



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



SÍLVIA HELENA MARQUES PADOVAN
CIRURGIÃ DENTISTA

**INFLUÊNCIA DOS CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO
SOBRE A ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESE
TOTAL CONFECCIONADAS COM RESINA
ACRÍLICA QC-20**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de Campinas para
a obtenção do título de Mestre em Clínica
Odontológica – Área Prótese Dental.

Piracicaba – S.P.
1999



Universidade Estadual de Campinas

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

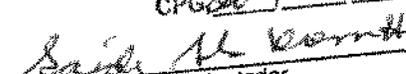


SÍLVIA HELENA MARQUES PADOVAN
CIRURGIÃ DENTISTA

**INFLUÊNCIA DOS CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO
SOBRE A ADAPTAÇÃO DAS BASES DE PRÓTESE
TOTAL CONFECCIONADAS COM RESINA
ACRÍLICA QC-20**

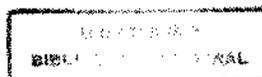
Orientador: Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti
Co-Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG 20/104/99


Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de Campinas para
a obtenção do título de Mestre em Clínica
Odontológica – Área Prótese Dental.

Piracicaba – S.P.
1999



929066

UNIVERSIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
TRABO BC/	37985
PROJ.	229/99
C	<input type="checkbox"/>
	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	18/06/99
N.º CPU	

CM-00125378-4

Ficha Catalográfica

P136i Padovan, Silvia Helena Marques
 Influência dos ciclos de polimerização sobre adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20./
 Silvia Helena Marques Padovan. – Piracicaba, SP: [s.n.], 1998.
 102f. : il.

Orientadores: Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti, Prof. Dr. Simonides Consani.
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária completa. 2. Resinas acrílicas dentárias. 3. Polimerização. I. Domitti, Saide Sarckis. II. Consani, Simonides. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.



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 26 de Fevereiro de 1999, considerou a candidata SILVIA HELENA MARQUES PADOVAN aprovada.

1. Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI

Saide Sarckis Domitti

2. Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLLI FILHO

João Neudenir Ariolli Filho

3. Profa. Dra. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY

Altair Antoninha Del Bel Cury

DEDICATÓRIA

À **DEUS**, por tudo.

À memória de meu pai **Luiz**, que em vida soube plantar
em seus filhos a vontade de aprender sempre.

À minha mãe **Aparecida**, cujo exemplo de coragem
foi determinante na minha formação.

À meu irmão **Luís Eduardo**, pelo apoio e
companheirismo que nos une.

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. **SAIDE SARCKIS DOMITTI**, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos valorosos ensinamentos e orientação segura deste trabalho.

Ao Prof. Dr. **SIMONIDES CONSANI**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelas sugestões apresentadas e pelo exemplo de profissional.

Meus sinceros agradecimentos

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. Wilson Antonio Sallun e seu associado Prof. Dr. Frab Norberto Bosculo, pela oportunidade concedida para a realização deste curso.

À Prof. Dra. Altair A. Del Bel Cury, coordenadora geral dos cursos de Pós-graduação da FOP/UNICAMP.

À Prof. Dra. Mônica Serra, coordenadora do curso de pós-graduação da FOP/UNICAMP.

À Faculdade de Odontologia da UNIMAR, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Marco Antônio Sampaio Pelle, pela atenção e dedicação ao ensino e estímulos dados à capacitação de seus docentes.

Ao Prof. Dr. Walter Rino, Pró-reitor de pós-graduação da Universidade de Marília, pelo exemplo profissional.

Aos Profs. Heloísa Módena Ferreira da Costa e Fernando Acetturi, chefes das Disciplinas de Prótese I/ II e III/IV, da Faculdade de Odontologia de Marília, pelo apoio recebido.

Aos meus colegas da disciplina de Prótese Dental, da Faculdade de Odontologia de Marília, Maria Thereza, Heloísa, Jeziel, Eliana, Iuquio, pelo incentivo, apoio e cooperação.

Aos colegas do curso de pós-graduação, Rosemary, Luís Henrique, Kina, Eduardo, Solimar, pela amizade, apoio, sugestões e incentivo no decorrer do referido trabalho.

À Profa. Maria Izalina Ferreira Alves (Iza) da Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz”, pela Análise Estatística.

A bibliotecária Marilene Girello pela correção das referências bibliográficas.

À todos que direta ou indiretamente auxiliaram na elaboração deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

Sumário

Sumário

	p.
1. Lista.....	01
Figuras.....	03
Tabelas e Quadros.....	05
Abreviaturas, Siglas e Significados.....	07
2. Resumo.....	09
3. Introdução.....	13
4. Revisão da Literatura.....	19
5. Proposição.....	53
6. Metodologia.....	57
6.1 Materiais.....	59
6.2 Método.....	60
6.2.1 Obtenção dos modelos de trabalho.....	60
6.2.2 Confecção das bases de prova.....	61
6.2.3 Inclusão e eliminação da cera.....	63
6.2.4 Prensagem e polimerização.....	64
6.2.5 Desinclusão e acabamento das bases.....	65
6.2.6 Fixação das bases de prótese.....	66
6.2.7 Seccionamento do conjunto base de prótese-modelo	66
6.2.8 Avaliação dos resultados.....	69
7. Resultados.....	71
8. Discussão dos Resultados.....	81
9. Conclusão.....	93

10. Summary.....	97
11. Referências Bibliográficas.....	101
12. Apêndice.....	113

1. Lista

Figuras

		p.
Figura 1	Resina acrílica termopolimerizável utilizada no estudo. A-) monômero;B-)polímero.....	60
Figura 2	Lâmina de acetato adaptada sobre o modelo de gesso.....	62
Figura 3	Base de resina sobre o respectivo modelo.....	65
Figura 4	Dispositivo desenvolvido para promover o seccionamento dos modelos.....	67
Figura 5	Cortes látero-laterais da base de prótese total. A-) região anterior; B-) região média; C-) região posterior.....	68
Figura 6	Figura de um corte.....	69
Figura 7	Esquema representativo das médias de desajuste devidas a cada ciclo de polimerização, independente da região e dos pontos.....	74

Figura 8	Esquema representativo das médias de desajuste devidas a cada região estudada, independente dos ciclos e pontos.....	75
Figura 9	Esquema representativo das médias de desajuste devidas a cada ponto estudado, independente dos ciclos e regiões.....	76
Figura 10	Esquema representativo das médias de desajuste (mm) devidas a cada região, dentro de cada ciclo de polimerização estudado.....	77
Figura 11	Esquema demonstrativo das médias de desajuste (mm) devidas a cada ponto, dentro de cada região estudada.....	78
Figura 12	Esquema representativo das médias originais de desajuste (mm) devidas a cada ponto, dentro de cada ciclo de polimerização estudado.....	80

Tabelas e Quadros

		p.
Quadro 1	Composição, marca comercial e fabricante da resina.....	59
Tabela 1	Médias originais de desajuste devidas a cada ciclo de polimerização, independente da região e dos pontos, comparadas pelo teste de Tukey.....	73
Tabela 2	Médias originais de desajuste devidas a cada região estudada, comparadas pelo teste de Tukey, independente dos ciclos e pontos.....	74
Tabela 3	Médias originais de desajuste devidas a cada ponto estudado e comparadas pelo teste de Tukey, independente dos ciclos e regiões.....	75
Tabela 4	Médias originais de desajuste (mm) devidas a cada região, dentro de cada ciclo de polimerização estudado, comparadas pelo teste de Tukey.....	76

Tabela 5	Médias originais de desajuste (mm) devidas a cada ponto, dentro de cada região estudada, comparadas pelo teste de Tukey.....	77
Tabela 6	Médias originais de desajuste (mm) devidas a cada ponto, dentro de cada ciclo de polimerização estudado e comparação pelo teste de Tukey.....	79

