANUSAVICE⁴, 1996).

Tem-se observado que a técnica de polimerização por energia de microondas admite confeccionar próteses com maior precisão dimensional do que quando as mesmas são processadas em banho de água aquecida (RIZZATTI-BARBOSA *et al.*⁴¹, 1995). Provavelmente, porque a energia do microondas gera aumento proporcional de temperatura, tanto na parte externa quanto na parte interna da mufla, produzindo calor equitativo e rápida polimerização, eliminando parte do estresse produzido pela contração de polimerização (KIMURA *et al.*^{20,21}; 1983; 1984).

Outro fator que parece contribuir para desadaptação das próteses ao tecido fibromucoso é a espessura da base. TAMAKI⁵⁶, (1987), considera que a espessura ideal para uma base de prótese é de 1 mm. Trabalho realizado por SADAMORI *et al.*⁴⁶, (1997), mostrou que as amostras mais finas tendem a apresentar maior empenamento do que amostras mais espessas após polimerizadas. Entretanto CHEN *et al.*⁹, (1988) e WOELFEL *et al.*⁶³, (1960) afirmaram que bases mais espessas podem apresentar maior distorção do que as bases mais finas.

Outra controvérsia existente entre as citações da literatura é que alguns autores consideram que a presença de dente tende a diminuir o grau de adaptabilidade da base de prótese (TAKAMATA *et al.*⁵⁵, 1989), enquanto outros autores afirmam que a presença de dente pode aumentar a estabilidade dimensional das próteses (BAEMMERT *et al.*⁵, 1990).

Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi verificar a influência do método de polimerização, da espessura da base e da presença de dentes na adaptação de próteses totais superiores, nas seguintes situações expostas:

- 1- Bases e próteses com espessura de 1 e 2 mm ⁵⁵,
- 2- Diante da presença e ausência dos dentes artificiais ⁵
- 3 - Polimerizadas por energia de microondas e pelo método de Phillips (9 horas a 74°C)⁴¹.

2- REVISÃO DA LITERATURA

2- REVISÃO DE LITERATURA

Algumas variáveis contribuem para retenção das próteses totais e parciais. Entre elas estão os fatores físicos (adesão, coesão, pressão atmosférica e tensão capilar) os quais relacionam-se diretamente com a retenção da base da prótese. Entretanto, estes fatores dependem da quantidade e qualidade do contato entre a base da prótese e a fibromucosa desdentada. Fatores inerentes à técnica de polimerização, qualidade das resinas, temperatura envolvida, manipulação do gesso, técnicas de inclusão, espessura da base de prótese podem comprometer estas propriedades. (BEYLI *et al.*⁶, 1981; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*⁴¹, 1995; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*⁴², 1997).

TAYLOR⁵⁷, em 1941, relacionou a desadaptação das próteses com diferentes materiais e com a pressão exercida durante a sua prensagem e observou que a contração volumétrica da resina é de 21% e acompanha o processo de polimerização; o ponto de ebulição do monômero é de 100,3 °C; a polimerização é catalisada por óxidos como o peróxido de hidrogênio e o peróxido de benzoila e inibido por dióxidos como a hidroquinona e pirogalol e a reação de polimerização é exotérmica . Afirmou que , quando é envolvida grande pressão durante a inclusão, há a possibilidade de movimentação dos dentes, enquanto que as amostras que foram submetidas a pouca pressão, mostraram maior grau de desadaptação no bordo posterior. Concluiu que, para que sejam alcançados resultados satisfatórios, devem ser seguidas algumas regras, como: inclusão de quantidade suficiente de resina, compensando assim sua contração; fechamento da mufla lentamente e gradual controle cuidadoso de temperatura, especialmente quando frente a uma quantidade maior de resina, alívio mecânico dos dentes posteriores.

SKINNER⁵², 1949, estudando o uso das resinas para odontologia, afirmou que estas sofrem contração durante o processo de cura por causa da polimerização do monômero e devido à contração térmica, em função do aumento da temperatura ocorrido durante a polimerização. Neste trabalho cita que alguns investigadores concordam que as amostras por eles estudadas tiveram uma diminuição de 0,3 a 0,5 % na dimensão linear após o processo de polimerização, e considera que a grande desvantagem da resina acrílica é a falta de estabilidade dimensional.

No mesmo ano, **CAUL & SCHOONOVER⁸**, descreveram um método para determinar o grau de polimerização das resinas após o ciclo de cura. O método é baseado na determinação do valor médio do peso molecular ou do número de duplas ligações. O valor médio do peso molecular pode ser usado para correlacionar algumas das propriedades físicas e químicas com condições de cura (tempo, temperatura e presença de impurezas). O método consistia em combinar monocloreto de iodine que reage com os compostos orgânicos insaturados na sua dupla ligação, proporcionando oportunidade de averiguar a quantidade de resina que não reagiu durante o processo de polimerização, ou seja, através do peso molecular. Dados obtidos indicaram que a menor força de resistência transversa da parte fina da prótese, quando comparada com a parte mais grossa, é resultado de uma polimerização menos completa na parte mais fina. Apresentou também que amostras com baixa resistência transversa polimerizadas à 75°C por 2 e ½ horas pode ser resultado de polimerização incompleta. Amostras polimerizadas à 100°C por 45 minutos são mais fortes. Relataram que o peso molecular médio de algumas marcas comerciais de resina variou de 3500 a 36000 antes da cura e, após a cura, entre 8000 a 39000.

KYES²³, em 1951, em seu estudo, observou que nas próteses totais, a maior contração ocorre na região do palato, com um mínimo

de discrepância de 0,25 mm a 0,50 mm. Ele relatou que a contração é maior quando a polimerização não segue um lento aumento de temperatura de banho de água. O autor considera que o aumento de temperatura, que vai de ambiente até 70 °C, deve ser gradual e que a mufla deverá então ser mantida em fervura por 30 min., para que se complete a polimerização. Para minimizar o empenamento da base quando houver reparo, a prótese não deve ser fervida. Ao invés disso, a temperatura deverá ser mantida em 70 °C por várias horas para a polimerização se completar totalmente.

McCRAKEN²⁶, em 1952, comparou três resinas ativadas quimicamente com uma termopolimerizável quanto a algumas propriedades físicas e à praticidade de seu uso. O trabalho foi dividido em duas partes: a primeira comparava a dureza, propriedades de escoamento e resistência transversa; a segunda, comparava os achados pertinentes à temperatura de polimerização e alterações dimensionais ocorridas com as resinas quimicamente ativadas. A comparação quanto à dureza e propriedades de escoamento mostrou que algumas resinas quimicamente ativadas polimerizam-se incompletamente quando comparadas às termopolimerizadas. Mensurações feitas entre o bordo posterior da prótese e o modelo inicial antes e depois da polimerização permitiram verificar que a maior desadaptação ocorreu na amostra onde a proporção do monômero era maior. De modo geral, todas as amostras apresentaram pequena distorção. O autor atribuiu este fato à polimerização do monômero em altas temperaturas.

PERLOWSKY³³, em 1953, estudou as alterações oclusais ocorridas durante a prensagem das próteses totais, na qual descreveu movimentações apresentadas pelos dentes em virtude da polimerização das resinas. Para isto estabeleceu três métodos de prensagem: o primeiro grupo foi incluído em mufla por técnica convencional, na qual, o preenchimento da mufla pelo gesso primeiramente incluiu o modelo na base da mufla, em

seguida o gesso foi completado até a superfície oclusal dos dentes e finalmente foi formado um splint na oclusal dos dentes. O segundo grupo foi incluído da mesma maneira, só uma camada de gesso pedra pincelada na superfície dos dentes. No terceiro grupo, gesso foi usado como matriz em volta dos dentes. Para checar a alteração de oclusão, os modelos foram reposicionados no articulador após a polimerização das próteses e a soma das aberturas do pino incisal foram medidas. Através deste estudo o autor pôde concluir que há evidência suficiente para indicar um deslocamento de dentes durante o procedimento de inclusão dos dentes na mufla. Considerou que a matriz de gesso previne este deslocamento durante a inclusão; que a matriz de gesso pode diminuir a tensão interna de polimerização e que a utilização de cobertura de gesso com pincel é mais importante do que a dureza do material utilizado.

Estudando a estabilidade dimensional de resinas para bases de prótese, **MOWERY *et al.*³⁰**, em 1958, comparou alterações dimensionais de resinas termo e autopolimerizáveis, ele encontrou uma magnitude pequena, que geralmente não excedia a 0,2 mm. As reações dos pacientes indicou que estas alterações não afetavam significativamente a adaptação da prótese. A média de contração de próteses com resina autopolimerizável foi menor do que a termopolimerizável e a média de expansão da auto durante o processo foi significativamente maior do que a termopolimerizável. As próteses foram analisadas durante 2 anos; nos primeiros 6 meses as medidas foram feitas a cada mês e, no restante, a cada 6 meses, perfazendo um total de 9 avaliações.

No mesmo raciocínio, **VIEIRA⁶¹**, em 1960, investigou as alterações de posição dos dentes na confecção de bases de próteses totais, marcando pontos de referência nos dentes e observou alterações em todas as fases da confecção da prótese. Concluiu que a expansão do gesso utilizado na inclusão não teve influência nas alterações, encontrando influência na forma

da prótese , onde as superiores mostraram alterações maiores do que as inferiores e também uma variação na posição dos dentes na fase de acabamento .

WOELFEL *et al.*⁶³, em 1960, investigou o grau de adaptação de 186 próteses totais (73 clinicamente e 113 em laboratório), feitas com 12 materiais segundo as recomendações dos fabricantes. O estudo analisou: a posição do pino guia incisal de um articulador H Hanau antes e depois da polimerização das próteses; a medida de contração da distância molar-a-molar comparadas do enceramento ao acabamento; o exame da secção transversal do molde de gesso, após os diferentes métodos de inclusão; o vedamento posterior da prótese polida assentada sobre o modelo de trabalho e o vedamento na boca. O autor observou que as maiores alterações lineares ocorrem durante a remoção da prótese do interior da mufla. As prótese mais espessas distorceram mais. As alterações da distância molar-a-molar não foram clinicamente significativas.

Em 1961, **MIRZA²⁸**, avaliou as mudanças dimensionais e a sua relação com a adaptação clínica de próteses. Confeccionou 64 próteses, sendo 33 com resina termopolimerizável e 31 com resina autopolimerizável. As próteses foram medidas pelo mesmo operador, onde o autor utilizou para confecção das próteses a técnica do molde flexível para evitar o acúmulo de estresse, o ciclo frio de polimerização para reduzir a expansão térmica em função da polimerização obtida por baixa temperatura. A adaptação clínica das próteses autopolimerizadas foram tão boas quanto as termopolimerizadas.

NISHII³², em 1968 , foi o primeiro autor a relatar o processo de polimerização de resina por energia de microondas, com o intuito de encurtar o tempo de polimerização das próteses . Foi construído um microondas oscilador com um magnetron, um guia de ondas e uma câmara de aquecimento . A microonda (2450 megaciclo) é gerada no magnetron

oscilador, transferida para a câmara de aquecimento e dali emitida para o restante do conjunto. Para o teste de porosidade, utilizou resina convencional na proporção pó:líquido de 1 : 0,42 , acondicionado em um molde de 65 mm de comprimento, 13 mm de extensão e 9 mm de espessura , para preparação das amostras. As amostras foram incluídas em uma mufla irradiada pela mesma potência (500 W), mas em diferentes tempos (9, 10, 11 e 12 minutos). Para as propriedades físicas, foram usadas as mesmas amostras. Para o teste de adaptabilidade de base polimerizada, usou um modelo de maxila de metal, que foi copiada com material à base de borracha e produzido um modelo de gesso pedra. O teste de adaptação foi medido após a polimerização e após a permanência em água a $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 24 horas. Após a polimerização, as bases foram posicionadas sobre o padrão sob um peso constante de 300g. Foram utilizados a mesma potência e os mesmos tempos. As que mostraram melhor adaptação foram as espécies irradiadas por 10 minutos. As porções alveolares apresentaram melhor adaptação, enquanto as porções dos bordos laterais e a região de palato apresentaram pior grau de adaptação devido ao empenamento irregular. As amostras que ficaram armazenadas em água apresentaram melhor adaptação .

Em 1970, **GOODKING & SCHULTE**¹⁵ analisaram e compararam a estabilidade dimensional de bases de próteses feitas pela técnica da resina fluída com as bases processadas com resinas termopolimerizáveis. Confeccionaram 30 modelos de um modelo mestre de metal INVAR, quinze (15) para cada resina, sobre as quais nove diferentes mensurações tridimensionais foram realizadas. Todas as amostras foram ainda armazenadas em água por 6 meses. Os autores concluíram que a resina de ambas as técnicas produzem bases de próteses com distorção. Bases feitas com resina fluída tendem a distorcerem mais do que as termopolimerizáveis em seis de nove medidas dimensionais. Não observaram diferença significativa

na estabilidade dimensional das bases após 6 meses de armazenagem em água. Não consideraram significantes as alterações, quando avaliadas clinicamente.

No ano de 1972, CARVALHO⁷ estudou as principais alterações sofridas pela resina acrílica da base de próteses totais, indicando a maneira mais correta de se proceder para que as mesmas sejam as menores possíveis. No seu trabalho, o autor relacionou as seguintes alterações: contração térmica e de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. O autor concluiu que, uma vez conhecidos todos os fatores que alteram dimensionalmente as bases de resina acrílica, para se diminuir ao máximo o seu volume, deve-se: a) trabalhar com a resina na fase plástica e o mais homogênea possível, para evitar a presença de poros; b) a resina após condensada em mufla sem parafusos deverá ser mantida sob pressão em uma prensa com molas; c) manter a mufla sob pressão pelo menos 2 horas antes de iniciar o processo de polimerização, para que haja melhor difusão do monômero no polímero; d) a mufla deve ser polimerizada em 2 estágios: 70°C/ 2 horas e a 100°C/ 30 minutos; e) o resfriamento do conjunto mufla e prensa deverá ser lento e gradual em temperatura ambiente e f) após a abertura da mufla e retirada da prótese, mantê-la em água.

WOELFEL *et al.*⁶⁴, em 1977, verificaram em seu experimento que ocorre uma pequena contração da bases das próteses (0,2 a 0,5 % de molar a molar ou apenas 0,1 a 0,2 mm) quando as resinas acrílicas termopolimerizáveis são removidas da mufla. Subseqüentemente, uma pequena expansão ocorre quando a resina polimerizada estiver em contato com a saliva. Este fato compensa parcialmente a contração ocorrida durante a polimerização, que é cerca de 6% do volume da massa de resina. Após a polimerização, a resina deve permanecer sobre o modelo de gesso e ser resfriada em temperatura ambiente. Como este possui coeficiente linear de expansão térmica de apenas 1/8 em relação ao coeficiente de expansão térmica

da resina acrílica, forças internas são formadas na base da prótese, sendo liberadas quando esta for removida da mufla e polida. Dessa forma, a prótese torna-se mais estreita de molar a molar. O autor concluiu que a contração linear é pequena, menor do que 0,5% (0,2 mm), sendo ligeiramente maior em próteses totais inferiores do que superiores.

GEE *et al.*¹³, em 1979, descreveram alguns métodos de medição utilizados na determinação de pontos tridimensionais de próteses totais, com o propósito de oferecer informações mais diretas sobre a área chapeável de suas bases. O método consistiu em determinar as dimensões de diferentes posições estabelecidas numa base de prótese experimental. Foram estudadas 5 marcas de resina, para as quais foram feitas duas bases sem dentes. Numa delas as medidas foram feitas imediatamente após sua remoção da mufla, e na outra, as mensurações foram feitas após sua armazenagem em água por 2 meses. Observaram que a resina que apresentou maior distorção foi a termopolimerizável com ligações cruzadas, e a que apresentou menor distorção foi a autopolimerizável. Para todas as resinas, as bases armazenadas em água diminuíram a sua distorção com o passar do tempo, até o período de dois meses.