Abreviatura, Siglas e Significados

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
cm	centímetro
°C	grau Celsius
°F	grau Fahrenheit
et al.	e colaboradores (abreviatura de et alii)
Fig.	figura
FOP	Faculdade de Odontologia de Piracicaba
g	grama
h	hora
Ind.	Indústria
Kg.	quilograma
MHz	megahertz
Ltda.	Limitada
mm	milímetro
min	minuto
n°	número
n.	número
%	por cento
p.	página
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
v	volume
W	Watts

2. Resumo

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar as alterações de adaptação em bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica de rápida polimerização (QC-20) em função das técnicas de polimerização. Foram confeccionados 15 modelos em gesso pedra a partir da moldagem de um modelo mestre metálico. Sobre estes modelos foram confeccionadas bases de prótese com espessura uniforme de 1,5 mm, divididas aleatoriamente em 3 grupos de 5 amostras e incluídos em muflas específicas, segundo os Grupos: 1- ciclo convencional (polimerização em banho de água aquecida a 74 °C por 9 horas); 2- ciclo rápido (polimerização em água fervente em 20 minutos); e, 3- por energia de microondas (polimerização em forno de microondas a 500W por 3 minutos). Após o resfriamento das muflas em temperatura ambiente, as bases-de-prótese foram removidas, limpas, acabadas e fixadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo Super Bonder (Loctite). O conjunto, base de prótese-modelo foi seccionado em três secções látero-laterais e as superfícies seccionadas lixadas numa politriz. Em cada secção foram demarcados 7 pontos referenciais para a leitura da desadaptação, verificada num microscópio comparador e os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística e ao teste de Tukey em nível de significância de 5%. A resina acrílica QC-20 quando polimerizada pelos ciclos de 9 horas e de 20 minutos apresentou estatisticamente melhor adaptação quando comparadas ao ciclo por microondas. A maior média de desadaptação ocorreu na linha média da região posterior, quando a base foi polimerizada pelo ciclo

de microondas.

Palavras-chave: Resinas Acrílicas

Adaptação

Prótese Dentária

Técnicas de Polimerização

3. Introdução

Introdução

Prótese Total é um aparelho muco suportado que substitui os dentes naturais da maxila e mandíbula, constando de duas partes fundamentais: a base e os dentes (VIEIRA⁴⁸, 1976). Além de suporte para os dentes, a base também é responsável pela retenção da peça protética e distribuição das forças mastigatórias aos rebordos alveolares, onde a adaptação é fundamental para os requisitos de conforto, estética e função (PHILLIPS³⁴, 1993).

Uma das propriedades essenciais da resina acrílica usada na confecção da prótese total é a estabilidade dimensional (CARVALHO¹¹, 1972), quanto mais preciso e estável dimensionalmente for o material utilizado na confecção de próteses, mais estável e retentiva será a mesma (RODRIGUES-GARCIA & CURY³⁷, 1996). Sabe-se que dois fatores influem de modo decisivo na ocorrência das alterações dimensionais das resinas acrílicas, ou seja, o método de condensação, e o binômio tempo-temperatura na busca da condensação ideal para sua polimerização (SKINNER⁴⁰, 1951).

As bases de prótese total construídas com materiais plásticos sofreram constante evolução desde a introdução da vulcanite, em 1855, passando pela poliamidas e, mais recentemente, utilizando-se dos plásticos mais modernos derivados do monômero metil-metacrilato conhecidos como resinas acrílicas, (VIEIRA⁴⁶, 1976).

Assim em 1949, SPENCER & GARIAEFF⁴², apesar de relatarem

as vantagens das resinas acrílicas em relação à vulcanite, observando que se tratava de um material de fácil manipulação e reparo; melhor condutibilidade térmica; resistência ao crescimento bacteriano; translucência e estabilidade de cor; menor permeabilidade aos fluídos bucais; e, menor contração de reprocessamento, descartaram a hipótese da descoberta de um material ideal, devido à menor tolerância aos tecidos orais e baixa gravidade específica quando comparada à vulcanite.

No mesmo ano, HARMAN²³ relatou que as propriedades mais significantes das bases de prótese total seriam fidelidade dimensional na reprodução, estabilidade e resistência à fratura, supondo, ainda, que para alcançar as propriedades físicas mais satisfatórias, seria necessário utilizar um ciclo de polimerização efetivo para a resina acrílica. Assim, a estabilidade dimensional da resina acrílica era um fator crítico e essencial para a retenção e estabilidade da peça protética, considerando que a absorção de água poderia compensar a contração de polimerização (PEYTON & MANN³³, 1942 e WOELFEL⁴⁹, 1977).

Desde a introdução das resinas, os pesquisadores estão buscando melhores e mais seguras variações de procedimentos nas técnicas de processamento (PEYTON³¹, 1950 e PEYTON & ANTHONY³², 1963). Portanto, muitas técnicas têm sido utilizadas na tentativa de melhorar as características físicas da resina acrílica, com o objetivo de minimizar, principalmente as alterações dimensionais que ocorrem na polimerização, como o banho em água aquecida (WOELFEL et al⁵¹, 1962), a energia de microondas (NISHII³⁰, 1968; CURY¹⁴, 1994), a reação química (SKINNER⁴⁰, 1951), polimerização por luz visível (PHILLIPS³⁴, 1993) e a polimerização

por calor seco (GAY & KING.²¹, 1979).

Contudo, todas as técnicas exigem cuidados laboratoriais, necessários para o correto processamento do material, como tempo, temperatura e ciclo de polimerização. O ciclo de polimerização geralmente mais aceito é aquele no qual a base é processada em banho de água por 9 horas a 74 °C, sem ebulição ao final. Recentemente, os fabricantes de algumas marcas comerciais de resina acrílica termopolimerizável têm recomendado o chamado ciclo rápido, com o objetivo principal de reduzir o tempo de processamento. Segundo CRAIG¹³(1996), nessas resinas acrílicas, o iniciador é formulado pela mistura dos agentes químicos e termoativadores, permitindo uma taxa de polimerização mais rápida, ou seja, 20 minutos sem porosidade e distorção, situação que não comprometeria a adaptação e estabilidade da base (AL DOORI et al.¹, 1988 e DIXON et al.,¹⁶, 1992). Este ciclo requer o uso de resinas especialmente formuladas e completo atendimento dos detalhes de processamento. Por outro lado, o mesmo pode ser considerado em relação à ativação por microondas, por se tratar de uma técnica onde a temperatura é elevada muito rapidamente, aquecendo simultaneamente e de forma homogênea o gesso e a resina, ou seja, aquecimento semelhante dentro e fora (NISHII³⁰, 1968).

Em vista das considerações emitidas, seria conveniente verificar qual seria o ciclo de polimerização adequado para as resinas acrílicas de ciclo rápido, em função da adaptação das bases de prótese total.

4. Revisão da Literatura

Revisão da literatura

SWEENEY⁴⁴, em 1939, investigou as propriedades físicas da resina acrílica (metil-metacrilato) para base de dentaduras, quando estocadas por diferentes períodos de tempo, sob técnicas diversas de polimerização e temperatura. O autor observou um espaço de 1 a 2 mm entre a base e o modelo na região palatina, embora todos os fatores estudados com a resina acrílica fossem mais satisfatórios do que nas próteses feitas com material à base de borracha, principalmente as propriedades mecânicas, a estética (cor e translucidez) e a facilidade de processamento.

KERN²⁸, em 1941, estudou os materiais para base de dentaduras, representados por três grupos: acrílico, vinil acrílico e vulcanite. Os testes foram feitos em uma secção transversal correspondente à região de molares de próteses totais superiores. Sob condições de umidade e simulando a temperatura da boca, todos os materiais mostraram mudanças dimensionais na extensão lateral e profundidade do palato, indicando expansão, exceto a vulcanite que mostrou contração. O autor afirmou também que as alterações dimensionais que ocorreram após a polimerização foram ocasionadas pela liberação de tensões, resultando em empenamento.

Estudando a contração linear de polimerização da resina acrílica, **PEYTON & MANN**³³, em 1942, encontraram um valor de 0,35% e verificaram que o aumento de tamanho, durante a absorção de água, foi

praticamente idêntico ao valor de contração de polimerização.

SWEENEY et al.⁴⁵, em 1942, estudaram a alteração dimensional de vários materiais para bases de dentadura, ocasionada pela polimerização e absorção de água. Os autores concluíram que: 1- a contração linear não é a mesma em todas as direções, por causa das restrições impostas pelo molde foi calculada entre 0,25% e 0,40%; e, 2- o aumento da dimensão estudada, após imersão em água, foi maior do que a contração de polimerização, notadamente no caso de metil-metacrilato.

HARMAN²³, em 1949, relatou que as propriedades mais significantes das bases de prótese total seriam fidelidade na reprodução dimensional, estabilidade e resistência. Relacionou os efeitos do tempo e da temperatura na polimerização da resina metil-metacrilato, utilizando-se três técnicas: a) 71 °C por 2 ½ h; b) da temperatura ambiente para a de ebulição em 1 hora, e ebulição por 15 minutos; e, c) 71 °C por 2 ½ h, e ebulição por 15 minutos. Após a confecção e cortes dos corpos-de-prova, metade deles foram armazenados em água destilada a 37 °C e a outra em dessecador à temperatura ambiente. As amostras foram medidas e pesadas a cada dia na primeira semana, a cada semana no primeiro mês, a cada mês nos primeiros seis meses, em intervalos iguais ao longo de 19 meses. As mudanças dimensionais ocorridas nas amostras armazenadas em água diminuíram em função do tempo e ganharam peso, ao contrário das armazenadas à seco, cujas alterações modificaram a dimensão original. O efeito do tempo e da temperatura de polimerização tornou-se muito mais evidente quando a resistência transversa do material foi estudada. A temperatura crítica não foi do banho de água, do

molde ou da prensagem, mas da temperatura no interior da resina durante a polimerização. O grau de polimerização alcançado foi em função do tempo e da temperatura mostrando que um efetivo ciclo de cura deva ser considerado em função da massa e da forma da amostra, da temperatura ambiente e do valor da temperatura elevada dentro da amostra. A melhor técnica de polimerização foi aquela em que as amostras permaneceram toda a noite, a 71°C.

Em 1949, **SPENCER & GARIAEFF**⁴² revisando a literatura comparam as vantagens do uso de plásticos sobre a vulcanite. A baixa condutibilidade térmica da vulcanite era uma das principais desvantagens pois propiciava a multiplicação do crescimento bacteriano. Além disso, apresentava-se opaca não podendo imitar a aparência da mucosa, com maior dificuldade de manipulação e reparação e maior contração de reprocessamento quando comparadas aos plásticos. A principal vantagem dos plásticos era a propriedade de translucidez, da qual foi possível imitar os tecidos naturais.

PEYTON³¹, em 1950, comparou diferentes métodos de processamento de resinas para base de dentadura, como calor seco, desenvolvido por duas placas aquecidas eletricamente e aplicadas na mufla sob compressão; luz infra-vermelha; estufa; indução de calor por gerador eletrônico; vapor d'água; e, o tradicional banho de água. Após polimerização e resfriamento das bases de próteses à temperatura ambiente, a dureza e a contração linear foram analisadas. Os resultados demonstraram que os métodos de aquecimento à seco produziram bases tão satisfatória quanto o

método de banho de água. Segundo o autor, a maior dificuldade nesse processo era o controle da temperatura de polimerização, que para a maioria dos produtos era de 71 °C a 75 °C, sendo a ideal 74 °C.

As propriedades físicas da resina para base de dentaduras foram estudadas por **SKINNER**⁴⁰, em 1951. A resina acrílica, polimetil metacrilato, adaptada para a necessidade odontológica propiciava um excelente material para os dentistas. Entretanto, possui duas desvantagens, contração de polimerização que não ocorre igualmente em todas as direções e relativa sorção de água. A energia da polimerização da resina era definitivamente dependente do grau de polimerização, ou seja, o grau de polimerização é dependente do tempo e da temperatura do processo de cura. Como o metilmetacrilato fervia a 103 °C e a temperatura de ebulição da água era de 100 °C, o melhor era elevar a temperatura da água gradativamente até a fervura ou ainda polimerizar a resina em baixa temperatura, por um tempo relativamente longo, evitando-se porosidades nas bases da dentadura.

GRUNEWALD et al.²², em 1952, estudaram os efeitos dos processos de moldagem em algumas propriedades das bases de resina, concluindo que: a exatidão dimensional e estabilidade da prótese total terminada, feita pelos métodos de compressão ou por injeção, não tiveram diferença significativa; a dureza, deflexão transversal e sorção de água das resinas empregadas na confecção das dentaduras foram praticamente as mesmas, indiferente dos métodos de moldagem; as bolhas que ocorreram em algumas dentaduras foram ocasionadas pela técnica de compressão; e, tanto os

métodos de moldagem de compressão como de injeção produziram próteses satisfatórias.

Segundo **STANFORD & PAFFENBARGER**⁴³, em 1956, o metil metacrilato polimerizava à temperatura de 70 a 75 °C, na presença do catalizador peróxido de benzoíla. Nesta temperatura, o calor exotérmico da polimerização começava a ser liberado, sendo considerado semelhante ao calor externo proporcionado pelo banho de água. A menor mudança dimensional foi obtida através de ciclo longo à baixa temperatura, ou seja, polimerizada em água por 8 horas a 74 °C e depois uma hora e meia em água fervendo.

ANTHONY & PEYTON⁵, em 1959, comparando os contornos internos das bases de prótese total com os do modelo, avaliaram a fidelidade dimensional através de um pantógrafo modificado. Observaram que o contorno das bases superiores era limitado aproximadamente ao terço médio das áreas dos flancos laterais, mas anteriormente incluía toda área do flanco anterior. O afastamento do palato na região do segundo molar era relativamente constante, entre 0,22 a 0,27 mm. Afastamento maior entre 0,55 mm ocorreu ao longo das bordas laterais, diminuindo anteriormente para 0,22 mm na linha mediana. A mudança da dimensão vertical dessas bases termopolimerizáveis era considerada aceitável, quando efetuado o balanceamento da oclusão.

WOELFEL & PAFFENBARGER⁵⁰, em 1959, realizaram um experimento para determinar como as mudanças dimensionais podem ocorrer na região posterior de próteses totais durante o processamento, no uso e após indução do empenamento. Foram confeccionadas próteses totais superiores e inferiores com resina termopolimerizável curada a 82 °C -87 °C por 30 minutos. Essas foram usadas pelo paciente durante nove meses, quando novas próteses foram confeccionadas para determinar a alteração dimensional. Estas últimas foram usadas durante 2 meses, e as próteses originais foram mantidas em água durante esse mesmo período. A alteração dimensional linear de ambas as próteses foi determinada através da medida da distância de bordo-a-bordo posterior e de molar-a-molar durante o processamento, durante o uso, e após o armazenamento em água durante 30 minutos a 22 °C. Esta propriedade também foi avaliada vazando-se gesso nas próteses antes da indução de empenamento, e após indução de empenamento, sendo que a adaptação da prótese sobre este modelo foi comparada com a alteração linear. A prótese superior foi induzida ao empenamento através de ciclos de imersão em água: 1) a 100° C durante 15 minutos e resfriamento imediato em água à temperatura ambiente; e, 2) inclusão em gesso e indução de empenamento a 100° C durante 40 minutos e resfriamento rápido em água à temperatura ambiente. Os resultados demonstraram que a contração de molar-a-molar e de bordo-a-bordo foi de cerca de 0,1 mm durante os primeiros 3 meses de uso da prótese, porém, não causou efeito clínico na adaptação e função. Quando foi induzido o primeiro empenamento houve contração de 0,51 mm de molar-a-molar e 0,33 mm de bordo-a-bordo, sendo que não mais se adaptou ao modelo de gesso, porém foi confortável durante o uso clínico. Após a segunda indução de