STAFFORD *et al.*⁵⁴, em 1980, realizaram teste em nove diferentes resinas, cinco termo polimerizáveis de alto impacto e compararam com uma resina termo polimerizável padrão, outra auto polimerizável, uma termo polimerizável de ciclo rápido e uma fluída. Todas termo polimerizadas foram processadas por 14 horas a 70 °C, exceto a de ciclo rápido que foi processada a 100 °C, por 20 minutos. Para o teste de estabilidade dimensional, o autor lançou mão do método de **GOODKING & SCHULTZ¹⁵(1970)**. As amostras foram polimerizadas em modelos de gesso reproduzidos a partir de um modelo mestre através de moldes de silicone. As medidas foram feitas 24 horas e 30 dias após a polimerização, tendo ficado imersas em água durante

estes períodos. Observaram que todas as amostras testadas contraíram durante a cura e expandiram quando armazenadas em água. As análises estatísticas mostraram que ocorreram diferenças significantes entre os materiais testados. A resina polimerizada por ciclo rápido exibiu maior contração de cura. A resina termo polimerizável padrão exibiu expansão significativa quando armazenada em água por 30 dias. Estas alterações entretanto foram pequenas e, em termos gerais, não apresentam relevância clínica.

KIMURA *et al.*²⁰, 1983, estudaram o grau de adaptação de bases de próteses totais com resinas termopolimerizáveis curadas por energia de microondas. Confeccionaram bases com resinas incolores e rosa , numa proporção de 2,4:1 e 2:1 respectivamente. Foram colocados dentes de porcelana, e um fio de Cromo-Cobalto de 0,9 mm foi adaptado na resina , para observar o efeito do metal sob energia de microondas. Foi polimerizado um grupo, para controle, em banho de água aquecida até 100 °C durante 60 minutos e depois mantido em ebulição por mais 30 minutos. O grupo experimental foi processado por energia de microondas por um tempo de 3 minutos a 200 W e 500 W. Os autores, após a inclusão e prensagem da resina, fizeram a retirada de todo o conteúdo das muflas sem danificá-lo e envolveram com um material a base de borracha, para que a energia do microondas não refletisse na superfície metálica da mufla. Os autores observaram que, em casos de próteses parciais removíveis, o grampo de metal não influenciou na polimerização da resina. A qualidade da resina processada por energia de microondas foi considerada melhor do que a processada por banho de água, concluindo assim que o fato de a energia aquecer de forma homogênea o gesso e a resina, faz com que a base da prótese apresente adaptabilidade superior.

Em 1984, KIMURA *et al.*²¹, ainda investigando resinas polimerizadas por microondas, elaboraram uma mufla feita em fibra de vidro

reforçada e foi denominada FRP (Fiberglass Reinforced Plastics) . Confeccionaram um modelo desdentado superior padrão, que serviu para avaliação da adaptabilidade no bordo posterior. Metade das bases foram feitas com espessura de 3,0 mm e metade com 4,5 mm na região mais apical do rebordo. Foram utilizadas 5 resinas termopolimerizáveis de cor rosa numa proporção polímero/monômero de 2/1. As amostras foram polimerizadas por 2,5 minutos de cada lado da mufla em microondas de 2450 MHz , a 500W e 200W . Um grupo controle também foi preparado , em banho de água aquecida até 65 °C por 40 minutos e depois mantido em ebulição por mais 30 minutos. As resinas processadas por energia de microondas mostraram melhor adaptação do que aquelas processadas por banho de água. Como a contração de polimerização das resinas foi maior na porção mais espessa , ocorreu uma tensão na região menos espessa, fazendo com que houvesse um empenamento na região do palato. Os autores sugerem que o pequeno gradiente de temperatura no preenchimento possa ter resultado na boa adaptabilidade das resinas processadas por energia de microondas.

MORRIS *et al.*²⁹, em 1985, relacionaram a forma do palato à resistência flexural das bases de próteses totais superiores. No seu trabalho, utilizou 3 modelos de maxila desdentada com abóbadas palatais diferentes: raso, médio e profundo. Cada modelo foi duplicado 15 vezes, depois os autores separaram os 15 modelos em grupos de 5 e enceraram próteses com espessuras de 1, 2 e 3 mm, respectivamente. Após polimerização e acabamento, as amostras foram armazenadas em água a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 48 horas. Concluíram que um aumento na espessura da base da prótese foi capaz de aumentar a resistência das bases de prótese nos palatos com formato mais raso, mas isto implicou num aumento considerável do peso da prótese. Sugerem que o uso de estruturas metálicas no interior da resina e um perfeito ajuste oclusal poderia aumentar a resistência à fratura das bases de prótese.

REITZ *et al.*³⁹, 1985, compararam as propriedades físicas das resinas acrílicas, utilizando vinte amostras idênticas de 25 x 12 x 2,5 mm. Destas, dez foram polimerizadas, num forno de microondas a 400 W por 2 ½ minutos de cada lado e as outras dez em banho de água a 74° C por 8 horas. Os autores concluíram que não houve diferença estatística para porosidade, dureza e resistência transversa. Enquanto este estudo progredia, os autores receberam relatos sobre a observação de porosidade em secções mais espessas de resina. Para verificar este fato, foram preparadas 20 amostras, medindo 3 x 1 x 1 cm, sendo metade curada de modo convencional e a outra metade em forno de microondas. As amostras foram cortadas ao meio, após a polimerização e suas secções transversais foram examinadas. Os resultados deste estudo indicaram que as propriedades físicas de porosidade, dureza e resistência transversa comparam favoravelmente a resina acrílica processada por banho de água convencional com a processada por energia de microondas. Nas secções finas, as faixas não mostraram diferenças estatísticas na quantidade de porosidade entre os dois métodos de processamento. Entretanto, nas amostras mais espessas, 70% das faixas processadas por energia de microondas tinham áreas de porosidade visíveis enquanto nenhuma das faixas processadas convencionalmente mostrou alguma porosidade. A frequência e tamanho das porosidades foram reduzidas a 30% das amostras, quando o ciclo de cura por microondas foi aumentado para 6 ½ minutos de cada lado e a potência para o forno de microondas foi reduzida a 90 W. Segundo os autores, as vantagens do processamento por energia de microondas são : a grande redução do tempo de cura, necessidade de um número menor de equipamentos e um método mais limpo de processamento do que os atuais.

GOLDFOGEL *et al.*¹⁴, em 1985, estudaram a adaptabilidade de 12 resinas acrílicas auto polimerizáveis utilizadas na

confeção de bases de próteses. As amostras foram feitas seguindo as especificações n.º 12 da A.D.A. Cinco medidas foram feitas para cada disco em intervalos seguidos: 30 minutos, 1, 2, 15 e 24 horas. Os autores concluíram que todas as amostras apresentaram alterações dimensionais durante as 24 horas do experimento.

HAYDEN¹⁶, em 1986, fez um trabalho no qual comparou o método de polimerização de próteses em muflas metálicas em relação à capacidade de absorver forças antes da fratura pelas bases de próteses polimerizadas por energia de microondas. A comparação foi feita a partir de 3 marcas comerciais de resinas disponíveis no mercado e polimerizadas por banho de água e energia de microondas. As marcas escolhidas foram Lucitone caracterizada, que incluiu copolímeros de metil metacrilato resistente ao impacto, modificado com partículas de borracha, e um poli metil metacrilato típico contendo fibras curtas, o Lux-It. As formas das amostras usadas para testes foram placas bases maxilares de espessura uniforme de 2 mm, mas sem dentes. Quatro métodos de cura foram utilizados para este estudo. Cinco amostras de cada uma das resinas foram processadas. As amostras curadas em banho de água foram incluídas em muflas metálicas tradicionais e as amostras polimerizadas em microondas foram incluídas em muflas plásticas reforçadas por fibras de vidro (FRP) de acordo com as instruções do fabricante. O autor concluiu que as diferenças de resultados encontradas no experimento poderiam ser causadas por diferenças entre os fornos de microondas. As resinas polimerizadas por microondas a 700 W por 4 minutos tiveram comportamento similar ao método convencional e não apresentaram o odor característico de monômero residual. Os dados indicaram que as amostras curadas em banho de água pelo ciclo curto absorveram ligeiramente maior quantidade de energia antes da fratura do que as amostras polimerizadas em banho de água pelo ciclo longo, para ambas as resinas Lucitone caracterizada

e Lucitone 199; e que as amostras curadas por microondas absorveram menor quantidade de energia compressiva antes da fratura do que quaisquer amostras curadas em banho de água.

De CLERK¹⁰, em 1987, afirmou que a reação exotérmica de polimerização das resinas acrílicas acima da temperatura de 60 °C gera radicais livres e tende a ser mais rápida quanto maior a temperatura. A 100,8 °C, o monômero do metil metacrilato entra em ebulição e cria porosidade na resina. A temperatura crítica de fervura é mais facilmente alcançada quando o calor por si mesmo gerado não pode ser dissipado. O autor estudou a hipótese de que, se o calor necessário para quebrar a molécula de peróxido de benzoíla nos radicais livres pode ser criado dentro da resina, a temperatura externa à mufla pode permanecer baixa. Se o calor de polimerização for utilizado de maneira mais eficiente, a polimerização pode ser mais rápida com menor risco de porosidade. Teoricamente, alguns fornos de microondas domésticos podem ser usados para polimerizar próteses em muflas plásticas, mas na prática, é preferível usar fornos especificamente desenhados para este fim, pois fornos de microondas domésticos não podem ser ajustados para um programa que controle a taxa de polimerização. O autor concluiu que o processamento de próteses por microondas tem o potencial de economizar uma grande quantidade de tempo e dinheiro, e as resinas polimerizadas em forno de microondas têm uma proporção de monômero residual mais baixa, e as mesmas propriedades físicas que as resinas polimerizadas convencionalmente. Mas isto requer, no mínimo, muflas especiais e um forno de microondas programável.

POLYZOIS *et al.*³⁵, em 1987, testaram e compararam 5 resinas termo polimerizáveis para confecção de bases de prótese, sendo 3 de rápida fervura, uma convencional e uma de alto impacto. Foram confeccionadas 25 próteses totais superiores com a mesma espessura, mesmo

tamanho e mesmo contorno. Todas as próteses foram processadas em banho de água, seguindo as especificações de cada fabricante. Quatro pontos de referência foram feitos em cada prótese para obterem as medidas. Os resultados desta investigação indicaram que todas as cinco resinas produziram próteses que contraíram. A contração linear da distância base de prótese e dente foram menor do que 1%. Alterações borda a borda e molar a molar foram menores do que 0,5 mm e 0,2 mm, respectivamente. Próteses totais maxilares processadas em fervura apresentaram menor distorção na área médio-palatal atrás da seção posterior do que próteses processadas em resina termo polimerizáveis convencional. Os autores concluíram, no entanto, que as alterações lineares encontradas neste trabalho foram consideradas insignificantes, clinicamente, e que estudos clínicos devem ser conduzidos para estabelecer uma correlação com achados laboratoriais.

CHEN *et al.*⁹, em 1988, estudaram os efeitos da espessura das bases de prótese na estabilidade dimensional das mesmas, quando confeccionadas com 2 resinas acrílicas (Lucitone e Hircoe), processadas através da compressão dos moldes. Quarenta e oito próteses totais de uma maxila desdentadas foram confeccionadas em 3 espessuras; 1,5 mm, 3 mm e 5 mm. Após as polimerizações feitas em banho de água e dois ciclos (curto e regular), foram feitas medidas de alterações dimensionais da região posterior do palato e o grau de distorção na distância de molar a molar através de um microscópio óptico comparador. Os resultados permitiram observar menor distorção na região de palato, quando as bases foram feitas de Lucitone com 1,5 mm de espessura em ciclo rápido e 3 mm com ciclo regular , e maior distorção quando as bases foram processadas com Lucitone , espessura de 5 mm e ciclo curto.

Em 1988, **AL DOORI *et al.*¹** estudaram o peso molecular, os níveis de monômero residual e a porosidade de 4 resinas acrílicas, quando

polimerizadas por energia de microondas e convencionalmente. Observaram que os valores de peso molecular, para ambos os métodos, foi essencialmente o mesmo. O ciclo do microondas de 70 W / 25 minutos diminuiu a porosidade, exceto nas situações onde espessura do corpo de prova era maior do que 3 mm.

TRUONG *et al.*⁵⁸, em 1988, realizaram testes comparando a resistência transversa, dureza, absorção de água e porosidade, de acordo com os padrões australianos, de 4 resinas acrílicas para bases de próteses. Foi utilizado como método de polimerização o banho de água e a energia de microondas. Avaliaram também o nível de monômero residual por extração em acetona e o grau de ligação cruzada por imersão em clorofórmio. Os resultados indicaram propriedades físicas similares nas resinas polimerizadas pelos dois métodos. Usando um programa de polimerização por energia de microondas recomendado, a porosidade foi observada em amostras finas com secção transversal de 14 mm X 10 mm. Entretanto, os autores consideram que o programa de microondas pode ser otimizado para prevenir porosidade sem prolongar o tempo de polimerização ou sacrificar as propriedades físicas das resinas, iniciando o processo em baixa voltagem.

Em 1989, TAKAMATA *et al.*⁵⁵ investigaram se a adaptação de próteses totais superiores poderia ser influenciada pelo modo da ativação do processo de cura. Propuseram um estudo “in vitro” para comparar a acurácia dimensional de próteses maxilares confeccionadas, usando 5 tipos diferentes de resina, uma termo polimerizável, uma fluída, uma ativada por luz visível e uma resina acrílica ativada por energia de microondas. Para a mensuração da acurácia dimensional, foram usados dois métodos, o peso do material de moldagem aprisionado entre a base e o modelo padrão e a mensuração do espaço de bordo posterior em cinco locais. O volume do espaço entre a base e o modelo padrão foi determinado por computação e por

estimativa. Para este estudo, foi usado um modelo padrão de aço simulando uma maxila edêntula para a confecção de moldes e modelos de gesso. Foram feitos, no modelo padrão, quatro cortes, sendo três ao longo da periferia e um no bordo posterior do palato, para servir como guia para o posicionamento da base da dentadura a ser processada. Um total de quarenta e dois modelos foram confeccionados em gesso tipo IV, à proporção água/pó de 0,22. Um destes modelos foi montado com gesso na parte superior de um articulador. Um material de moldagem de silicone foi colocado no braço inferior para estabilizar o modelo durante a montagem, sendo utilizado posteriormente na montagem de todos os outros modelos para garantir que mantivessem a mesma posição. Eles concluíram que as que se adaptaram melhor foram as resinas próprias para microondas e a auto polimerizável. Estes autores citam que a presença dos dentes pode diminuir o grau de adaptabilidade das bases de prótese.

Também em 1989, SHLOSBERG *et al.*⁵¹ estudaram e compararam as propriedades físicas de uma resina (Lucitone), usando dois ciclos de polimerização diferentes, banho de água e energia de microondas. Dez modelos de gesso foram confeccionados de uma maxila desdentada. Sobre a mesma foram enceradas dez bases de próteses, que foram divididas em 2 grupos de cinco. As próteses polimerizadas por banho de água ficaram a uma temperatura de 74° C por 8 horas, seguido de 1 hora a 100° C. As de microondas foram irradiadas por 13 minutos a 90 W, na posição vertical, e depois por 90 segundos a 500 W, na posição horizontal. Após a abertura da mufla e o acabamento, as próteses foram armazenadas em água a 37° C por 21 dias. Para o teste de acurácia dimensional, foi utilizado uma sílica de adição de baixa viscosidade. O teste consistia de espatulação do catalisador e da base em proporções iguais por 30 segundos, preenchimento da parte interna das próteses com a sílica, posicionamento das próteses sobre o modelo mestre

de metal. Foi colocado um peso de 3,36 Kg sobre a base por 3 ½ minutos; após este tempo, retirou-se 1,36 Kg do peso, deixando apenas 2 Kg por mais 8 minutos. Após este período, a silicona foi removida com cuidado de dentro da prótese e foi pesada em uma balança analítica. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre próteses polimerizadas por energia de microondas e por banho de água.

LEVIN *et al.*²⁵, em 1989, testaram 5 diferentes resinas de polimetil metacrilato através de energia de microondas e banho de água convencional; foram feitos testes de dureza, porosidade e força transversa em corpos de prova medindo 2,5 X 1,2 X 2,5 mm e 3,0 X 1,0 X 1,0 mm. Os resultados não mostraram diferença significativa entre os ciclos. Em outro estudo, próteses totais maxilares foram enceradas sobre um modelo de gesso a partir de um modelo de alumínio. As próteses foram processadas com as mesmas 5 resinas, metade por energia de microondas e o restante com banho de água. A adaptação das próteses processadas foram verificadas no modelo de alumínio medidor de impressão. Os resultados não mostraram diferenças significantes entre as próteses polimerizadas. Este estudo demonstrou que as características físicas das resinas polimerizadas por energia de microondas são aproximadamente as mesmas das polimerizadas por banho de água. A polimerização de próteses por energia de microondas tem a vantagem de ser mais rápida, fácil e limpa.