empenamento, houve contração de 0,4 mm de molar-a-molar e 0,6 mm de bordo-a-bordo, num total de 0,9 mm de alteração. Clinicamente esta contração acarretou dor durante a inserção da prótese e grandes áreas de compressão da mucosa, principalmente na região de tuberosidades. Os autores consideram que a anatomia da região anterior do arco dificulta a liberação de tensões, facilitada na região posterior, menos restritiva, e concluíram que a contração de 0,5 mm e aquela que ocorreu durante o processamento da prótese superior não apresentaram significado clínico, porém, quando a alteração foi aumentada para 0,9 mm, a prótese não mais se adaptou adequadamente ao rebordo alveolar, sendo impossível seu uso clínico.

ANTHONY & PEYTON⁴, em 1962, investigaram a alteração dimensional de próteses confeccionadas com resina termopolimerizável convencional; resina autopolimerizável; vulcanite; porcelana; liga de cromo-cobalto; resina epóxica; polimetil metacrílico na forma de gel; e, acrílicos de polivinil e poliestireno processados pela técnica de injeção do molde. Cada material foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, e as próteses armazenadas em água à temperatura ambiente durante 24 horas e 8 meses. Os autores verificaram a adaptação das próteses através de medições pantográficas, compensando as medidas entre o contorno das próteses e aqueles do molde de impressão, em 9 pontos. Os autores concluíram que as próteses com melhor adaptação foram aquelas confeccionadas com resinas quimicamente polimerizáveis, devido a menor tensão durante o processamento, realizado à baixa temperatura. As resinas termicamente ativadas foram consideradas aceitáveis, apesar da contração

observada, ocorrida devido ao resfriamento exigido após ter atingido o estado sólido. As próteses processadas através de injeção do molde mostraram maior contração em relação aos demais materiais, devido à alta temperatura de polimerização. Após armazenagem em água por oito meses, as dentaduras apresentavam-se estáveis sendo que as alterações ocorridas foram de natureza expansiva, melhorando a adaptação das próteses.

Em 1962, novamente **WOEFEL et al.**⁵¹ analisaram as alterações dimensionais de próteses espessas e finas, superiores e inferiores, feitas com oito tipos de resinas acrílicas, um poliestireno, um copolímero de vinil-acrílico, uma resina epóxi e uma borracha dura, que foram: a) armazenadas em água a 23 °C durante 12 a 35 meses; b) secas três semanas em um dessecador; c) colocadas em água por três semanas; e, d) aquecidas em água por 30 minutos, em intervalos de 10 graus de 50 a 100 °C. Concluíram que os ciclos de umidificação, secagem e reumidificação, feitos nos acrílicos e outras resinas, não causaram qualquer distorção permanente significativa. Menos distorção ocorreu em dentaduras espessas do que nas finas após aquecidas até 100 °C. As próteses mais espessas não distorceram muito quando secas e reumidificadas, nem quando colocadas em água a uma temperatura em que a mão pode tolerar durante vários minutos de imersão.

Em 1963, **PEYTON & ANTHONY**³² relataram a evolução do processamento de dentaduras por diferentes técnicas. Foram utilizados quatro tipos de resinas quimicamente polimerizáveis; sete resinas termopolimerizadas; três resinas por injeção; e, duas ligas de cobalto cromo.

Os materiais foram preparados seguindo as normas do fabricante e as bases depois de demufladas foram estocadas em água por 24 horas, à temperatura ambiente. A prótese total mais exata foi confeccionada com resina quimicamente polimerizável, mesmo quando estocada em água por um período longo. A termo-polimerizada foi considerada boa, e a de injeção foi similar às outras. Em geral, o método de auto-polimerização pode ser utilizada em reparos e reembasamentos.

NISHII³⁰, em 1968, relatou pela primeira vez o método de polimerização por microondas, chamado método de aquecimento dielétrico, onde o calor era imediata e uniformemente transferido tanto para a superfície como para as parte internas da resina acrílica. A microonda era gerada por um oscilador magnético e transferida para uma câmara irradiando uma mufla. O autor utilizou amostras de resina acrílica convencional, medindo 65,0 X 13,0 X 9,0 mm, polimerizadas com tempos de irradiação de 9, 10, 11 e 12 minutos, e muflas metálicas perfuradas, verificando a adaptação das bases de próteses, observadas em amostras secas e úmidas, após armazenagem em água a 37 °C por 24 dias. A discrepância entre a base de prótese e o modelo foi medida com um microscópio, em 10 pontos localizados na borda posterior da região palatina. Os resultados mostraram que a adaptação da base curada por processamento de microondas (11 minutos) foi igual às processadas por técnicas comuns. As amostras úmidas, irradiadas por 10 minutos, mostraram melhor adaptação. De acordo com os resultados, a porção central do palato mostrou a maior desadaptação e uma polimerização livre de porosidade pode ser obtida com muflas perfuradas, diminuindo a energia de alta frequência.

APRILE et al.⁷, em 1971, observou que a linha de inserção muscular corresponde exatamente a linha de inserção dos tecidos móveis, ou seja, que esta merece por ambos motivos o nome de linha de inserção (fundo de sulcos vestibulares).

Segundo CARVALHO¹¹, em 1972, existiam outros fatores que influenciavam na eficiência mastigatória, mas a adaptação da base era fundamental. A resina acrílica apresentava algumas alterações dimensionais que eram devidas à: contração térmica e de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. Os autores concluíram que a maneira mais correta para diminuir as alterações era: a resina devia ser colocada na mufla na fase plástica para evitar a presença de poros por contração localizada. Após condensada, colocar em prensa com molas porque a resina ao ser polimerizada sofre uma expansão inicial, antes de contrair, que, se não for aliviada, poderia deformar a matriz de gesso ou, então, abrigar tensões que levariam à distorções após a sua remoção da mufla e separação do modelo de gesso; era preferível um pequeno aumento da dimensão vertical do que distorções grandes e incorrigíveis; antes da polimerização, esperar por 2 a 3 horas para que houvesse melhor difusão do monômero no polímero; a polimerização devia ser feita em dois estágios: 9 horas, a 65 °C ou 70 °C no mínimo por 2 horas, e, 100 °C durante 30 min, para evitar porosidade; o esfriamento do conjunto mufla e prensa devia ser lento a partir da ebulição até a temperatura ambiente; e, após a remoção da mufla, o aparelho deveria permanecer em água, pois podia perder peso em contato com o ar.

Segundo **VIEIRA** et al.⁴⁸, em 1976, uma prótese total é aquela que substitui os dentes naturais e suas estruturas anexas, consistindo-se de duas partes fundamentais: a base e os dentes. As bases de prótese total construídas com materiais plásticos sofreram constante evolução desde a vulcanite até as poliamidas e mais recentemente dos plásticos mais modernos. Depois de uma série de tentativas, os especialistas optaram exclusivamente pelas resinas acrílicas, cujo conjunto de propriedades, favoráveis ou não, ainda apresentava um saldo satisfatório.

Em 1977, **WOELFEL**⁴⁹ apresentou uma revisão das variáveis que ocorriam com o metil-metacrilato, mostrando uma pequena contração, da ordem de 0,2% a 0,5% de molar a molar ou somente de 0,1 a 0,2 mm era retirada da mufla. Subsequentemente, uma pequena expansão ocorria devido à saliva, compensando a contração. Após 3 meses na boca, a resina termopolimerizável poderia estar alguns micrometros mais estreita, e a resina quimicamente polimerizável, alguns micrometros mais larga, razão imediatamente explicada pela maior temperatura do ciclo de cura nas resinas termopolimerizáveis.

Um estudo das propriedades dos materiais para base de dentaduras feito por **JAGGER**²⁶, em 1978, utilizando um polimetilmetacrilato sem agente de ligação cruzada, polimerizado em quatro diferentes ciclos de cura: a) 7 horas a 70 °C; b) 14 horas a 70 °C; c) 1 hora a 100 °C; e, d) 7 horas a 70 °C mais 1 hora a 100 °C. Os autores concluíram que: nenhuma correlação

foi observada entre os ciclos de cura e a estrutura do polímero formado, o que torna o processo ainda mais crítico; o ciclo de cura de sete horas a 70 °C mais uma hora a 100 °C produziu melhor dureza e resistência à tração; uma correlação foi observada entre o monômero residual, dureza, resistência à tensão e absorção de água. A concentração de monômero residual é o parâmetro mais importante na determinação das propriedades dos materiais investigados neste estudo.

FARAJ & ELLIS¹⁹, em 1979, observaram a influência das mudanças de temperatura ocorridas durante o processo de polimerização de materiais para base de dentaduras, sobre propriedades como contração, sorção de água e módulo de elasticidade. Utilizaram amostras confeccionadas a partir da inclusão de discos metálicos com 50,0 mm de diâmetro por 8,0 mm de espessura. Após o preenchimento dos moldes, pares termo-elétricos foram adaptados tanto no gesso próximo à parede da mufla, como na resina, no centro da massa e na periferia. A resina quimicamente polimerizada completava sua polimerização sem temperatura exotérmica elevada, a qual dependia da espessura da amostra. No entanto, durante a polimerização em banho de água aquecida, o centro da massa da resina termopolimerizável demorava para atingir a temperatura da água do banho durante o processamento. Houve contração dimensional de 0,53 a 0,26% e densidade de 1,19 e 1,18 para as resinas termo e autopolimerizadas, respectivamente.

GAY & KING²¹ em 1979, estudaram a possibilidade de processar a resina acrílica através do calor seco. Amostras de resina de

diferentes espessuras foram processadas à temperatura de 100 °C por 10 minutos, 75 °C por 15 minutos, 70 °C por 20 minutos e 60 °C por 30 minutos, através do calor seco irradiado por 2 placas aquecidas, sob pressão, e comparadas com amostras processadas pelo ciclo rápido (30, 45, 60 minutos a 100 °C) e pelo ciclo longo (9 horas a 75 °C). Espessura de resina acrílica superior a 3 mm não pôde ser processada em ciclos curtos. Desta maneira, os autores concluíram que um ciclo de polimerização de 9 horas a 75 °C evitaria possíveis porosidades interna em bases espessas.

20 em 1981, observaram a relação entre temperatura de processamento e selamento periférico posterior. Foram confeccionadas bases de provas com resina acrílica convencional nas temperaturas entre 57 °C e 82 °C, e com uma resina especial (Coe 20), com temperatura aumentada em 5 °C. Para minimizar a possibilidade da existência de monômero residual e porosidade, como resultado de uma polimerização incompleta, as bases foram processadas por 12 horas nas temperatura específicas. A distância entre modelo e base da dentadura foi mensurada em microscópio óptico. Não foi encontrada distorção significativa na região palatina quando as bases foram processadas na temperatura recomendada pelo fabricante, ou abaixo dela. Distorção significante estatisticamente foi observada na região de selamento posterior quando as bases foram processadas acima da temperatura recomendada. Aparentemente a resina Coe 20 produziu menor distorção do que a convencional, mas foi difícil de manipular devido ao seu rápido endurecimento.

AUSTIN & BASKER⁹, em 1982, realizaram uma pesquisa

baseada em questionários, onde verificaram que mais de 50% dos laboratórios processam em ciclos curtos menor que duas horas e desde 90% não controlam o tempo nem a temperatura, é feito tudo manualmente, portanto sem controle, mostrando que uma diminuição inadvertida do tempo e da temperatura no ciclo de polimerização pode resultar numa resina com uma grande quantidade de monômero residual, causando danos à mucosa oral. O ciclo curto reduzido exemplifica um dos principais erros praticados nos laboratórios. Por isso, o ciclo longo de 7 horas a 70 °C, seguido de 3 horas a 100 °C é o recomendado.

A aplicação de energia de microondas para polimerização de resina acrílica foi estudada, em 1983, por **KIMURA et al.**²⁹, com o objetivo de verificar a adaptação das bases de próteses polimerizadas através dos seguintes métodos: a- banho de água elevando a temperatura para 100 °C em 60 minutos e permanecendo em água fervente por mais 30 minutos; b- energia de microondas por 3 minutos; a estabilidade de cor e formação de fendas em próteses totais construídas com dente de resina e de porcelana; a deformação do gesso pedra em amostras de 30,0 x 50,0 mm irradiados por energia de microondas durante 05 a 20 minutos, através da medida do diâmetro e de altura das mesmas, após refrigeração em temperatura ambiente; e, a porosidade em amostras com diferentes espessuras. Os resultados obtidos indicaram que a resina foi satisfatoriamente polimerizada em três minutos com o uso do microondas, e as trocas de cor ou fraturas dos dentes artificiais e base raramente foram observadas. A adaptação da base de resina curada por microondas é qualitativamente superior àquelas curadas em banho de água.

Em 1985, **REITZ et al.**³⁶ avaliaram as propriedades físicas de resinas acrílicas de metil- metacrilato polimerizadas por microondas. As vantagens deste método de processamento havia sido descritas como a grande redução do tempo de cura (três minutos), uma massa mais homogênea e uma base de dentadura com melhor adaptação. Este estudo comparou algumas propriedades físicas em tiras de resina, medindo 25 x 12 x 2,5 mm as quais foram curadas por microondas e por banho de água convencional. Dez corpos-de-prova foram curados em água por oito horas a 74 °C e dez amostras idênticas foram curadas em microondas a 400W por dois minutos e meio de cada lado. Para verificação da porosidade, as amostras foram polidas e imersas em tinta, novamente polidas, para a remoção do excesso de corante, observadas em aumento de 20 vezes e fotografadas. Os resultados obtidos demonstraram que não houve diferença significativa na porosidade, dureza e resistência transversal, em amostras curadas por microondas ou método convencional de banho de água.

De acordo com **HAYDEN**²⁴, em 1986, numerosos materiais eram usados para a fabricação de dentaduras antes de 1936, sendo o maior sucesso atribuindo à borracha vulcanite. O primeiro composto de resina acrílica, conhecido como veronite foi formalmente introduzido na Odontologia no encontro de A.D.A., em 1938. A contração de polimerização e os diferentes coeficientes de expansão do gesso e do acrílico agravaram esse problema, por causa da presença da tensão interna durante a polimerização da base, assim como a presença de monômero livre. O autor comparou o método de microondas para a cura de resinas com os métodos convencionais de banho de

água, em bases submetidas à esforços até à fratura. As resinas usadas foram Lucitone Caracterizada (com copolímeros de metil-metacrilato); Lucitone e Lux-it (com fibras curtas para estética). A base de prova com 2 mm de espessura sem dentes foi processadas da seguinte maneira: banho de água: longo (72 °C a nove horas) e curto (72 °C a uma hora e trinta minutos); microondas: a 700W por quatro minutos (dois minutos de cada lado) e 90W por 13 minutos (seis minutos e meio de cada lado).As amostras foram polidas levemente, numeradas e imersas em água a 43 °C a 42 °C por 72 horas. Os resultados mostraram uma diferença significativa entre as amostras curadas em banho de água curto e por microondas. Houve também uma diferença estatística ente a resina Lucitone e Lux-it. A menor resistênciã das amotras curadas em microondas ocorreu devido a polimerização rápida e consequentemente formação de cadeias curtas de polímeros de baixo peso molecular.