No ano seguinte, BAEMMERT *et al.*⁵ investigaram o efeito da presença dos dentes na acurácia dimensional das bases de prótese feitas em acrílico. Foram fabricadas 28 próteses totais superiores, das quais 14 foram polimerizadas com dentes. Destas, 7 foram polimerizadas com resina Ch-Lucitone e 7 com resina SR-Ivocap. As outras 14 foram polimerizadas sem dentes e com as mesmas resinas. Os métodos de polimerização usados foram banho de água por 9 horas a 70°C, e o método de injeção em banho de água a

6 bar por 35 minutos a 100°C. Para medição, foi utilizado o sistema de computador por mensuração de coordenadas; o sistema é capaz de medir a relação tridimensional de um ponto no espaço ou a superfície de um objeto de 1µm . Para este estudo foram selecionados 22 pontos no modelo de metal para comparação com os mesmos pontos no modelo mestre e a superfície da prótese preparada. Os autores concluíram que as próteses que foram polimerizadas com dentes ficaram mais adaptadas do que as bases de prova sem dentes.

LATTA *et al.*²⁴, em 1990, fizeram um estudo da estabilidade tridimensional de bases de prótese por um novo sistema. Confeccionaram 10 próteses maxilares para cada marca de resina, nas quais foram utilizadas 4 diferentes marcas de resinas, num total de 40 próteses. Para uma montagem uniforme de dentes artificiais e bases com mesma espessura, estas foram padronizadas através de moldes de silicone. Microesferas de metal foram implantadas em posições pré estabelecidas da prótese e do modelo. Radiografias oclusais, laterais e frontais foram feitas em condições padronizadas e em intervalos específicos: a) antes do processamento; b) depois do processamento; c) imediatamente à sua remoção da mufla e d) após 30 dias da polimerização. Os resultados revelaram variações significativas nas posições dos pontos metálicos nas amostras pós processamento e entre cada grupo de amostras. Nas dimensões oclusais, todas as amostras contraíram em relação ao plano frontal e expandiram nas medidas diagonais e ântero-posteriores antes de serem removidas dos modelos. Poucas alterações foram observadas após 30 dias nas resinas (a) e (b).

WALACCE *et al.*⁶², em 1991, investigaram a precisão de bases de próteses polimerizadas por energia de microondas e por banho de água. O grupo controle consistiu de bases de resinas polimerizadas por banho de água a 73 °C por 9 horas. Uma maxila edêntula de resina com sete pontos

de referência serviu como modelo mestre. Todos os grupos permaneceram sobre bancada por 1 hora antes do processamento e 1 hora depois para resfriamento. As resinas foram polimerizadas por energia de microondas em diversos tempos e potências: a) 86 W por 13 minutos então 448 W por 2 minutos; b) 86 W por 6 ½ minutos de cada lado , então 448 W por 1 minuto de cada lado; c) 241 W por 10 minutos e d) 397 W por 2 ½ minutos cada lado. Dez modelos foram separados para cada um dos cinco grupos e as dimensões entre os pontos de referência foram registradas. As amostras irradiadas a 86 W por 6 ½ minutos de cada lado , então 448 W por 1 minuto de cada lado, apresentaram melhor acuidade dimensional do que amostras do grupo controle na dimensão de linha média anterior à região de segundo molar. Os autores concluíram que, pelo fato de a energia de microondas ser independente da condutibilidade térmica, é um método mais eficiente e conveniente de aquecimento de materiais não condutíveis termicamente, tais como as resinas, que polimerizam rapidamente. Concluíram também que as resinas processadas por energia de microondas apresentaram igual ou melhor acurácia dimensional do que as processadas por banho de água, e que o processamento por energia de microondas é mais limpo e mais rápido do que a técnica convencional e proporciona excelente acurácia dimensional, devendo ser considerado para aplicações clínicas em prótese.

No mesmo ano, **SANDERS *et al.***⁴⁹ compararam a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e por banho de água convencional. Foram confeccionadas 60 bases de prótese, divididas em 6 grupos com 10 amostras cada; estas amostras foram polimerizadas por energia de microondas e por banho de água convencional 74 °C por 9 horas. Utilizaram 3 resinas (Ch Lucitone, Justi Denture resin e Justi microwave resin), subdivididas nos 6 grupos, de maneira que cada resina fosse polimerizada por ambos os ciclos. As amostras, após polimerização,

foram estocadas em água por 24 horas. Para aferir a desadaptação, foi utilizado medidor de impressão (feeler gauges) com espessuras que variavam de 0,04 a 0,10 mm, 0,15 mm, 0,20 mm e 0,25 mm. Foram escolhidas 5 áreas para medição : rebordo superior direito e esquerdo, região mediana do palato e metade da vertente palatina direita e esquerda. Os resultados mostraram medidas entre 0,40 mm e 0,150 mm, o que foi considerado clinicamente insignificante. Os autores concluíram que as resinas polimerizadas por energia de microondas apresentaram adaptação tão boa quanto as polimerizadas por banho de água convencional. Mas que as resinas próprias para microondas não apresentaram adaptação superior às das outras duas resinas.

DEROS *et al.*¹¹, em 1991, compararam o grau de distorção e estabilidade dimensional de próteses totais de dois métodos de polimerização, banho de água e um método de injeção da resina de microondas em muflas apropriadas, utilizando a potência de 500 W por 10 minutos. Os autores fizeram mensurações em 10 pontos (4 na região interna da prótese, 5 no bordo posterior e 1 em posição mais interior da área chapeável), 24 horas e 1 semana após a demuflagem. Os resultados mostraram que ocorreu diferença significativa entre os métodos, concluindo assim que o processamento por energia de microondas oferece mais vantagens do que o banho de água convencional.

AL-HANBALI *et al.*³, 1991, compararam a adaptação de bases de resina acrílica sujeitas a ciclos de polimerização em banho de água e forno de microondas. Foram processadas bases de resinas sobre modelos de gesso, preparados a partir de um modelo padrão de Cromo-Cobalto e duplicados. Dez bases de poli metil metacrilato convencional foram curadas em banho de água a 70° C por 7 horas e a 100° C por 3 horas e outras dez foram polimerizadas em forno de microondas a 65 W por 25 minutos. Dez bases de poli metil metacrilato modificado por meio de um ativador químico

foram submetidas a um segundo ciclo de polimerização, seguindo a adição de nova resina acrílica na região do rebordo alveolar. Após cada ciclo de cura, a adaptação do bordo posterior das bases foi avaliada. Um material de moldagem à base de silicone foi usado para confeccionar índices entre as bases e o modelo padrão. Estes índices foram preenchidos com gesso e seccionados para permitir a medida da secção por meio de uma lente micrométrica. Os achados deste estudo sugeriram que a cura por microondas oferece vantagem sobre a cura rápida em banho de água em termos de redução das alterações dimensionais ocorridas durante processamento do poli (metilmetacrilato) convencional e oferece vantagem similar em economia de tempo, ao método de cura rápida.

JEROLIMOV *et al.*¹⁸, 1991, estudaram o efeito de três ciclos de polimerização em três resinas para bases de próteses termopolimerizáveis. No trabalho, os autores investigaram o efeito do ciclo de polimerização na temperatura de transição vítrea dessas resinas, pois consideram que este fenômeno físico apresenta influência sobre a estabilidade dimensional destas bases. A polimerização foi efetuada em banho de água termostaticamente controlada com os seguintes ciclos: a) ciclo curto, imersão em água fervente por 20 minutos e permanência na água a 100 °C por 10 minutos; b) ciclo médio, imersão em água fria que foi aquecida até 70 °C e mantida nesta temperatura por 7 horas, e aquecida até 100 °C e mantida nesta temperatura por mais 3 horas; c) ciclo longo, imersão em água fria, que foi aquecida até 70 °C e mantida nesta temperatura por 14 horas. Os autores concluíram que os três ciclos têm considerável influência sobre a temperatura vítrea; o ciclo considerado médio produziu os melhores efeitos de estabilidade dimensional.

ZISSIS *et al.*⁶⁷, 1991, estudaram e avaliaram, através de uma revisão literária, os métodos de mensuração de acurácia e estabilidade

dimensional de materiais para base de prótese. A partir desta revisão de literatura, observaram que os aparatos utilizados para medir acurácia e estabilidade dimensionais poderiam ser divididos em três grupos: comparadores ópticos baseados em microscopia de varredura, usados em 60% dos estudos revisados; instrumentos simples de calibragem manual representando 25% e uma variedade de técnicas de classificação desde técnicas subjetivas não paramétricas e simples; determinação de medidas usando calibradores sensíveis até topografia sofisticada aplicadas nos estudos restantes. Surpreendentemente para os autores, na maioria dos estudos apresentados, a acuidade e reprodutibilidade das técnicas de medição não foram detalhadas. Os autores afirmaram que a contração no sistema de base de dentaduras tem média de aproximadamente 0,5%. Como 1% de contração representa aproximadamente 0,5 mm de medida em uma dentadura de 50 mm, a quantidade de contração medida seria prontamente detectável, usando medidores calibrados para 0,05 mm. O uso de um medidor calibrado para 0,001 mm seria o método mais discrepante, mas talvez não tenha valor mais significativo na determinação linear. Os autores definiram que o importante é o efeito da contração na forma e no contorno da prótese total, que não é linear, e concluíram que talvez fosse apropriado que uma técnica de medição avaliasse a mudança de contorno da superfície entre o modelo e a base da prótese, ao invés da medida simples da contração linear.

DIXON *et al.*¹², em 1992, realizaram um estudo no qual mediram e compararam a estabilidade dimensional de três resinas para bases de próteses, que ocorreu durante o processamento e após a armazenagem em água por 30, 60 e 90 dias. Foram utilizadas as resinas Triad, Accelar 20 e Lucitone 199 com ciclo curto e ciclo longo, sendo que a que apresentou menor distorção foi a Accelar 20 e a maior foi a Lucitone 199 de ciclo curto. No entanto, não houve diferença significativa entre os grupos. Após 90 dias de

armazenagem, a única resina que exibiu contração foi a Accelar 20. Todas as mudanças de expansão e contração foram tão pequenas que os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes e não poderiam ser detectadas clinicamente.

MCKINSTRY & ZINI²⁷, em 1992, descreveram um procedimento para a confecção de um padrão com a finalidade de ser utilizado na elaboração de próteses pela técnica de polimerização por energia de microondas. O experimento envolveu um processamento relativamente simples e econômico, em que o padrão foi feito com fibra de vidro, normalmente utilizada em reparos de automóveis. Este padrão tornou mais simplificada a técnica de polimerização da prótese.

TURCK & RICHARDS⁶⁰, em 1992, realizaram um trabalho, em que estudaram o uso do microondas para reparos e reembasamentos de próteses totais. O processamento em microondas do poli (metil metacrilato), resina usada em bases de próteses, mostrou igual estabilidade dimensional, resistência transversa, dureza Knoop, densidade e monômero residual, quando comparado com as resinas termo polimerizadas pelo processo convencional de banho de água. Este estudo mostrou também que quando utilizada a energia de microondas em tempo e potência corretas, não se observa porosidade significativa nas bases de prótese polimerizada.

SALIM *et al.*⁴⁸, em 1992, examinaram a acurácia dimensional de amostras de resinas acrílicas com formas retangulares, seguindo o padrão preconizado pela A.D.A, com espessura controlada, processadas por três métodos diferentes: banho de água a 70 °C por 90 minutos e 100 °C por 30 minutos, um novo método de injeção com pressão contínua, a 100 °C por 35 minutos, que pretendia compensar totalmente a contração que ocorre durante a termopolimerização (Sistema SR- Ivocap) e o método de polimerização por energia de microondas a 500 W por 3 minutos.

Foram feitos quatro orifícios em cada amostra de resina acrílica, designados A, B, C e D. Foram analisadas seis dimensões do vetor $V = (AB, BC, CD, AD, AC, BD)$. A acurácia dimensional foi avaliada pela mudança do vetor V , calculado pela média das distâncias entre pontos fixos nas amostras. As amostras curadas pelo sistema SR – Ivocap exibiram menor alteração dimensional do que as curadas pelos métodos convencional ou por microondas. As amostras polimerizadas por microondas exibiram alteração dimensional similar às curadas pelo método convencional. Os autores concluíram que o método de polimerização por microondas tem a vantagem de economizar tempo e de ser um processo mais limpo, quando comparado ao método convencional.

Ainda em 1992, **TURCK *et al.***⁵⁹ utilizaram o Sistema de Medida Coordenada do Computador Gráfico Michigan (MCGCMS) para determinar a acurácia dimensional de próteses totais processadas por três diferentes técnicas: compressão térmica convencional, energia de microondas e ativação por luz visível. Próteses padronizadas foram fabricadas a partir de modelos feitos em molde de silicone. Todos os modelos foram duplicados com hidrocolóide e 42 próteses foram feitas (14 de cada técnica). O MCGCMS mediu 22 pontos sobre 2 planos frontais para comparar modelos padrões com as próteses. Os resultados não mostraram diferença significativa em acurácia dimensional total; entretanto, em locais específicos, a ativação por luz visível produziu significativamente mais distorção do que as técnicas convencional por banho de água, e por energia de microondas.

SADAMORI *et al.*⁴⁵, em 1994, estudaram a influência da espessura e a localização do monômero residual contido em placas de resina acrílica quando processadas por três métodos diferentes: método convencional, método da resina fluida e por energia de microondas. Os autores estudaram três espessuras de placas diferentes, 0,5, 1,5 e 4,5 mm. Os

processos foram convencional (70 °C/ 90 min., 100 °C/ 30 min.), o de resina fluída (50 °C/ 15 min., 3,6 Kgf/cm² de pressão de ar) e energia de microondas (500W/ 3 min.). Após o processamento, as amostras foram divididas em 25 regiões para dosagem de monômero (Cromatografia gás líquida). O nível de monômero residual foi influenciado pelo processo e espessuras das amostras, mas não pela localização nas amostras. Assim estes resultados sugerem que a acurácia dimensional e estabilidade das próteses com resina acrílica podem ser influenciadas pelo processo, a espessura das bases, a forma e o tamanho das próteses. As amostras mais finas tiveram mais alto nível de monômero residual do que as mais grossas.

ILBAY *et al.*¹⁷, em 1994, estudaram a técnica de polimerização das resinas acrílicas para bases de próteses por energia de microondas, em relação ao método de polimerização, dureza, propriedades físicas e mecânicas. Vinte e um diferentes métodos de polimerização foram usados, variando o poder de radiação e o tempo de cura. O teste de dureza Vickers foi aplicado para as amostras polimerizadas e o valor médio foi quase o mesmo que de resinas acrílicas curadas convencionalmente. O método de polimerização recomendado para a cura da resina foi de 3 minutos com 550 W no forno de microondas. Testes mecânicos e físicos foram aplicados para as amostras curadas pelo métodos de polimerização recomendado e o valor médio encontrado de força transversal para fratura foi 7,6 Kg, o valor da deflexão transversal foi 1 a 5 mm para 3.500 g, e de 2,9 mm para 5.000 g . O tempo mínimo de foi de 2 minutos na potência máxima (550 W) e 10 minutos, na potência mínima (110 W). Não houve porosidade significativa em qualquer das 15 amostras polimerizadas, mas as amostras que foram curadas com alta potência apresentaram mais poros do que as polimerizadas com baixa potência. Os resultados encontrados correspondem às especificações da A.D.A

e mostraram que a resina acrílica curada por energia de microondas é mais resistente.

Em 1995, **RIZZATTI-BARBOSA *et al.*⁴¹** estudaram o grau de desadaptação de próteses totais superiores sobre o rebordo desdentado, analisando dois fatores que exercem influência direta sobre este : 1) o tipo de resina utilizada associada ao seu processo de polimerização , e 2) a absorção de água que as resinas podem apresentar após sua polimerização. Foram utilizadas duas resinas: uma convencional (Lucitone 550) e outra de microondas (Acron MC). A primeira foi submetida à polimerização por banho de água aquecida a 73 °C por 9 horas e à polimerização através de energia de microondas nos ciclos de 500 W por 3 minutos e 90 W por 13 minutos. A segunda foi submetida aos dois ciclos citados para o processamento por microondas. A partir de um modelo fundido em liga de cobre e alumínio simulando uma maxila, foram confeccionadas 12 próteses totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. O grau de adaptabilidade foi avaliado logo após o acabamento das próteses e após terem ficado armazenadas por 30 dias em água destilada a 37 ± 2 °C. Os resultados mostraram que : a) as próteses feitas com Lucitone 550 processadas no microondas a 500W por 3 minutos foram as que apresentaram melhor adaptação; b) as amostras feitas com Lucitone 550 processadas em banho de água, e as feitas com Acron MC processadas a 500W por 3 minutos foram as que apresentaram pior adaptação; c) todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenamento em água; d) as amostras que apresentaram maior diferença entre o grau de adaptabilidade nos períodos pré e pós armazenamento na água foram as feitas com Lucitone 550 em banho de água e a Acron MC polimerizada a 90 W por 13 minutos .