DE CLERCK¹⁵, em 1987, patenteou um método de polimerização por microondas, partindo da hipótese que se o calor romper a molécula do peróxido de benzoila para produzir radicais livres, a temperatura fora da mufla poderia permanecer fria. O calor de polimerização podia ser dispersado mais eficientemente e a polimerização mais rápida com menos riscos de porosidade. Além disso, a técnica eliminou o tempo necessário para transferir calor do forno ou da água, através da mufla, do gesso, e da própria resina. As microondas são ondas eletromagnéticas produzidas por um gerador chamado magnetron. Os fornos domésticos usam freqüência de 2450 megahertz, com comprimento de onda de 12 cm. As moléculas de

polimetilmetacrilato são capazes de se orientarem dentro desse campo e sua direção muda quase cinco bilhões de vezes por segundo. Consequentemente, numerosas colisões intermoleculares ocorrem e causam rápido aquecimento. O autor concluiu que a energia por microondas economiza tempo e custo além de oferecer as mesmas propriedades físicas quando comparada ao método convencional de polimerização.

POLYZOIS et al.³⁵, em 1987, investigaram as mudanças de estabilidade dimensional de resinas termopolimerizáveis para fervura rápida, com resinas convencional e de alto-impacto, reforçada com borracha acrílica. Os materiais foram processados conforme as instruções dos fabricantes e os resultados indicaram que todas resinas mostraram contração linear das bases de dentadura, e as alterações das distâncias entre os dentes mostraram ser menor do que 1%. De flanco a flanco e de molar a molar, as alterações foram menores que 0,5 mm e 0,2 mm respectivamente. Dentaduras superiores completas processadas em água quente apresentaram menor distorção na área média do palato em relação à convencional. Embora as alterações lineares tenham sido insignificantes entre as amostras, os estudos tendem para uma correlação de estabilidade dimensional.

CHEN et al.¹², em 1988, estudaram a estabilidade dimensional das bases de resina acrílica, com espessuras de 1,5 mm, 3 mm, 5 mm, em duas marcas comerciais (Lucitone e Hircoe) polimerizadas em ciclos longo e curto. Após o processamento, as bases foram recolocadas nos respectivos modelos e a contração de molar à molar e a alteração dimensional na região palatina

posterior verificadas com microscópio comparador. Concluíram que todas apresentaram contração e a espessura da base era um fator significativo na magnitude da contração. Bases mais espessas apresentaram menor contração de molar à molar e maior alteração dimensional na área palatina posterior, quando comparada com bases mais finas. Mudanças lineares podiam ser corrigidas clinicamente através de ajustes oclusais, entretanto, a região palatina posterior era uma área crítica em relação à retenção e uma grande discrepância nesta área dificilmente podia ser corrigida após processamento.

AL DOORI et al.¹, 1988, realizaram um experimento verificando as propriedades físicas das resinas polimerizadas por microondas, utilizaram quatro resinas: padrão (Trevalon); com alta resistência ao impacto (Lucitone 199); resina homopolímero do polimetil metacrílico, cujo monômero usado foi metil-metacrilato puro (TS 1195); resina experimental onde o polímero é o mesmo do terceiro material, porém o monômero foi alterado pela adição de 0,025% de dimetil-p-toluidina como ativador inicial e 5% do agente de ligação cruzada dimetacrilato de etileno- glicol. As amostras incluídas em muflas de poliéster reforçadas com fibras de vidro foram polimerizadas em forno de microondas com prato giratório para 24 minutos a 70W. Aquelas submetidas ao método convencional foram incluídas em muflas metálicas e polimerizadas durante 7 h a 70 °C e mais 3 h a 100 °C. Somente a resina experimental foi polimerizada durante 20 minutos em água em ebulição. O conteúdo do monômero residual foi determinando por cromatografia gasosa e o peso molecular dos componentes do pó verificado também por cromotografia. Os

pesquisadores verificaram que os três primeiros materiais apresentaram nível mínimo de monômero residual (0,3%) quando polimerizados em banho de água, o quarto material apresentou um nível ligeiramente maior. Quando polimerizados em microondas, o nível de monômero residual foi elevado em relação ao mínimo e para a resina experimental foi 2,5 vezes mais elevado em relação aos demais materiais. Com relação ao peso molecular, todas as amostras apresentaram valores acima de 10^5 . Com o método de banho de água por 20 minutos, para o quarto material não houve porosidade em amostras com até 7 mm de espessura; no entanto, usando o mesmo material polimerizado no microondas, a espessura máxima para evitar os poros é de 3 mm.

JEROLIMOV et al.²⁷, em 1989, investigaram o ciclo rápido de polimerização, comparando a porosidade, transparência, monômero residual e propriedades mecânicas em relação ao ciclo longo de polimerização. A proporção de polimerização estava intimamente ligada a temperatura circundante assim como para temperatura do banho de água, a proporção de polimerização era dependente da concentração do iniciador (peróxido de benzoila) no polímero. Alguns materiais de polimerização por calor rápido (como por exemplo a QC-20) apresentam pequenas quantidades de amina terciária dimetil-p-toluidina (aproximadamente $\frac{1}{4}$), onde esta inclusão significava que a polimerização podia começar em uma baixa proporção depois da mistura e uma grande reação exotérmica associada com uma súbita polimerização podia ser evitada. Concluíram que a combinação recomendada para diminuir porosidades era 0,26% de peróxido de benzoila no pó e 0,025%

de dimetil-p-toluidina no líquido.

Em 1989, **SHLOSBERG** et al.³⁹, compararam as condições de polimerização da energia do microondas e do banho de água quente para verificar a estabilidade dimensional e porosidade das bases de próteses totais. Para os testes de estabilidade dimensional e porosidade utilizaram resina convencional e muflas metálicas aquecidas com banho convencional à temperatura de 74 °C por oito horas, seguindo por uma hora de aquecimento a 100 °C. No método de microondas utilizaram muflas plásticas irradiados por 13 minutos numa posição vertical a 90W e, posteriormente, por 90 segundos a 500W na posição horizontal, como recomendado pelo fabricante. As muflas foram resfriadas durante 20 minutos e colocadas em água corrente. As próteses foram armazenadas em água destilada por 21 dias a 37 °C. Uma silicona de baixa viscosidade foi interposta entre a prótese e o modelo mestre de metal, sob uma carga de 3,36 Kg e posteriormente pesada. A porosidade foi verificada na área correspondente ao primeiro molar, com aumento de 10 vezes. As propriedades físicas foram avaliadas em amostras de 6,5 x 1,0 x 0,3 cm, polimerizadas e armazenadas conforme descrito. Os reparos das amostras foram efetuadas com energia de microondas em acrílico termopolimerizáveis imersas em água a 43 °C sob pressão por 10 minutos. Os dois métodos de polimerização produziram fidelidade dimensional similares nas próteses totais. Nenhuma diferença foi encontrada em relação à resistência transversa, dureza Knoop, densidade, e monômero residual contidos nos blocos de resina. Comparável dureza foi encontrada entre a polimerização por microondas e reparos com resina quimicamente polimerizáveis. Nenhuma porosidade foi

observada nas próteses totais polimerizadas por quaisquer técnicas.

TAKAMATA & SETCOS⁴⁶, em 1989, fizeram uma revisão da literatura sobre alteração dimensional de resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico, por energia de microondas e através de luz visível. Concluíram que a tensão introduzida durante o processamento das resinas termopolimerizáveis pode levar a uma distorção das bases. A ativação química, por luz visível e energia de microondas têm sido apresentadas como métodos alternativos para minimizar as alterações dimensionais das bases de prótese total, assim como simplificar o trabalho laboratorial.

TAKAMATA et al.⁴⁷, em 1989, verificaram a fidelidade dimensional das bases de prótese total de resinas Acron, polimerizadas em água aquecida por 30 minutos a 70 °C e 30 minutos a 100 °C, Acupac 20 ativadas em banho de água aquecida durante 20 minutos, a 100 °C; ambas no microondas por 13 minutos a 90W na posição vertical e um minuto e 30 segundos a 500W na posição horizontal; Perform ativada quimicamente; Triad ativada por luz; e, Acron MC polimerizada em microondas durante 3 minutos a 500W. A fidelidade dimensional foi determinada pelo peso do material de impressão interposto entre a base da prótese e o modelo, e pela mensuração da distância da borda a borda posterior, em cinco locais. Os autores concluíram que todas as bases mostraram contração mais visível no lado vestibular e a pior adaptação foi obtida na resina Acron, polimerizada em banho de água aquecida. A resina polimerizável por luz visível apresentou fidelidade intermediária (Triad), seguida pela Acupac 20 termopolimerizada por calor

(100 °C por 20 minutos) ou microondas (90W por 13 minutos e 500W por um minuto e meio). A resina fluída ativada quimicamente (Perform) e as resinas ativadas por microondas (Acron MC) apresentaram melhor adaptação. Segundo os autores, diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravaram a contração da resina por causa de tensões internas, acumuladas na prótese total. A combinação de contração de polimerização, contração térmica, liberação de tensões após separação prótese-modelo diminuíram a adaptação da prótese.

O grau de adaptação das bases foi verificada por **AL-HANBALI** et al.², em 1991, em modelo metálico de maxila edêntula, confeccionada por ciclos de polimerização em banho de água e em forno de microondas, utilizando resinas convencionais de polimetilmetacrilato. Dez amostras Acron processadas em banho de água por sete horas a 70 °C seguido de três horas a 100 °C (ciclo longo); dez amostras de Acron Rapid (modificado) para cura rápida imersa em água fervente e mantidas por 20 minutos a 100 °C (ciclo rápido); e dez amostras de Acron processadas pelo método de microondas por 25 minutos a 65W. Após a polimerização, as amostras foram mantidas em meio úmido por 24 horas e depois avaliadas quanto a adaptação do bordo posterior em sete pontos. Silicone por adição foi interposta entre as bases e o modelo metálico e a espessura da silicone avaliada. Os resultados mostraram que todas as resinas sofreram distorção em qualquer um dos métodos; entretanto, o uso do microondas causou significativamente menor distorção do que o ciclo curto de polimerização, especialmente no centro do palato. Este estudo sugeriu que o microondas oferecia vantagem similar em relação ao

tempo de processamento quando comparado ao ciclo rápido de polimerização.

ZISSIS et al.⁵², em 1991, estudaram a estabilidade dimensional de uma série de resinas acrílicas atualmente utilizadas no Reino Unido. O estudo envolveu 24 tipos de resinas e 4 grupos de polimerização. Os resultados indicaram que os ciclos de 7 horas a 70 °C e 1 hora a 100 °C produziram ótimo nível de polimerização e evitaram riscos de porosidade, mesmo nas regiões mais espessas. Já o ciclo rápido 20 minutos a 100 °C (devido a presença de agente de ligação cruzada ou amina terciária no monômero e um ativador químico no líquido) foi vantajoso na economia de tempo, porém, aumentou a possibilidade de gerar porosidade. O ciclo curto não deve ser usado, pois o nível de monômero residual foi muito alto.

DIXON et al.¹⁶ em 1992, estudaram a alteração dimensional linear de bases de prótese total armazenadas em água por 30, 60 e 90 dias. Os autores concluíram que a resina Accelar 20 exibiu menor contração de cura e Lucitone 199 a maior contração. Entretanto, nenhuma diferença significativa ocorreu entre os grupos. Depois de 90 dias de armazenagem em água, somente a resina Accelar 20 exibiu contração. Todas as mudanças de expansão ou contração foram tão pequenas que não foram estatisticamente significante e não mostraram ser significância clinicamente.

Em 1992, **SALIM et al.**³⁸, estudaram duas resinas convencionais termopolimerizáveis e uma resina específica para polimerização em microondas (Acron-MC), submetidas à: 1- polimerização convencional,

durante 90 minutos a 70 °C, e depois 30 minutos a 100 °C ; 2- polimerização convencional, durante 35 minutos sob pressão de 06 atm a 100 °C e depois, resfriamento em água sob pressão de 06 atm, por 10 minutos; e, 3- Polimerização através de energia por microondas por 3 minutos a 500W. A alteração dimensional foi verificada em quatro regiões diferentes. As amostras que sofreram menor alteração foram aquelas confeccionadas com a resina SR-IVOCAP, e os outros métodos apresentaram alteração dimensional semelhante.

SMITH & POWERS⁴¹, em 1992, compararam a adaptação relativa de próteses totais, feitas com 7 produtos polimerizados por diferentes métodos. A adaptação na região de molar à molar foi avaliada nos tempos: após processamento, após polimento e após armazenagem em água. Os autores concluíram que as próteses polimerizadas por energia de microondas (Acron MC), calor moderado (Perform) a 45 °C e luz visível (Triad) apresentaram melhor adaptação que as próteses processadas em altas temperaturas (Lucitone 199 a 74 °C, Accelar 20, Compak e Permacriyl 20 a 100 °C). A tradicional resina termopolimerizável (Lucitone) apresentou alta média de adaptação depois do processamento, mas apresentou uma baixa média depois do polimento.

PHILLIPS,³⁴ em 1993, relatou que nenhuma resina disponível atualmente preenchia todos os requisitos, pois as condições da boca eram muito rigorosas; portanto, somente os materiais quimicamente estáveis e inertes podiam suportar tais condições sem apresentar deteriorização. Quanto

melhor fosse a adaptação da base de dentadura, melhor seria a retenção na boca e maior o conforto do paciente. Sem dúvida, existiam muitos fatores além da adaptação da base da dentadura que eram responsáveis por sua eficiência, durante a função a ser desempenhada. Provavelmente, mais de 95% das próteses totais eram feitas com resina acrílica. O monômero era geralmente o metacrilato de metila puro, com pequena quantidade de hidroquinona (0,006%), a qual agia como um inibidor de polimerização durante a armazenagem. O polímero consistia de pó em forma de pequenas partículas esféricas. Um iniciador (peróxido de benzoíla) era sempre adicionado ao polímero. Quando a temperatura da massa aumentava acima de 60 °C, as moléculas de peróxido de benzoíla se decompunham, formando radicais livres, que reagiam com a molécula do monômero, formando um novo radical livre unindo a outra molécula do monômero. Esta reação em cadeia propagava até a ocorrência do término, sendo a temperatura o fator determinante da velocidade de polimerização. Um ciclo de polimerização geralmente aceito era aquele no qual a base era processada por 9 horas a 74 °C sem ebulição final. Existiam métodos alternativos para suprir a energia térmica para ativação da reação de polimerização, nas resinas processadas por 20 minutos, em água fervente, exigindo para isso resinas especialmente formuladas, comparáveis com as bases processadas pela técnica convencional.