Em 1995, **YEUNG *et al.*⁶³** estudaram a relação entre o aumento de temperatura e a alteração dimensional das próteses totais em 3

experimentos. No primeiro, cápsulas térmicas foram incluídas na resina acrílica para medir a temperatura interna polimerizada em 2 estágios e resfriada lentamente; no segundo e terceiro, o procedimento foi o mesmo, variando somente a velocidade de resfriamento. Não houve aumento de temperatura associada à reação exotérmica natural de polimerização. Os resultados mostraram que a mudança linear dimensional não foi significativa quando a base é resfriada lenta ou rapidamente. Os autores concluíram que a temperatura diferencial pode ser excluída como a razão para a alteração de próteses. As alterações dimensionais da base resultantes da técnica de processamento por 2 estágios não pode ser considerado de significância clínica.

POLYZOIS *et al.*³⁷, em 1995, mediram, em um estudo, a força de reparo de bases de próteses, usando (a) resina termo polimerizável convencional, (b) resinas para polimerização, usando energia de microondas e (c) resina autopolimerizável. Comparações foram feitas entre reparos polimerizados em banho de água convencional (70 °C/ 7 horas e 100°C/ 3 horas), por energia de microondas (500 W/ 3 min) e autopolimerização em água a 37 °C em pressão de 30 psi por 15 minutos. Os resultados mostraram que a resistência transversa e a resistência ao impacto das bases reparadas com energia de microondas foram geralmente maiores do que as bases reparadas por banho de água ou autopolimerizável. Os autores consideram que as próteses feitas com resinas termopolimerizadas podem ser reparadas efetivamente por energia de microondas, usando a mesma resina ou resinas especialmente fabricadas para microondas e que as próteses feitas com resinas especiais para microondas podem ser reparadas pelas mesmas resinas.

SADAMORI *et al.*⁴⁷, ainda em 1995, estudando as bases de próteses, investigaram as alterações dimensionais de bases de próteses reembasadas com resinas termo polimerizáveis, polimerizadas por energia de

microondas, autopolimerizadas e polimerizadas por luz visível. O espaço entre o modelo de metal e as bases reembasadas foram medidas imediatamente após o reembasamento e subseqüentemente no 1º dia, na 1ª semana, na 4ª semana e na 8ª semana. As bases reembasadas foram armazenadas em água a 37 °C entre as medidas. Foi encontrado que alterações dimensionais em próteses reembasadas foram influenciadas pelo procedimento e pelo material de reembasamento e que a resina termopolimerizada apresentou a menor alteração dimensional comparada com as outras resinas.

Em 1995, **POLYZOIS & ZISSIS**³⁶ compararam a dureza de próteses polimerizadas por energia de microondas ou calor seco. Os autores utilizaram 75 modelos de gesso, onde foram construídas as bases de próteses. utilizaram também 3 métodos diferentes de polimerização, microondas 1 (500 W/ 3 min.), microondas 2 (90 W/ 13 min. + 500 W/ 2 min.) e calor seco (70 °C/ 12 horas). Os autores compararam cinco marcas comerciais de resinas, duas para microondas, uma de alto impacto, uma convencional e uma para fervura rápida. As bases de próteses, tanto polimerizada por energia de microondas quanto pelo calor seco, absorveram a mesma quantidade de carga compressiva. As bases de próteses confeccionadas com resina de alto impacto apresentaram melhor performance do que as convencionais. Quando comparadas com as resinas convencionais, as resinas polimerizadas por energia de microondas não apresentaram diferença significativa no teste de compressão.

Em 1996, **RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI**⁴⁰ investigaram se o processo de polimerização das próteses totais pode interferir na angulação látero-lateral das cúspides mesiais dos primeiros molares superiores. Utilizando um modelo padrão, confeccionaram 20 próteses totais semelhantes, que foram submetidas à análise destes ângulos antes e após a polimerização. Os autores observaram que, entre os estágios de pré e pós-

polimerização, ocorreram alterações nos ângulos estudados, confirmando a hipótese de que a contração ocorrida na base da prótese pode ser a causa de alterações na mesa oclusal dos dentes posteriores .

RODRIGUES GARCIA *et al.*⁴⁴, em 1996, verificou a adaptação e porosidade de bases de próteses submetidas a duplo ciclo de polimerização. Foram confeccionados 36 modelos em gesso pedra a partir de um modelo de metal e os modelos foram divididos em 3 grupos de 12 elementos cada. Os grupos foram polimerizados por banho de água (73 °C/ 9 horas) e por energia de microondas (500 W/ 3 min.). A adaptação foi verificada através do peso de um material de impressão interposto entre a base da resina e o modelo mestre, sob carga de 2 Kg. Logo após, as bases foram submetidas ao reembasamento pelo método de adição. A autora concluiu que a resina convencional, quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e, no segundo ciclo, através de energia de microondas, apresentou adaptação semelhante ao método convencional de reembasamento.

SADAMORI *et al.*⁴⁶, em 1997, estudaram a influência da espessura na alteração dimensional linear, distorção e absorção de água de bases de próteses polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional. Os autores confeccionaram corpos de prova com espessuras diferentes (1, 3 e 5 mm) e utilizaram dois ciclos de polimerização, um chamado convencional (70°C/90 min + 100°C/30 min.) e um ciclo de polimerização por energia de microondas (500W/3 min.). As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 90 dias e foram medidas com 1, 7, 30, 60 e 90 dias. Testes mostraram que, logo após a polimerização, houve diferença significativa nos resultados relativos à espessura, mas não quanto ao método de polimerização. As amostras mais grossas sofreram uma contração de polimerização maior do as mais finas em ambas as resinas. A expansão das amostras de resinas ativadas por energia de microondas de mesma espessura

tendem a ser maior do que as termopolimerizadas. Os autores concluíram que as alterações dimensionais lineares nas áreas finas das próteses, após a polimerização, podem ser menores, mas a deformação pode ser maior do que nas mais grossas e que a área mais grossa da prótese requer um tempo mais longo para adquirir estabilidade dimensional do que a área mais fina.

Em 1997, **PITTA & RIZZATTI-BARBOSA**³⁴, estudando as alterações oclusais promovidas pela polimerização por banho de água em relação à polimerização por energia de microondas, observaram que o ciclo de 440W por 4 minutos promovem menor alteração oclusal nos molares de próteses totais superiores. Os autores sugerem que as alterações presentes na base de prótese podem exercer alguma influência nas alterações oclusais observadas.

POW *et al.*³⁸, em 1998, realizaram um estudo no qual analisaram a alteração dimensional linear de resinas termopolimerizadas que ocorrem durante o processo de reembasamento de próteses totais. Quarenta e quatro próteses totais (22 da maxila e 22 da mandíbula) foram confeccionadas e armazenadas em água a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$. Para medir as alterações, marcas foram feitas na incisal do incisivo central e nas cúspides de suporte dos segundos molares e utilizado um microscópio de alta resolução. As próteses foram polimerizadas em banho de água ($72^{\circ}\text{C}/ 6 \frac{1}{2}$ horas, então aquecida a $100^{\circ}\text{C}/ 30$ minutos e mantido em $100^{\circ}\text{C}/ 1$ hora), o reembasamento foi feito e resfriado vagarosamente por 48 horas. Os autores concluíram que a contração foi aproximadamente 0,15 mm para a distância intermolar de 50 mm. Este grau de alteração é considerado insignificante e indetectável clinicamente. Os autores acreditam que, utilizando este processo para procedimento de reembasamento de resina acrílica, não ocorrem alterações dimensionais significantes para próteses totais.

KOMIYAMA & KAWARA²², ainda em 1998, avaliaram o desenvolvimento da diminuição de liberação do estresse e a influência do tempo em molde de gesso de resinas termopolimerizáveis após o método de polimerização. As amostras tinham forma de halteres plano. Uma pilha termoelétrica e eletrodos para medição de força foram embutidos dentro da amostra para que fosse aferida a temperatura e força na resina. Para esclarecer a diminuição do estresse no molde de gesso, as amostras foram demufladas em 4 horas após o início do resfriamento, depois medidos com 1, 3, 5 e 10 dias após a abertura da mufla. Os autores encontraram força de contração na demuflagem em 2/3 para 1 dia, 1/2 para 3 e 5 dias, quando comparadas com o grupo controle, e sugeriram que, se as próteses forem mantidas confinadas na mufla após a polimerização por 1 ou mais dias, será obtida maior diminuição de deformação das mesmas.

KAWARA *et al.*¹⁹, em 1998, ainda estudando as alterações dimensionais sofridas após a polimerização, realizaram um trabalho, no qual avaliaram o comportamento de distorção de resinas acrílicas para bases de próteses termopolimerizadas por métodos de processamento convencional, longo em baixa-temperatura. Repetindo a mesma metodologia utilizada no trabalho realizado com **KOMIYAMA & KAWARA**²², (1998), utilizaram amostras em forma de halteres, com medidores de força embutidos no corpo da amostra. Os métodos de polimerização utilizados neste estudo foram convencional (70 °C/ 90 min. + 100 °C/ 30 min.), no método de processamento de baixa temperatura (70 °C/24 horas). Os resultados revelaram que, quantitativamente, a contração das resinas acrílicas para bases de próteses termopolimerizadas foi principalmente a contração térmica, e demonstrou vantagem do processo de baixa-temperatura na redução da contração térmica.

NADIN³⁰, em 1999, estudou a movimentação dental de próteses totais superiores submetidas à absorção de água, diante do processamento convencional por banho de água e por energia de microondas, em amostras submetidas à absorção de água sob diferentes condições de pressão e temperatura. O autor observou que todas as amostras estudadas apresentaram alterações na inclinação das cúspides, após o processo de absorção de água estar concluído. Esta movimentação deu-se de modo aleatório, independentemente do método de processamento ou método de absorção de água utilizados. O autor sugere que as distorções na base da prótese podem estar relacionadas com a movimentação dos dentes artificiais da prótese concluída.

ZANETTI⁶⁷, em 1999, analisou a influência da fase de prensagem de resina acrílica e o material de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais, polimerizadas por energia de microondas. O autor observou que não houve diferença estatística entre os grupos estudados, nos quais nem o material de inclusão, nem a fase de prensagem influenciaram significativamente nas alterações das distâncias entre os dentes artificiais analisados. Entretanto, sugere que estudos que correlacionem a desadaptação da base com as alterações de inclinação dos dentes devem ser feitos para complementar seus achados.

Em função das controvérsias e sugestões experimentais encontradas na literatura, este trabalho foi motivado à verificação do quanto a metodologia de processamento, da espessura das bases de próteses e presença de dentes na base poderiam alterar o grau de desadaptação das próteses concluídas.

3 - METODOLOGIA

3 - METODOLOGIA

3.1 - MATERIAL

3.1.1 - RESINA UTILIZADA NA CONFEÇÃO DAS AMOSTRAS.

Foi utilizada a resina Lucitone 550 (Dentisply Ind. E Com. Ltda) manipulada segundo os critérios do fabricante.

3.1.2 - PREPARO DAS MATRIZES

3.1.2.1 - MODELO MESTRE OU MODELO PADRÃO

Para obtenção dos modelos de trabalho, foi confeccionado um modelo mestre fundido em liga de Cobre e Alumínio, simulando uma maxila totalmente desdentada. Sobre este modelo foi delimitada, com caneta de retroprojektor, a área chapeável, levando-se em conta todo o selado periférico e o selado posterior. (Figura 1)



Figura 1 - Fotografia do modelo de metal

3.1.2.2 - BASE DE PRÓTESE

3.1.2.3 - MATRIZES PARA CONFEÇÃO DAS BASES DE PRÓTESES (1mm e 2mm)

Para obtenção das bases de prótese com espessura uniforme, foi confeccionado no modelo mestre um alívio, utilizando esferas de aço nas espessuras de 1 e 2mm^{30, 67}. Essas esferas foram fixadas sobre o modelo mestre através de uma camada de cera pegajosa pincelada em toda a superfície do modelo. As esferas foram aquecidas uma a uma e posicionadas lado a lado de maneira a cobrir toda a área chapeável do modelo mestre (figura 2 e 3); após a fixação, os espaços existentes entre as esferas foram preenchidos por uma camada de cera rosa, tendo como parâmetro a parte mais convexa das esferas.

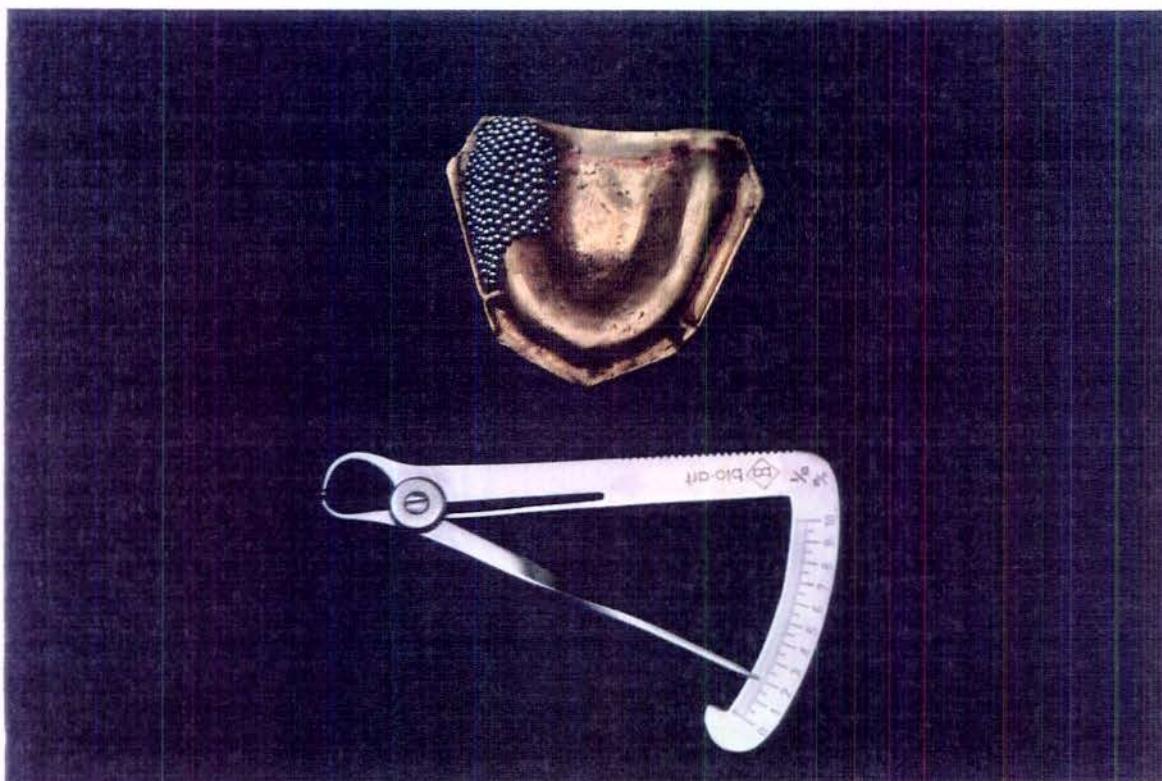


Figura 2 - fotografia mostrando as esferas colocadas lado a lado e comprovando espessura com espessímetro



Figura 3 - Fotografia com aproximação das esferas

3.1.2.4 - MATRIZES POSICIONADORAS DOS DENTES ARTIFICIAIS E MATRIZES PARA CONFECCÃO DAS BASES DE PRÓTESES.

Após a fixação das esferas de aço sobre o modelo mestre, foram construídas quatro matrizes para confecção das bases e das próteses (matriz posicionadora de dentes). As matrizes posicionadoras dos dentes artificiais foram construídas a partir de uma prótese montada sobre o modelo mestre e as matrizes para confecção das bases foram construídas apenas com o modelo mestre, com o alívio das esferas de aço. Tanto as matrizes posicionadoras, quanto as matrizes para confecção das bases foram divididas em três partes. Nas matrizes posicionadoras de dentes, a primeira parte (base) era composta da oclusal dos dentes e o palato. A segunda e a terceira parte abrangeram a face vestibular dos dentes de ambos os lados^{30, 67}(Figura 4). As

matrizes para confecção das bases eram idênticas, com a diferença de não possuírem dentes (Figura 5).



Figura 4 – Fotografia da matriz para confecção de bases com dentes

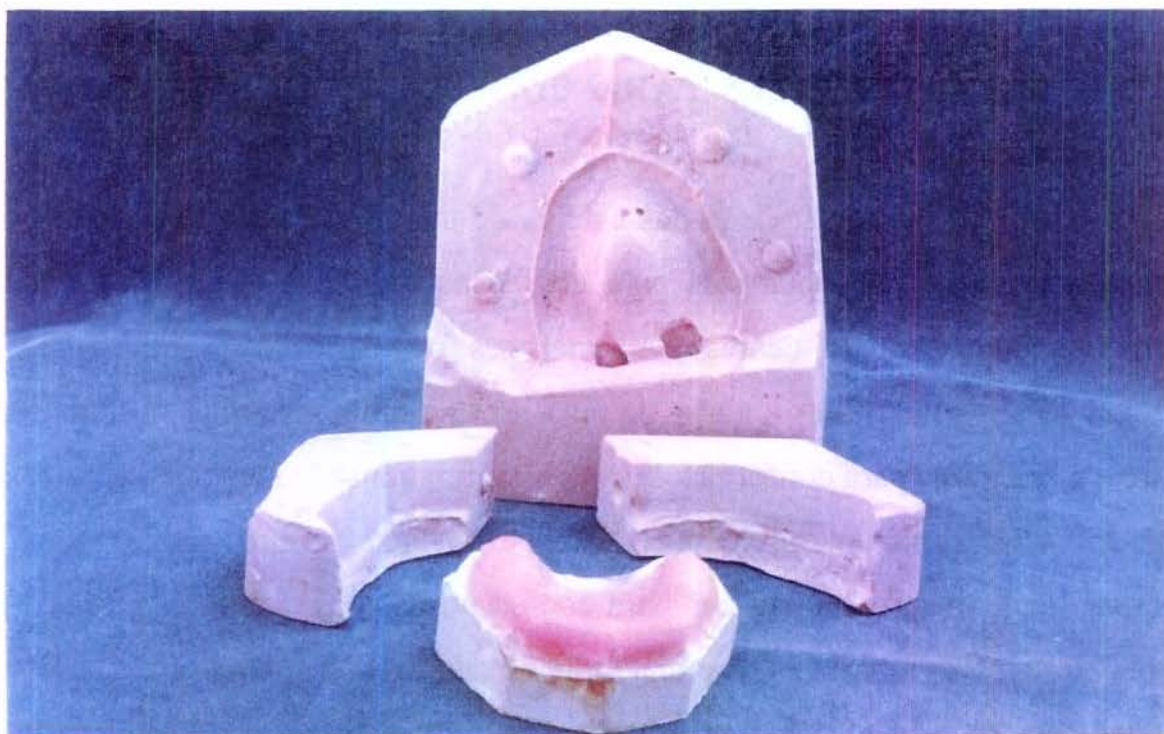


Figura 5 – Fotografia da matriz para confecção de bases sem dentes

3.1.3 - DENTES ARTIFICIAIS

As próteses foram confeccionadas, utilizando-se dentes de resina acrílica modelo 2D (VIPI - dent plus - Dental VIPI Ltda., Ind. e Com. de Materiais Odontológicos)^{34, 41}.

3.2 – MÉTODOS

Todas as amostras foram confeccionadas pelo mesmo operador, sob temperatura ambiente.

3.2.1 - OBTENÇÃO DOS MODELOS DE GESSO

A partir do modelo mestre, foi obtido um molde de silicone industrial (Elite Double - Zhermack)^{30, 67} para confecção dos modelos de gesso e este método foi adotado por permitir uma duplicação fiel ao modelo original. Para confecção deste molde, o modelo mestre foi fixado sobre a superfície de um azulejo com cera pegajosa e uma muralha feita com cano de PVC foi também fixada com cera, de maneira que o modelo ficasse centralizado, evitando-se assim que o molde sofresse alterações por ter uma parede mais fina do que a outra. O silicone foi dosado e manipulado de acordo com as especificações do fabricante e todo o material foi vertido dentro da muralha com o cuidado de não formar bolhas. Os modelos foram vazados com gesso pedra tipo III (Herodent Soli - Rock Vigodent) numa proporção água/pó de 30 ml : 100 g⁵³. Foram obtidos 64 modelos ao todo, divididos aleatoriamente em 8 grupos com 8 modelos cada. Em quatro grupos, foram feitas próteses totais e nos outros quatro foram feitas apenas bases de prótese sem dentes.

3.2.2 - OBTENÇÃO DAS BASES DE PRÓTESES SEM DENTES E OBTENÇÃO DAS PRÓTESES TOTAIS

Para a padronização na montagem das 32 próteses, foram utilizadas as matrizes descritas no item 3.1.2.4 .

Os modelos de gesso, previamente confeccionados, foram encaixados nas matrizes, juntamente com os dentes em posição onde foi vertida cera líquida dentro do conjunto até seu preenchimento total, tendo, a prótese montada em cera ao término do resfriamento.(Figura 6)

O mesmo procedimento foi utilizado para confecção das 32 bases de próteses sem dentes.

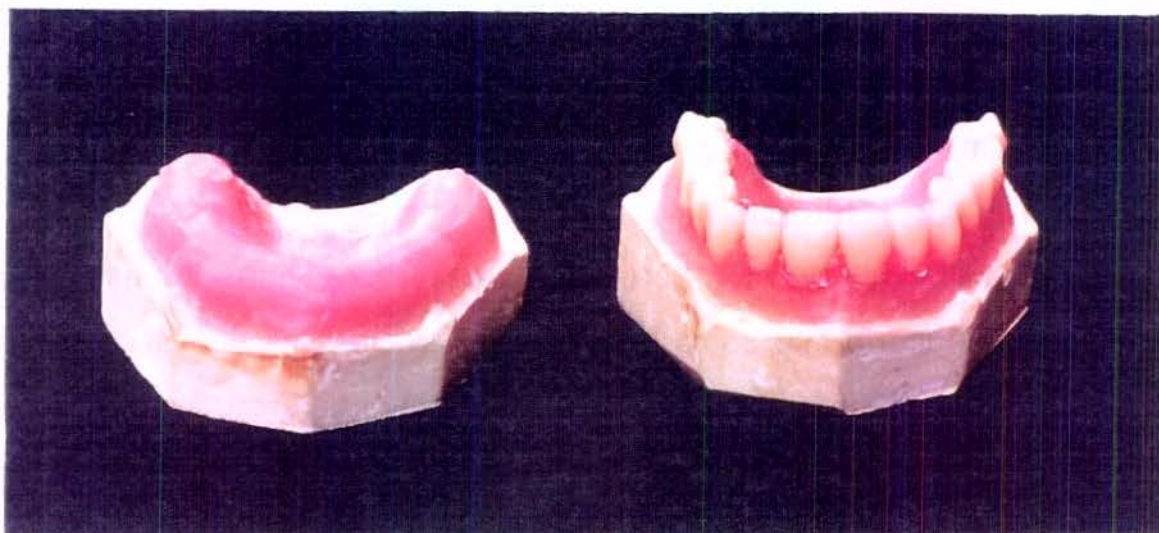


Figura 6 –Fotografia da amostra encerada sem dente e com dente

3.2.3 - INCLUSÃO DOS MODELOS

Trinta e duas destas próteses foram consideradas pertencentes aos grupos G1, G2, G3 e G4, e polimerizadas em mufla metálica convencional (DCL nº 5,5 – Bethil e Com Ltda.) para processamento em banho de água através da compressão do molde. As amostras dos demais grupos (G5, G6, G7 e G8) foram incluídas em muflas de fibra de vidro reforçado(FRP), desenvolvida para uso de microondas (Onda Ceryl – Clássico S/A).(tabela 1, Figura 7)

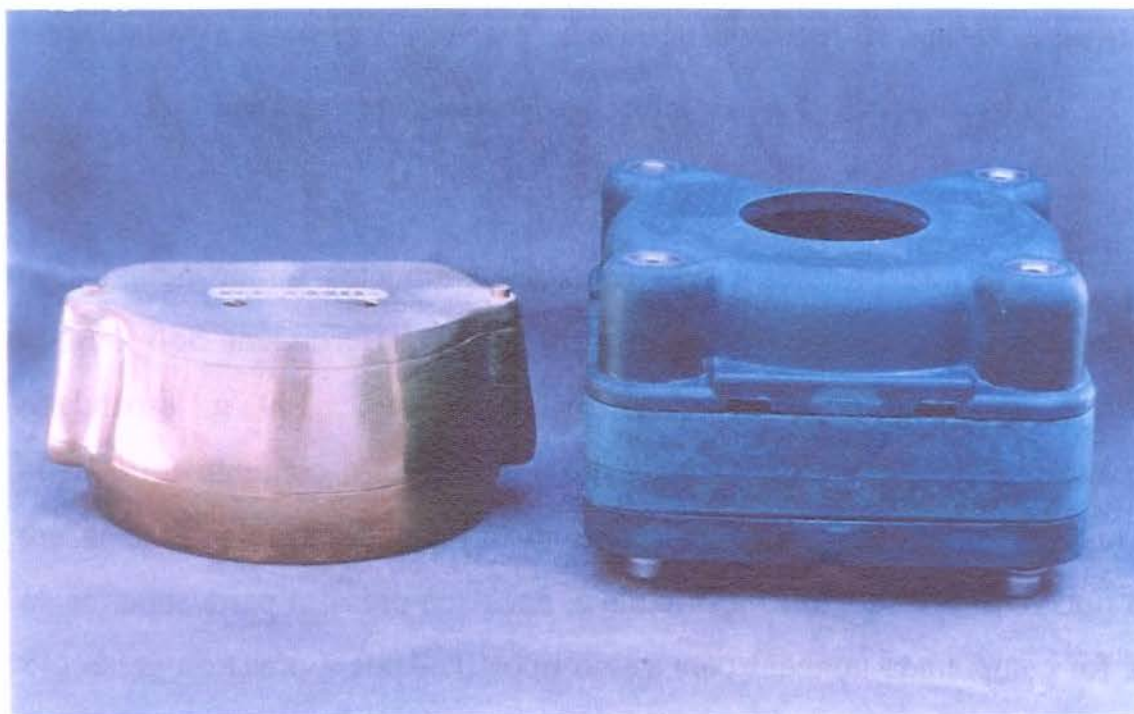


Figura 7 – Fotografia da mufla metálica e da mufla de fibra de vidro para microondas.

Tabela 1 - Grupos com seus respectivos Tratamentos

Polimerização	Espessura	Dentes	Grupos	Amostras
Phillips(P) 74° C/ 9 hs	P 1mm	P 1 d	G1	1-8
		P 1 ñ	G2	9 – 16
	P 2mm	P 2 d	G3	16 – 24
		P 2 ñ	G4	14 - 32
Microondas(M) 500W/ 3 min.	M 1mm	M 1 d	G5	32 – 40
		M 1 ñ	G6	40 – 48
	M 2mm	M 2 d	G7	48 – 56
		M 2 ñ	G8	56 - 64

P – Método de Phillips, M – Método de microondas, d – Presença de dentes, ñ – Ausência de dentes

Os números 1 e 2 correspondem às espessuras de 1 mm e 2 mm.

As próteses e seus respectivos modelos foram incluídos na parte inferior da mufla com gesso pedra tipo III (Herodont Soli - Rock Vigodent), numa proporção água / pó de 30 ml : 100 g, espatulado vigorosamente por 1 minuto. Após a presa do gesso, o conjunto foi isolado com vaselina sólida aplicada com pincel macio. Foi feita uma muralha em gesso tipo III sobre os dentes artificiais e, após sua presa, a parte superior da mufla foi completada também com gesso tipo III. Após a presa do gesso (45 minutos), as muflas de microondas foram colocadas dentro do forno por 1 minuto em potência máxima para facilitar a remoção da cera. As muflas metálicas foram colocadas em água quente por 10 minutos e, após decorrido este tempo, estas foram abertas e ambas as partes lavadas com água quente, com o auxílio de detergente e escova macia, até a completa remoção da cera⁴¹.

3.2.4 - PREENCHIMENTOS DOS MOLDES

Os moldes de gesso permaneceram sobre a bancada à temperatura ambiente até o completo resfriamento dos mesmos. A seguir foram revestidos com duas camadas de isolante para resina (CEL-LAC White Artigos Dentários Ltda.)

A resina foi preparada segundo instruções dos fabricantes e, na fase plástica⁵², foi inserida e adaptada no molde da contra mufla, preenchendo-o adequadamente. Um pedaço de papel celofane foi colocado entre a mufla e a contra mufla já preenchida pela resina, e o conjunto foi fechado suavemente⁴. A mufla foi comprimida através de uma pressão lenta e gradual, aplicada com o auxílio de uma prensa de bancada para o escoamento uniforme da resina excedente⁷, até quando suas duas partes se encontraram. A mufla foi retirada da prensa, aberta e a folha de celofane removida para que a resina excedente fosse recortada. Novamente a mufla foi fechada, os procedimentos repetidos e a mesma foi mantida sob compressão à temperatura ambiente, durante 30 min.⁷. Decorrido este tempo, a mufla para polimerização convencional foi transferida para uma prensa de molas e colocada na termo polimerizadora de resinas (RIGUETTO & SALIN e Cia. Ind. Bras.) com a água à temperatura ambiente, sendo calibrada para atingir 74 °C, na qual permaneceu por 9 horas, durante o processo de polimerização⁵².

A mufla e contra-mufla das amostras polimerizadas por energia de microondas foram posicionadas e mantidas justapostas, através de 04 parafusos de policarbonato e mantidas em prensa de bancada (Figura 8). Após permanecerem por 30 minutos na prensa, estas foram levadas ao forno de microondas doméstico com prato giratório e frequência de operação de 2450 MHz (CARROUSSEL - SHARP) ficando na posição vertical durante a incidência dos feixes de microondas e expostas a 500 W durante 3 minutos.⁴²



Figura 8 – Fotografia da mufla colocada na prensa de bancada

3.2.5 - PROCEDIMENTO DE POLIMERIZAÇÃO

As 32 amostras com dentes (próteses totais - d) foram divididas aleatoriamente em 4 grupos, identificados por letras e algarismos (G1, G3, G5 e G7), e as 32 amostras sem dentes (bases de prótese - ñ) foram divididos aleatoriamente em 4 grupos identificados por letras e algarismos (G2, G4, G6 e G8), cabendo 8 amostras para cada grupo. Os grupos e seus respectivos tratamentos estão descritos na Tabela 1.

Após transcorrido o tempo de polimerização, as muflas permaneceram sobre a bancada de trabalho até seu completo resfriamento.

3.2.6 - ACABAMENTO DAS AMOSTRAS

Todas as próteses e bases foram removidas das muflas, tomando-se o cuidado de não fraturá-las nem distorcê-las. Estas foram

posicionadas sobre o modelo mestre e seus bordos desgastados segundo o limite definido pelo sulco pré estabelecido nas áreas de selamento periférico e posterior. Este desgaste foi feito com pedras montadas para acabamento de resina e lixa nº 400, em motor elétrico de baixa rotação (Micro Motor de Suspensão NEVONI, Equipamento Odonto Médico Hospitalares).

3.2.7 - AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DAS PRÓTESES SOBRE OS MODELOS

3.2.7.1 - PERÍODOS DE AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO

Todas as amostras foram avaliadas pelo mesmo operador, imediatamente após o acabamento. As avaliações foram repetidas 3 vezes para cada amostra de cada grupo por vez.

3.2.7.2 - AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO

Estas avaliações foram feitas através do peso do material de moldagem de média viscosidade (Silicona de adição - EXPRESS - 3M) interposto entre a base da prótese e o modelo mestre. O material de moldagem foi mantido à temperatura de $10 \pm 5 \text{ }^{\circ}\text{C}^{41}$.

3.2.7.3 - DESCRIÇÃO DA TÉCNICA UTILIZADA NA AVALIAÇÃO

O tempo de trabalho foi padronizado por um cronômetro.

Oitenta milímetros de base e de catalisador do material de moldagem foram depositados sobre uma placa de vidro. Estes foram espatulados à temperatura ambiente, durante 30 segundos, quando foi obtida uma massa homogênea⁴¹.

Esta mistura foi depositada na parte interna da prótese e da base e para este procedimento, foram utilizados 60 segundos. A base foi cuidadosamente vertida e posicionada sobre o modelo mestre.

O modelo mestre foi posicionado sobre uma platina de delineador e colocada sob um dispositivo previamente construído com peso de 5000 mg ⁴¹(Figura 9), pois o peso de 3700 mg, encontrados na literatura, não mostrou escoamento adequado. Após 8 minutos do início da espatulação, os pesos foram removidos e o excesso do material de moldagem recortado com lâmina de bisturi nova ⁴¹, até o limite preestabelecido pelo sulco na região de selamento periférico e posterior.

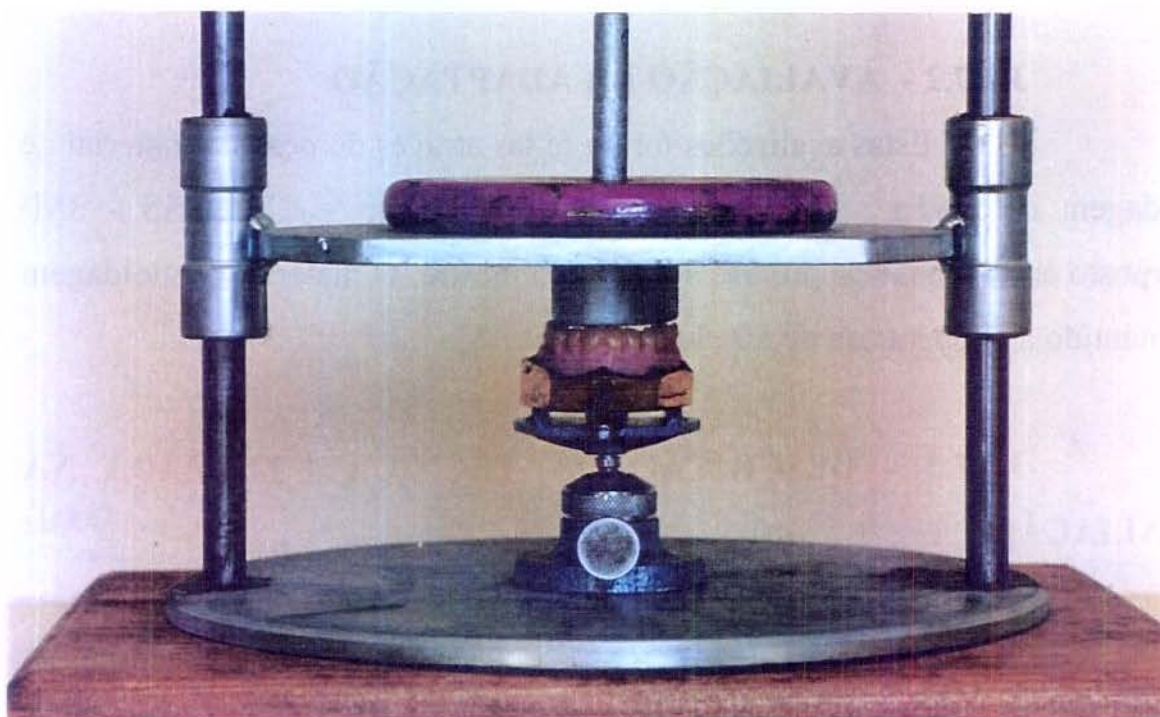


Figura 9 - Fotografia da prótese submetida ao teste de moldagem

As próteses com o material de moldagem foram cuidadosamente separadas do modelo mestre, e as películas do material de impressão interposto entre os dois, removidas e pesadas na balança analítica (JK 200 - CHYO) com precisão de 1,0 miligrama. O grau de adaptabilidade foi avaliado através do peso do material de impressão⁴¹(Figura 10).



Figura 10 - Fotografia da pesagem do material de impressão

3.2.8 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para o teste de pesagem do material de impressão interposto entre as bases de próteses e o modelo mestre, foi feita uma análise de variância com delineamento ao acaso, com tratamentos dispostos em esquema fatorial $2 \times 2 \times 2$. As médias foram comparadas entre si, considerando-se o nível mínimo de significância de 5%.

4 - RESULTADOS

4 - RESULTADOS

4.1 - ANÁLISE EXPLORATÓRIA DOS DADOS

A análise gráfica dos resíduos, apresentada no Gráfico 1, mostra, pela forma do gráfico, que há homogeneidade de variâncias e que não há sinais de violação de independência entre as observações. A pressuposição de normalidade também não foi violada, já que os resíduos encontram-se dentro do intervalo de -3 a +3 (-0,4 a +0,8). Essas pressuposições nos garantem a validade da análise feita através do modelo matemático proposto.

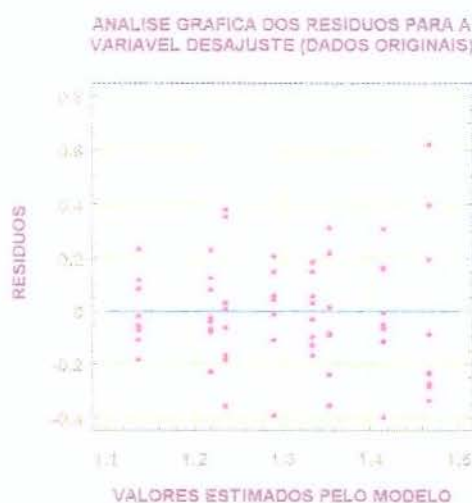


Gráfico 1 - Análise gráfica dos resíduos dos dados da variável desajuste

Observa-se, pelo gráfico 1, que, embora os resíduos estejam entre -0,4 e +0,8, garantindo a pressuposição de normalidade (-3 a +3), a maioria dos pontos está entre -0,4 e +0,4 e existem dois pontos um pouco acima dos demais. A título de curiosidade, já que a existência desses dois pontos não violou nenhuma das pressuposições para análise, foi feito um diagrama de

“ramos e folhas” dos dados, para detectar quais valores estão sendo apontados como “outliers” em relação aos demais.

A tabela 2 mostra o diagrama de “ramos e folhas” (Stem-and-leaf display) dos dados da variável desajuste, que consiste na ordenação programada de forma a ver a distribuição dos dados e salientar os possíveis “outliers” (dados discrepantes) no grupo.

Stem-and-leaf display for desaj:

Unit = 0.01 1|2 represents 0.12

```

1  8|7
5  9|0599
11 10|124668
23 11|113456778899
(11) 12|02334566779
30 13|0034444666779
17 14|03589
12 15|277788
6  16|166
3  17|2

FH|186,208

```

Tabela 2 -Diagrama de ramos e folhas dos dados da variável desajuste.

Pode-se observar, pela tabela 2, que a distribuição dos dados está bem simétrica, indicando um excelente controle na obtenção das medidas. Observa-se, também, que foram detectados 2 “outliers” para maior: 1,86 e 2,08, ambos provenientes da Espessura de 2 mm, com dente, e polimerização de banho.

4.2 - ANÁLISE DE VARIÂNCIA E TESTE DE TUKEY

A análise de variância para a variável desajuste, em função das causas de variação (fatores) em estudo: Espessura, Dentes e Polimerização, e suas interações, encontra-se na Tabela 3.

Tabela 3 - Análise da variância e teste F para a variável desajuste, em função dos fatores (causas da variação) Espessura, Dentes, Polimerização e suas interações.

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Espessura	1	0.3593046	0.3593046	7.38**
Dentes	1	0.0005880	0.0005880	0.01 ^{ns}
Polimerização	1	0.0042908	0.0042908	0.09 ^{ns}
Espessura x Dentes	1	0.2034778	0.2034778	4.18*
Espessura x Polimerização	1	0.0871917	0.0871917	1.79 ^{ns}
Dentes x Polimerização	1	0.0000442	0.0000442	0.01 ^{ns}
Espes. x Dentes x Polim.	1	0.0007554	0.0007554	0.02 ^{ns}
Resíduo	56	2.7260401	0.0486793	
Total	314	7.2622951		

MÉDIA GERAL = 1.306304

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 16,89%

** = Significativo pelo teste F, ao nível de 1% ($\alpha \leq 0,01$).

* = Significativo pelo teste F, ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

ns = Não significativo, considerando-se como n.m.s. 5% ($\alpha > 0,5$).

Pela Tabela 3 pode-se observar que foram detectadas diferenças significativas, entre as médias de desajuste, apenas entre as duas Espessuras (ao nível 1%), e entre a interação de Espessuras com Dentes (ao nível 5%). Entre os níveis do fator Dentes (com e sem) e de Polimerização (banho e micro), bem como para as demais interações, o teste F não acusou diferença significativa. O coeficiente de variação obtido, de 16,89%, indica uma boa precisão do experimento.

O detalhamento da análise, através do teste de Tukey, para as médias de desajuste devidas a cada Espessura estudada, é mostrado na Tabela 4 e Gráfico 2.

Ressalte-se, porém que, dado que houve interação significativa entre Espessura x Dentes, o resultado conclusivo deve ser tomado pelas médias de um fator dentro do outro, porque uma interação significativa representa que o resultado obtido por um fator depende do outro fator. Ou seja, quando a análise da variância detecta interação significativa, não se deve concluir sobre cada fator isoladamente.

Tabela 4 - Médias de desajuste devidas a cada Espessura estudada, e comparação pelo teste de Tukey

ESPESSURAS	MÉDIAS
1mm	1,381230 a
2mm	1,231377 b
d.m.s. (5%)	0,11061

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, diferem entre si ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

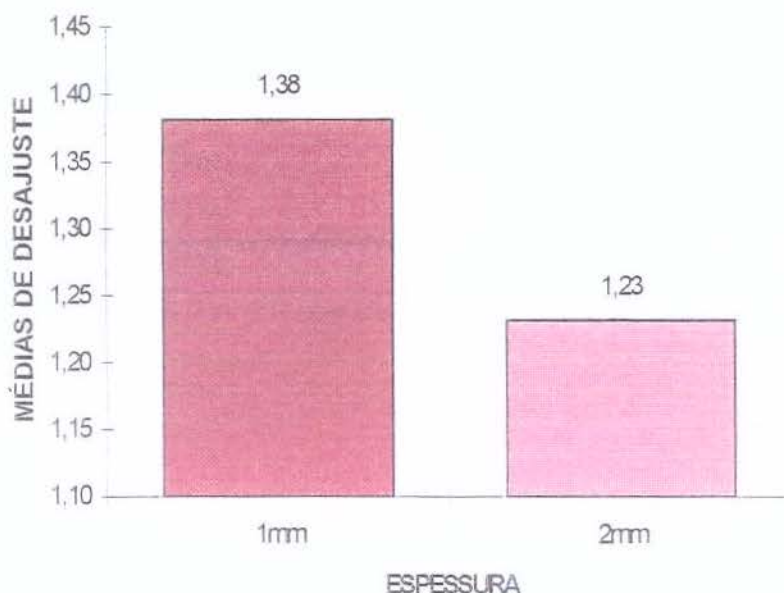


Gráfico 2 - Médias de desajuste devidos a cada Espessura estudada.

Confirmando o resultado obtido pela análise da variância, o teste de Tukey detectou diferença significativa para as médias de desajuste entre as duas espessuras, sendo que a que causou menor desajuste foi a de 2 mm.

O detalhamento da análise, através do teste de Tukey, para as médias de desajuste devidas a cada nível de Dentes estudado, é mostrado na Tabela 5 e Gráfico 3. É válida aqui a mesma observação anterior, ou seja, dado que houve interação significativa entre Espessura x Dentes, o resultado conclusivo deve ser tomado pelas médias de um fator dentro do outro.

Tabela 5 - Médias de desajuste devidas a cada nível de Dentes estudado, e comparação pelo teste de Tukey.

DENTES	MÉDIAS
COM	1.309312 a
SEM	1.303296 a
d.m.s. (5%)	0.11061

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, diferem entre si ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

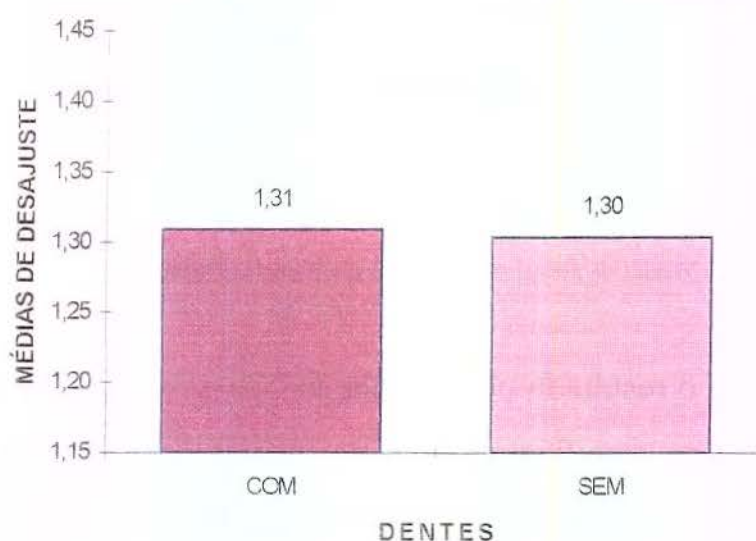


Gráfico 3 - Médias originais de desajuste devidas a cada nível de Dentes estudados.

Observa-se pela Tabela 5 e Gráfico 3, confirmando o resultado obtido pela análise da variância, que não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de desajuste, com ou sem dente.

O detalhamento da análise, através do teste de Tukey, para as médias de desajuste devidas a cada critério de Polimerização estudado, é mostrado na Tabela 6 e Gráfico 4.

Tabela 6 - Médias de desajuste devidas a cada critério de polimerização estudado, e comparação pelo teste de Tukey.

POLIMERIZAÇÃO	MÉDIAS
BANHO	1.314483 a
MICROONDAS	1.298124 a'
d.m.s. (5%)	0.11061

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, diferem entre si ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

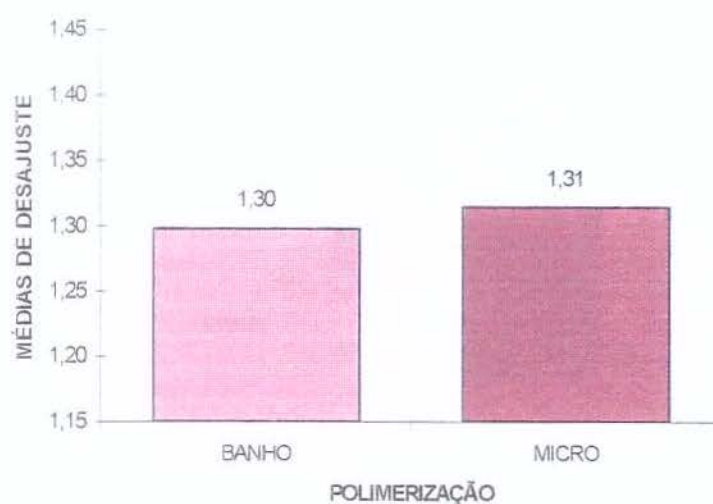


Gráfico 4 - Médias de desajuste devidas a cada tipo de Polimerização estudado.

Aqui também, o teste de Tukey confirmou o resultado da análise da variância, não se detectando diferença significativa entre as médias dos dois critérios de polimerização.

O detalhamento da análise da variância para a interação Espessuras x Dentes, através do teste de Tukey, é apresentado na Tabela 7 e Gráfico 5.

Tabela 7 - Médias de desajuste devidas a cada Espessura, dentro de cada nível de Dentes estudado, e comparação pelo teste de Tukey.

DENTES		
ESPESSURA	COM	SEM
1mm	1.440625 a	1.321836 a
2mm	1.177998 b	1.284756 a
d.m.s. (5%)	0.15643	

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

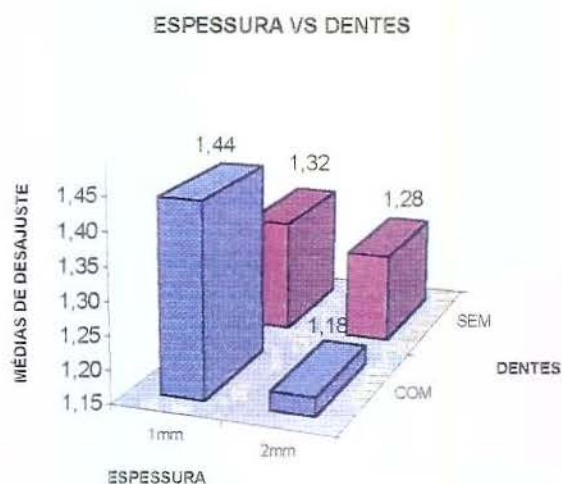


Gráfico 5 - Médias originais de desajuste devidas a cada Espessura, dentro de cada nível de Dentes estudado.

Pela Tabela 7 e Gráfico 5 pode ser visualizado que a menor média de desajuste, estatisticamente diferente das demais, foi obtida na espessura 2 mm, com dentes, enquanto a maior média foi obtida na espessura 1 mm com dentes. Dentro de sem dentes, não houve diferença significativa entre as médias de espessura. Esse resultado confirma, pois, o obtido pela análise da variância, de que o fator espessura depende do fator Dentes, ou vice-versa.

Apesar de as interações Espessuras vs Polimerização e Dentes vs Polimerização não terem se mostrado significativas pelo teste F, foi feito o

detalhamento pelo teste de Tukey, para confirmação desse resultado, mostrado na Tabela 8 e Gráfico 6.

Tabela 8 - Médias de desajuste devidas a cada critério de Polimerização dentro de cada Espessura e de cada nível de Dente estudado, e comparação pelo teste de Tukey.

POLIMERIZAÇÃO	ESPESSURA		DENTES	
	1mm	2mm	COM	SEM
BANHO	1.409963 a	1.186286 a	1.302044 a	1.294204 a
MICROONDAS	1.352498 a	1.276469 a	1.316579 a	1.312388a
d.m.s. (5%)	0.15643			

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes, nas colunas, diferem entre si ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

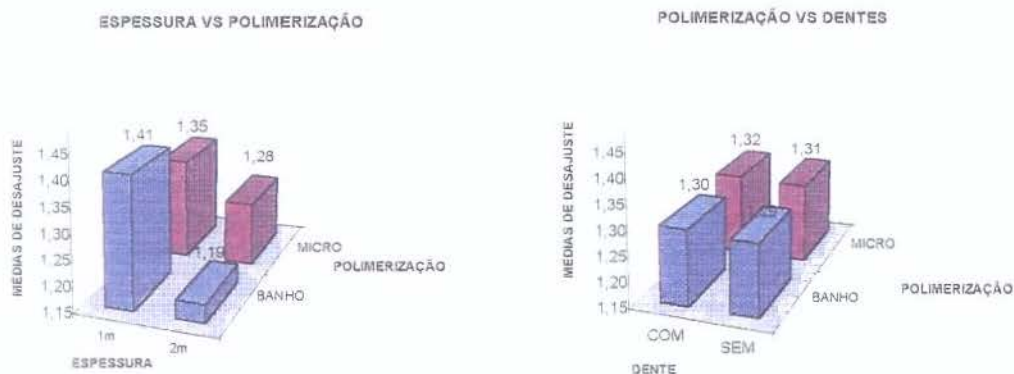


Gráfico 6 - Médias de desajuste devidas a cada critério de Polimerização dentro de cada Espessura e de cada nível de Dente estudado.

Observa-se, pela Tabela 8 e Gráfico 6, que não foi detectada nenhuma diferença estatística significativa, pelo teste de Tukey, entre as médias de desajuste obtidas pelos 2 critérios de Polimerização, nem dentro de alguma das Espessuras, nem dentro dos dois níveis de dente, ou seja, esses fatores são

independentes um do outro. Esse resultado vem confirmar o resultado obtido pela análise da variância.

5 – DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

5 – DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A melhora na adaptação das bases de próteses tem sido o objetivo principal de estudos desde o início do século. A partir da década de trinta, surge no mercado americano a resina acrílica (Poli metil metacrilato), que revoluciona a odontologia, pondo fim a todos os materiais usados até então para confecção de próteses totais.

Este material, que parecia ser a solução de todos os problemas, apresenta como desvantagem a sua contração de polimerização, o que ocasiona a desadaptação da prótese. Vários fatores são relacionados a essa desadaptação, entre eles, o aumento da temperatura interna, devido à reação exotérmica ocorrida no processo de polimerização. Essa resina pode ser polimerizada através de aquecimento, para o qual se propõem diversos métodos de processamento pelo calor, entre eles o banho de água aquecida e energia de microondas. A fim de se conseguir melhor adaptação das bases de próteses, ou talvez minimizar o problema da contração da resina, diversos autores têm proposto teorias e pesquisas para a solução do mesmo.

Alguns autores correlacionaram a desadaptação à pressão exercida na mufla durante a prensagem e à falta de cuidado em seguir determinadas regras para um melhor resultado, tais como a espessura da base da prótese; as mais espessas têm tendência a não polimerizar completamente^{52, 57, 63}, contradizendo assim aqueles que dizem que o que pode gerar determinadas áreas onde a resina não sofre polimerização completa é justamente a espessura mais fina^{8, 21}.

Os resultados encontrados na tabela 4 e no gráfico 2 nos mostra que as próteses confeccionadas com 2 mm de espessura causaram menor desajuste do que as com 1 mm. Este fato sugere que as bases mais espessas desadaptam menos. Concordamos com SADAMORI *et al*⁴⁵ que

sugere que as bases mais espessas distorcem menos e que também relata, em seu trabalho, ter encontrado o nível de monômero residual maior em regiões mais finas em comparação com as mais espessas. É preciso considerar que existe correlação entre o grau de adaptabilidade e a quantidade de monômero residual presente após o processamento da resina⁵³; no entanto, autores como **KIMURA *et al.***²¹ que sugeriram que a contração de polimerização das resinas foi maior na porção mais espessa, ocorrendo maior tensão na porção menos espessa, o que fez com que a resina fosse tracionada para fora do modelo na região do palato quando o estresse foi aliviado. O resultado encontrado neste trabalho contradiz também o trabalho realizado por **CHEN *et al.***⁹, que encontrou maior distorção quando usou bases de próteses com espessura de 5 mm. Porém o autor não descreve a metodologia usada para alcançar a uniformidade de espessura. O mesmo encontramos com **POLYZOIS**³⁵, que o autor encontrou resultados diferentes, mas também não descreve em seu trabalho como alcançou uma espessura uniforme, deixando assim a desejar, quanto à sua metodologia. Em nosso trabalho, porém tivemos o cuidado de utilizar uma metodologia mais segura, com o uso de esferas de aço de espessuras iguais^{30, 66}. O mesmo resultado foi alcançado por **WOELFEL *et al.***⁶³, que também encontrou maior distorção em próteses mais espessas.

Os resultados encontrados na tabela 5 e gráfico 3 mostram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de desajuste, com ou sem dente, quando analisados isoladamente. Mas quando analisados juntamente com a variação espessura, encontramos diferença significativa em próteses com espessuras diferentes e com a presença de dentes, como mostra a tabela 5 e figura 6. Estes resultados sugerem que as bases que possuíam dentes e espessura maior adaptaram melhor do que as de espessuras menores. Estes resultados contradizem o trabalho feito por **TAKAMATA *et al.***⁵⁵, que encontrou como resultado uma diminuição no grau

de adaptabilidade na presença de dentes. Este autor cita ter utilizado como base para espessura uma placa de cera rosa, mas não comprova a exatidão dessa metodologia. O que causa uma certa dúvida é justamente o fato de o autor não ter variado a espessura e ter utilizado somente uma espessura. Em nosso trabalho tivemos o cuidado de padronizar as espessuras e compará-las. **BAEMMERT *et al.*⁵** também utilizaram duas espessuras diferentes e encontraram um resultado próximo ao nosso trabalho, melhor adaptação em próteses com dentes. O que difere do resultado encontrado neste trabalho é que encontramos diferença quando analisamos a presença de dente em espessuras diferentes, pois quando analisadas com a mesma espessura não encontramos diferença significativa.

Os resultados encontrados na tabela 6 e no gráfico 4 nos mostram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos de polimerização. Estes resultados contradizem autores como **KIMURA *et al.*²¹**, que encontraram que as resinas processadas por energia de microondas mostraram melhor adaptação do que aquelas processadas por banho de água e que o pequeno gradiente de temperatura no preenchimento possa ter resultados na boa qualidade das resinas processadas por energia de microondas. Na revisão de literatura não existem dados numéricos conclusivos a respeito de próteses feitas com resinas convencionais polimerizadas por energia de microondas. Os resultados de nosso trabalho são semelhantes ao de **NISHII³²** e **SANDERS *et al.*⁴⁹** que concluíram que as resinas polimerizadas por energia de microondas são tão satisfatórias quanto as polimerizadas por banho de água, devendo-se controlar a potência e o tempo utilizados para polimerização. É preciso considerar que existe uma correlação entre a temperatura utilizada e a temperatura de transição vítrea e que esta pode estar relacionada diretamente com o grau de desadaptação da base de prótese^{01, 18}. Este é um ponto importante a que se deve dar ênfase, já que os microondas

caseiros não apresentam regulação na quantidade de energia. Tal dado deve ser levado em consideração, uma vez que **De CLERK**¹⁰ e **HAYDEN**¹⁶ afirmam ter encontrado dificuldade em regular a potência de fornos de microondas caseiros, pois esses microondas, enquanto ligados, emitem ondas provenientes do magnetron com radiação máxima que gira em torno de 600 a 900 W. A regulação de energia é feita através do tempo de irradiação, pois a radiação não é constante e sim pulsante. Desta maneira, quando se deseja irradiação com potências que não a total, o magnetron não permanece ligado durante todo o tempo selecionado e sim através de um sistema de liga-desliga, de maneira que a resultante de calor gerado seja semelhante à potência escolhida. Sendo assim, os autores sugerem que se utilizem microondas desenhados especialmente para este fim.

AL-HANBALI et al.³ encontraram vantagem do ciclo de polimerização por energia de microondas sobre o ciclo ao método convencional e vantagem de economia de tempo. **SALIM et al.**⁴⁸ em seu estudo comparativo entre energia de microondas e processo de cura convencional, encontraram alteração dimensional similar entre os processos e o ciclo de energia de microondas apresenta vantagens econômicas de tempo sobre o processo convencional. **RIZZATTI BARBOSA et al.**⁴¹, em 1995, estudando desadaptação de próteses totais superiores, encontraram que a resina Lucitone 550 processada por energia de microondas apresentou melhor resultados quanto à desadaptação e que as feitas com resina Acron MC processadas por energia de microondas apresentaram o pior resultado.

No nosso entender, o ciclo de microondas oferece como vantagem a economia de tempo e torna a técnica laboratorial mais limpa, oferecendo somente como desvantagem, a necessidade de uma regulação mais precisa quanto à potência empregada pelos aparelhos de microondas.

Sugerimos que mais estudos devem ser realizados, para que seja sanado este problema.

6 - CONCLUSÃO

6 – CONCLUSÃO

Em relação à metodologia utilizada neste trabalho, os resultados obtidos nos permitem concluir:

1. Existiu diferença significativa para as médias de desajuste entre as duas espessuras, e que a que causou menor desajuste foi a de 2 mm.
2. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de desajustes com ou sem dentes e nem entre os dois critérios de polimerização.
3. O grupo que apresentou menor desajuste foi o de próteses com 2 mm e com a presença de dentes e o que apresentou maior desajuste foi o de próteses com 1 mm e com a presença de dentes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 01 AL DOORI, D., HUGGETT, R., et al, A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. **Dent. Mater.** , Washington, v.4, p.25-32, 1988.
- 02 ALDROVANDI, C. A estabilidade das dentaduras em função da deformação das resinas acrílicas. **Anais Fac. Odont. U.S.P.**, São Paulo, v.8, p. 283-284, Jan. 1950.
- 03 AL-HANBALI, E., KELLEWAY, J. P., HOWLETT, J. A., Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. **J. Dent.**, Great-Britain, v. 19, n.3, p.176-180, Mar. 1991.
- 04 ANUSAVICE, K. J., et. al., **Phillips' Science of Dental Materials**, 10 ed., W. B. Saunders Company, 1996. P 237-299.
- 05 BAEMMERT, R. J., LANG, B. R., BARCO, M. T., BILLY, E. J. The effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin. **Int. J. .Prosth.**, Illinois, v. 3, n. 1, p. 528-537, Oct. 1990.
- 06 BEYLI, M. S., VON FRAUNHOFER, J. R., An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 46, n. 3, p. 238-241, Sep. 1981.

* De acordo com a NBR-6023, de agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT)

- 07 CARVALHO, J. C. M. , Alterações dimensionais sofridas pela resina acrilica da base de aparelhos protéticos totais. **Rev. Fac. Odont. S. Paulo**, São Paulo, v. 10, n. 1, p. 127-132, Jan./Jun. 1972.
- 08 CAUL, H. J., SCHOONOVER, I. C., A method for determining the extent of acrylic resins and its applications for dentures. **J. Am. dent. Ass.**, Washington, v.39, n. 1, p.1-9, July 1949.
- 09 CHEN, J. C., LACEFIELD, D. J., CASTLEBERRY,D. J., Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. **Dental. Mater.**, Washington, v. 4, p. 20-24, 1988.
- 10 De CLERCK, J. P. De, Microwave polymerization of acrylic resins used in dental protheses. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v.57, n.5, p.650-658, May 1987.
- 11 DEROS, E. C., GOLDBERG, I., PAMEIJER, C. H., GRASSO, J. Comparison of the PVPM denture processing technique versus a conventional method. **J. dent. Res. (special)**, Washington, v. 70, p. 476, Apr., 1991.
- 12 DIXON, D. L., BREEDING, L. C., EKSTRAND, K. G., 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.

- 13 GEE, A. J. de, HARKEL, E. C. ten , DAVIDSON, C. L., Measuring procedure for the determination of the three-dimensional shape of dentures. **J. prosth. Dent.**, St Louis, v.42, n.2, p.149-153, Aug. 1979.
- 14 GOLDFOGEL, M., HARVEY, W. L., WINTER, D., Dimensional change of acrylic tray materials. **J. prosth. Dent.**, St Louis, v.54, n.2, p.284-286, Aug. 1985.
- 15 GOODKIND, R. J., SCHULTE, R. C., Dimensional accuracy of acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J. prosth. Dent.**, St Louis, v.24, n.6, p.662-668, Dec. 1970.
- 16 HAYDEN, W., Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. **General Dent.** , Chicago, v.3, p.367-369, Sep./Oct. 1986.
- 17 ILBAY, S. G., GÜVENER, S., ALKUMRU, H. N., Processing dentures using a microwave technique. **J. Oral Rehabil.** , Oxford, v.21, n.2, p.103-109, March 1994.
- 18 JEROLIMOV, V., JAGGER, R. G., MILWARD, P. J., Effect of the curing cycle on acrylic denture base glass transition temperatures. **J. Dent.** , Great-Britain, v. 19, n. 4, p.245-248. Feb. 1991.
- 19 KAWARA, M. *et al.*, Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. **J. Dent. Res**, Washington, v. 77, n. 6, p. 1446-1453, Jun 1998.

- 20 KIMURA, H., TERAOKA, F., et al, Applications of Microwave for Dental Technique (Part I). Dough-forming and Curing of Acrylic Resins. **J. Osaka Univ. Dent. Sch.**, Osaka, v.23, p.43-49, Dec.1983.
- 21 KIMURA, H., TERAOKA, F., SAITO, T., Applications of Microwave for Dental Technique (Part 2). Adaptability of Cured Acrylic Resins. **J. Osaka Univ. Dent. Sch.**, Osaka, v.24, p.21-29, 1984.
- 22 KOMIYAMA, O., KAWARA, M., Estresse relaxation of heat-activated denture base resin in the mold after processing. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v. 79, n. 2, p. 175-181, Feb. 1998.
- 23 KYES, F. M., The laboratory's role in successful full dentures. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v. 1, n. 1 e 2, p. 196-203, Jan./Mar. 1951.
- 24 LATTA, G. H., BOWLES, W. F., CONKIN, J. E., Three-dimensional stability of new denture base resin systems. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v.63, n.6, p.654-661, June 1990.
- 25 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.
- 26 McCracken, Wm. L., An evaluation of activated methyl methacrylate denture base materials. **J. prosth. Dent.**, St Louis, v.2, n.1, p.68-83, Jan. 1952.

- 27 McKINSTRY, R. E., ZINI, I., A homemade microwaveable denture relining jig. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v.67, n.2, p.269-274, Feb. 1992.
- 28 MIRZA, F. D., Dimensional stability of acrylic resin dentures. Clinical evaluation. **J. prosth. Dent.**, St Louis, v.11, n.5, p.848-857, Sep./Oct. 1961.
- 29 MORRIS, J. C., KHAN, Z., FRAUNHOFER, J. A. von, Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture bases. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v.53, n.5, p.670-673, May. 1985.
- 30 MOWERY, W. E., BURNS, C., et al, Dimensional stability of denture base resins. **J. Am. dent. Ass.**, Washington, v.57, p. 345-353, Sep. 1958.
- 31 NADIN, P. S., **Análise da movimentação dental em próteses totais superiores submetidas a sorção de água, frente a diferentes métodos de processamento e alterações na temperatura e pressão.** Tese (Mestrado em Clínica Odontológica). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 116 p., 1999.
- 32 NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat-curing resins **J. Osaka dent.Univ.**, Osaka, v.2, p. 23-40, Feb 1968.
- 33 PERLOWSKY, S. A. Investment changes during flasking as a factor complete denture malocclusion. **J. prosth. Dent.**, St Louis, v. 3, n. 4, p. 497-499, Jul./Aug. 1953.

- 34 PITTA, M.S.S. ; RIZZATTI-BARBOSA, C.M. The influence of polymerization, polishing and water sorption in the denture occlusion. **New Zeal. D. J.**, in press, 1999.
- 35 POLYZOIS, G. L., KARKAZIS, H. C., et al, Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins : A comparative study. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v.57, n.5, p.639-647, May 1987.
- 36 POLYZOIS, G. L., ZISSIS, A., Comparison of the toughness of denture bases cured by microwave or dry heat. **Compendium**, Newtown, v.16, n.2, p.228-232, Feb. 1995.
- 37 POLYZOIS, G.L., HANDELEY, R. W., STAFFORD, G. D., Repair strength of denture base resins using various methods. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.** , Great-Britain, v.3, n.4, p.183-186, 1995.
- 38 POW, E. H. N., CHOW, T. W., CLARK, R. K. F., Linear dimensional change of heat-cured acrylic resin complete dentures after relining and rebase. **J. prosth. Dent.**, St Louis, v. 80, n. 2, p. 238-245, Aug 1998.
- 39 REITZ, P. V., SANDERS, J. L., LEVIN, B., The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintessence Int.** , Berlin, v.16, n.8, p.547-551, Aug. 1985.
- 40 RIZZATTI-BARBOSA, C.M. ; DALLARI, A . Alterações oclusais de prótese total antes e após sua polimerização . **RGO**, Porto Alegre, v. 44, n. 2, p. 83-86 ; Mar./Abr. 1996.

- 41 RIZZATTI-BARBOSA, C.M. ; DEL BEL CURY, A . A . ; PANZERI, H.
Influência da sorção de água e do processo de polimerização por
energia de microondas na adaptabilidade das próteses totais. **Rev.**
Odontol. Univ. São Paulo, São Paulo, v. 9, n. 3, p. 197-206, Jul./
Set. 1995.
- 42 RIZZATTI-BARBOSA, C.M. *et al.*, Uso de la energia de microondas en
el procesamiento de protesis odontológicas. **Rev. Ass. Odont.**
Argent. Buenos Aires, v. 86, n. 2, p. 105-108, mar., 1998.
- 43 RIZZATTI-BARBOSA, C.M. *et al.*, J. C. Influence of vibration in the
compressive of the die stone. **Brit. Dent. J.**, London, 1997 (In press).
- 44 RODRIGUES-GARCIA, R. C. M., DEL-BEL CURY, A. A.,
Reembasamento de bases de prótese : métodos convencional e por
microondas. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, São Paulo, v.10, n.4, p.
295-302, Out./Dez. 1996.
- 45 SADAMORI, S., GANEFLYANTI, T., *et al*, Influence of thickness and
location on the residual monomer content of denture base cured by
three processing methods. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v.72, n.1, p.19-
22, July 1994.
- 46 SADAMORI, S., ISHII, T., HAMADA, T., Influence of thickness on the
linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture
base resin. **Int. J. Prosthodont** , Illinois, v. 10, n. 1, p. 35-43, 1997.

- 47 SADAMORI, S., SISWOMIHARDJO, W., et al, Dimensional changes of relined denture bases with heat-cured, microwave-activated, autopolymerizing, and visible light-cured resins. A laboratory study. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v.40, n.5, p.322-326, 1995.
- 48 SALIM, S., SADAMORI, S., HAMADA, T., The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured three denture base processing methods. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v.67, n.6, p.879-881, June 1992.
- 49 SANDERS, J. L., LEVIN, B., REITZ, P. V., 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, 1991.
- 50 SANDERS, J. L., LEVIN, B., REITZ, P. V., Porosity in denture acrylic cured by microwave energy. **Quintessence Int.**, Berlin, v.18, n.7, p.453-456, Jul. 1987.
- 51 SHLOSBERG, S. R., GOODACRE, C. J., et al, Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. **Int. J. Prosth.**, Illinois, v.2, n.5, p.453-458, 1989.
- 52 SKINNER, E. N. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. **J. Am. dent. Ass.** Chicago, v. 39, n. 3, p. 261-268, Sept. 1949.

- 53 SKINNER, E.W., **Materiais dentários de Skinner**, ed. Ralph W. Phillips.
trad. Dioracy Fonterrada Vieira. 8 ed. Rio de Janeiro, Interamericana,
1984. p. 122-154.
- 54 STAFFORD, G. D., BATES, J. F., et al, A review of the properties of some
denture base polymers. **J. Dent.**, Guildford, v.8, n.4, p.292-306,
1980.
- 55 TAKAMATA, T., SETCO, J. C., PHILLIPS, R. W., BOONE, M. E.
Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation
mode of polymerization. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 119, n. 2, p.
271-276, Aug 1989.
- 56 TAMAKI, T. **Dentaduras Completas**. 3 ed. São Paulo: Sarvier, 1977.
- 57 TAYLOR, P. B., Acrylic resins: their manipulation **J. Am. dent. Ass.**,
Chicago, v. 28, n. 3, p. 373-387, Mar. 1941.
- 58 TRUONG, V. T., THOMASZ, F. G. V., Comparison of denture acrylic
resins cured by boiling water and microwave energy. **Aust. Dent. J.**,
Sydney, v. 33, n.3, p.201-204, Jun. 1988.
- 59 TURCK, M. D., LANG, B. R., et al, Direct measurement of dimensional
accuracy with three denture processing techniques. **Int. J.**
Prosthodont, Illinois, v.5, n.4, p.367-372, Jan. 1992.

- 60 TURCK, M. D., RICHARDS, M. W., Microwave processing for denture relines, repairs, and rebases. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v.69, n.3, p.340-343, March 1993.
- 61 VIEIRA, D. F. Changes in the relative position of the teeth in the constrution of denture base. **J. dent. Res.**, Washington, v. 39, n. 4, p. 758-759, Jul./Aug. 1960.
- 62 WALLACE, P. W., GRASER, G. N., et al, Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J. prosth. Dent.** , St Louis, v.66, n.3, p.403-409, Sept. 1991.
- 63 WOELFEL, J. B., PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Dimensional changes occuring in dentures curing processing . **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 26, n. 4, p. 413-430, Oct. 1960.
- 64 WOELFEL, J. B., Processing Complete Dentures. **Dental Clinics of North America**, Ohio, v.21, n.2, p.329-338, April 1977.
- 65 YEUNG, K. C., CHOW, T. W., CLARK, R. K. F., Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. **J. Dent.** , Great-Britain, v.23, n.4, p.245-253, 1995.

- 66 ZANETTI, G. R., **Influência da fase de prensagem da resina acrílica e material de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais polimerizadas por energia de microondas.** Tese (Mestrado em Clínica Odontológica). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 130 p., 1999.
- 67 ZISSIS, A., HUGGETT, R., HARRISON, A., Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. **J. Dent.** , Great-Britain, v.19, n.4, p.199-206, 1991.

ANEXOS

ANEXOS

ANÁLISE ESTATÍSTICA

O modelo matemático para análise da variância foi o de delineamento inteiramente ao acaso, com tratamentos dispostos em esquema fatorial $2 \times 2 \times 2$, cuja expressão é a seguinte:

$$y_{ijk} = m + E_i + D_j + P_k + (ED)_{ij} + (EP)_{ik} + (DP)_{jk} + (EDP)_{ijk} + e_{ijk}$$

onde:

y_{ijk} = valor observado referente à i-ésima espessura no j-ésimo nível de dentes (com ou sem), na k-ésima polimerização;

m = fator fixo, estimado pela média geral;

E_i = efeito da i-ésima espessura;

D_j = efeito do j-ésimo nível de dente (com ou sem);

P_k = efeito da k-ésima polimerização;

$(ED)_{ij}$ = efeito da interação da i-ésima espessura com o j-ésimo nível de dente;

$(EP)_{ik}$ = efeito da interação da i-ésima espessura com a k-ésima polimerização;

$(DP)_{jk}$ = efeito da interação do j-ésimo nível de dente a k-ésima polimerização;

$(EDP)_{ijk}$ = efeito da interação da i-ésima espessura, com o j-ésimo nível de dente e com a k-ésima polimerização;

e_{ijk} = erro aleatório (variação do acaso sobre as observações da i-ésima espessura, no j-ésimo nível de dente, na k-ésima polimerização), supostos homocedásticos, independentes e normalmente distribuídos.

O esquema de análise da variância e teste F para os tratamentos foram o seguinte:

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Espessura	1	SQ Espessura	QM Espessura	QM Espessura/QM Res
Dentes	1	SQ Dentes	QM Dentes	QM Dentes/QM Res
Polimerização	1	SQ Polimerização	QM Polimerização	QM Polimerização/QM Res
Espessura x Dentes	1	SQ Espes. x Dentes	QM Espes. x Dentes	QM Espes. x Dentes /QMRes
Espes. x Polim.	1	SQ Espes. x Polim.	QM Espes. x Polim.	QM Espes.xPolim./QMRes
Dentes.x Polim.	1	SQ Dentes.x Polim.	QM Dentes.x Polim.	QM Dentes.x Polim./QM Res
Espes.xDent.xPolim.	1	SQ Esp.xDent.xPol.	SQ Esp.xDent.xPol.	QM Esp.xDent.xPol/QMRes
Resíduo	56	SQ Resíduo	QM Resíduo	
Total	63	SQ Total		

onde as SQ (somadas de quadrados) e QM (quadrados médios) podem ser obtidos em literatura da área.

A razão QM (Causas da Variação)/QM Res. testa as hipóteses:

H_0 : não existe diferença entre as médias de Espessuras (QM Espessura/QM Res);

H_0 : não existe diferença entre as médias de níveis de Dentes (QM Dentes/QM Res);

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação de Espessuras com níveis de Dentes (QM Espessura x Dentes./QM Res);

e assim sucessivamente, para as demais causas de variação.

Considerou-se como nível mínimo de significância (máximo de erro) para rejeição dessa hipótese, 5%, ou seja, sempre que o valor da probabilidade do teste F for menor ou igual a 0,05 ($\alpha \leq 0,05$) não se rejeita que exista diferença significativa entre pelo menos duas médias de Espessuras, de

Dentes, de Polimerizações, ou das interações entre eles, e procede-se então ao detalhamento da análise através do teste de Tukey para comparação das médias duas a duas, considerando-se, também, um nível mínimo de significância de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

O teste de Tukey testa a hipótese, por exemplo:

$$H_0: m_{E1} - m_{E2} = 0 ;$$

sendo m_{E1} , m_{E2} , respectivamente, as médias obtidas pela espessuras de 1mm, e de 2 mm; e assim por diante, para as médias dos outros fatores e das interações entre eles, isto é, verifica se as médias, em pares, são estatisticamente iguais ou diferentes, utilizando, para rejeitar a hipótese de igualdade uma *diferença mínima significativa*, dada por:

$$\Delta = d.m.s. = q \sqrt{\frac{QM \text{ Resíduo}}{r}}$$

onde:

$\Delta = d.m.s.$ = diferença mínima significativa;

q é obtido em tabela do teste de Tukey, com um nível de probabilidade (erro) α pré-definido (aqui tomado $\alpha \leq 0,05$), chamado de amplitude total estudentizada;

QM Resíduo = quadrado médio do resíduo, obtido na análise da variância do modelo adotado;

r = número de repetições (amostras).

As médias obtidas pelas espessuras são consideradas diferentes estatisticamente se, por exemplo, $m_{E1} - m_{E2} \geq d.m.s.$ calculada.

ANÁLISE EXPLORATÓRIA DOS DADOS

Para que os modelos de análise descritos tenham validade e os testes tenham poder, são necessárias serem satisfeitas as pressuposições:

- homogeneidade de variâncias, ou seja, só podem ser comparados tratamentos com variâncias homogêneas entre si;
- independência dos erros (uma observação tem que ser independente da outra);
- erros (variação do acaso) com distribuição normal (ou aproximadamente normal).

Para testar essas pressuposições, procedeu-se à análise exploratória de dados, através da *Análise Gráfica dos Resíduos*, que consiste em plotar num diagrama de dispersão os valores estimados pelo modelo da análise da variância versus os resíduos padronizados (erro referente a cada observação dividido pelo desvio padrão amostral). A forma desse gráfico permite a detecção falta de independência e existência de heterogeneidade regular (que pode ser eliminada através do uso de uma transformação adequada) ou irregular (que não permite transformação). O intervalo dos resíduos padronizados detecta se há algum(uns) valor(es) desviando-se da normalidade. Consideram-se normalmente distribuídos os resíduos que estiverem no intervalo de -3 a 3.

MÉDIA DE PESO OBTIDA APÓS PESAGEM DO MATERIAL DE IMPRESSÃO**Para compreensão dos resultados, utilize a legenda abaixo:**

Polimerização : 1 = banho de água e 2 = microondas

Espessura : 1 = 2 mm e 2 = 1 mm

Dente : 1 = com dente e 2 = sem dente

Grupo	Espessura	Dente	Polimeriz	Amostra	Média Peso mg
1	1	1	1	1	1,06523
1	1	1	1	2	0,95427
1	1	1	1	3	1,25667
1	1	1	1	4	1,22153
1	1	1	1	5	1,02907
1	1	1	1	6	1,08053
1	1	1	1	7	1,11830
1	1	1	1	8	1,37227
2	1	1	2	1	0,99123
2	1	1	2	2	1,30153
2	1	1	2	3	1,19107
2	1	1	2	4	1,45090
2	1	1	2	5	1,14050
2	1	1	2	6	1,15127
2	1	1	2	7	1,17827
2	1	1	2	8	1,34533
3	1	2	1	1	0,87900
3	1	2	1	2	1,26647
3	1	2	1	3	1,58990
3	1	2	1	4	1,61523
3	1	2	1	5	1,04957
3	1	2	1	6	1,06847
3	1	2	1	7	1,17143
3	1	2	1	8	1,24263

Grupo	Espessura	Dente	Polimeriz	Amostra	Média Peso mg
4	1	2	2	1	1,48520
4	1	2	2	2	1,16627
4	1	2	2	3	1,52113
4	1	2	2	4	1,39077
4	1	2	2	5	1,30310
4	1	2	2	6	1,20563
4	1	2	2	7	1,36487
4	1	2	2	8	1,23643
5	2	1	1	1	2,08710
5	2	1	1	2	1,13113
5	2	1	1	3	1,86393
5	2	1	1	4	1,66547
5	2	1	1	5	1,19220
5	2	1	1	6	1,37877
5	2	1	1	7	1,23437
5	2	1	1	8	1,18187
6	2	1	2	1	1,01630
6	2	1	2	2	1,57357
6	2	1	2	3	1,36177
6	2	1	2	4	1,29960
6	2	1	2	5	1,58203
6	2	1	2	6	1,72543
6	2	1	2	7	1,40783
6	2	1	2	8	1,34863

Grupo	Espessura	Dente	Polimeriz	Amostra	Média Peso mg
7	2	2	1	1	0,99903
7	2	2	1	2	1,11423
7	2	2	1	3	1,36657
7	2	2	1	4	1,27123
7	2	2	1	5	1,26167
7	2	2	1	6	1,57310
7	2	2	1	7	1,57247
7	2	2	1	8	1,66627
8	2	2	2	1	1,18257
8	2	2	2	2	0,90033
8	2	2	2	3	1,43963
8	2	2	2	4	1,33240
8	2	2	2	5	1,34473
8	2	2	2	6	1,49967
8	2	2	2	7	1,34797
8	2	2	2	8	1,27750