CURY et al.¹⁴, em 1994, avaliaram as propriedades físicas de sorção e solubilidade em água, resistência transversal, flexão máxima e também resistência ao impacto de quatro resinas acrílicas dentais, sendo duas termopolimerizáveis (Lucitone 550 e Prothoplast Termic), uma quimicamente

ativada(Ortho-Class) e uma curada através de energia de microondas(Acron-MC). Os corpos de provas foram preparados de acordo com as instruções dos fabricantes. Verificou-se que todas as resinas diferiram entre si em relação as propriedades físicas estudadas, ou seja, a resina polimerizada por microondas apresentou o mais baixo valor para resistência transversal e as diferenças observadas estão relacionadas ao método de polimerização e a composição das mesmas.

Um estudo feito por **DYER & HOWLETT**¹⁷, em 1994, comparou a estabilidade dimensional da resina específica para microondas (Acron MC) com a resina de cura rápida (Meliodent), e examinou a distorção futura de ambos em reparos com resina de microondas (Acron MC, dois minutos a 500W). Vinte bases foram confeccionadas com resina acrílica modificada de polimerização rápida em banho de água a 100 °C por 22 minutos. Posteriormente 20 bases foram polimerizadas usando resina de microondas, em forno convencional a 500W, por três minutos. Dez bases de cada grupo foram seccionadas em direção parassagital e reparadas usando resina de microondas. O ajuste da borda posterior de cada base foi avaliada por uma camada de silicone de impressão (Mirror Extrude) interposta entre base e modelo mestre, com microscópio comparador, em 7 pontos localizados na secção posterior da silicone Os resultados mostraram que todas as bases de resina acrílica para microondas distorceram após polimerização inicial e após reparo. A maior distorção ocorreu na região média palatina. A resina acrílica formulada para polimerização em microondas não ofereceu vantagens em termos de estabilidade dimensional em relação às resinas convencionais

polimerizadas pelo método rápido de banho de água.

ILBAY et al.²⁵, 1994, pesquisaram dureza e propriedades físicas e mecânicas de base de dentadura acrílica polimerizadas por energia de microondas. Foram utilizados 21 métodos de polimerização, alterando o tempo (1, 2, 3, 6, 8, 10 minutos) e a potência (110, 165, 220, 275, 330 e 550W), em corpos-de-prova com dimensões de 20,0 mm de diâmetro X 10mm de espessura, preparado com resina termopolimerizável convencional Meliodent. O teste de dureza Vickers foi aplicado para cada amostra de acordo com a técnica padrão. Os testes transversal e de deflexão foram realizados em cinco amostras de 6.5 X 10 X 2,5 mm, conforme especificação nº 12 da A.D.A. A sorção de água e solubilidade, em amostras de 50 a 1mm de diâmetro, com 0,5 a 0,0005 mm de espessura, preparada de acordo com a especificação nº 12 da A.D.A. Os pesquisadores concluíram que dos 21 tipos de processamentos, somente 15 polimerizaram, sendo que o tempo mínimo de polimerização foi 2 minutos, com potência máxima de 550W, e o maior tempo foi 10 minutos, na potência de 110W. Não houve porosidade significativa em qualquer das amostras polimerizadas; porém, àquelas obtidas em altas potências se mostraram mais propensas à porosidades. Quanto à dureza e força transversa, não houve diferenças entre a técnica convencional e de microondas. Os valores de deflexão transversal, sorção de água e solubilidade estão em conformidade com as especificações da A.D.A. Os autores concluíram que a resina acrílica convencional para base de prótese podia ser adequadamente polimerizada por energia de microondas e aplicada em prótese removível.

ELSHEIKH et al.¹⁸, em 1995, estudaram a precisão de registros de bases de resina livremente adaptadas. Por isso eles utilizaram 40 bases e foram selecionados três tipos de resina autopolimerizáveis. Fastray, Orthoresin orthodontic e Fastcure (material de conserto, usado em ambas as técnicas). As 40 bases com seus modelos de gesso foram seccionadas coronalmente nos canino, premolar e superfícies de molar para o procedimento padrão. As mensurações foram feitas em 5 pontos: 2 na ponta da crista, 2 na inclinação lateral do palato e um ponto no meio do palato. Um microscópio foi usado para mensurar a espessura das bases (em décimos de milímetros e espaço na brecha, em micrômetro), pois este modo é o mais prático para avaliar precisão de adaptação. E eles concluíram que a resina ortodontica produziu bases mais adaptadas e o material de reparo a pior adaptação; na mesma superfície o grau de inexatidão era diferente com diferentes localizações; as espessuras das bases variam; a inexatidão das bases de registro em qualquer ponto não foi relacionado.

Segundo **CRAIG**¹³, em 1996, várias modificações foram efetuados nos materiais de polimetil metacrilato usados para confecção de base da dentadura, incluindo poliacrilato hidrofílico, resina de alto impacto, resina termopolimerizável de rápida ativados por luz. Os materiais termopolimerizáveis de rápida polimerização foram introduzidos para buscar melhores e mais rápida polimerização Estas resinas apresentam o iniciador formulado pela mistura dos agentes químicos e termo-ativador, o que permitia uma taxa de polimerização mais rápida, em 20 minutos, sem porosidade e

distorção, e sem comprometimento da adaptação e estabilidade das bases.

É axiomático afirmar que, quanto mais preciso e estável dimensionalmente for o material utilizado na confecção de próteses, mais estável e retentiva será a mesma. Assim **RODRIGUES-GARCIA & CURY**³⁷, em 1996, analisaram e compararam a estabilidade dimensional das bases de próteses confeccionadas com a resina acrílica termopolimerizável (Clássico) e a resina acrílica para polimerização por microondas (Acron-MC) antes e após o reembasamento. A adaptação foi verificada através do peso de um material de impressão interpostos entre a base de resina e o modelo mestre, sob carga de 2 Kg. Com relação à adaptação, os modelos indicaram que após o primeiro ciclo de polimerização, as bases de próteses confeccionadas com resina Acron-MC e polimerizadas por microondas apresentaram melhor adaptação. Os resultados para o segundo ciclo de polimerização indicaram que as bases de próteses confeccionadas com resina Acron-MC e submetidas a um segundo ciclo de polimerização pela mesma técnica apresentaram maior distorção e diferiram estatisticamente dos demais grupos.

ARIOLI⁸, em 1997, verificou as influências das formas geométricas dos palatos (triangular, oval e plano) e os tempos de armazenagem em água a 37 °C (24 horas, 15 e 30 dias) na adaptação das bases de próteses totais confeccionadas com resina acrílica (Clássico) polimerizada no ciclo convencional de 9 horas a 74 °C. Observou-se que o palato plano apresentava os menores desajustes e os maiores foram observados no palato triangular. As localizações dos cortes também apresentaram valores

significantes estatisticamente, sendo na região anterior a melhor adaptação, devido a maior espessura da base, a menor largura do arco e a forma alveolar desta região.

ALMEIDA³, em 1998, verificou as alterações de adaptação das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável (Clássico), em 3 ciclos de polimerização: convencional, por calor seco e por energia de microondas. Depois da confecção das bases em resinas, o conjunto base de prótese-modelo foi seccionado em 3 cortes ântero-posteriores e 3 cortes látero-laterais. Os resultados mostraram que nos cortes látero-laterais não foi observada nenhuma diferença estatisticamente significativa quando as bases foram processadas nos ciclos de microondas e de calor seco. Por outro lado, quando os cortes ântero-posteriores foram analisados, houve comportamento estatístico semelhante entre as três técnicas, onde o corte B (região da linha média do palato) apresentou o maior desajuste.

Segundo ANUSAVICE⁶, em 1998, uma prótese total pode ser definida como uma prótese dental removível usada com o intento de repor as superfícies mastigatórias e as estruturas associadas de uma arcada. Tal prótese era composta de dentes artificiais unidos a uma placa-base que geralmente é fabricada empregando-se polímeros comuns. Materiais termoativados eram usados na fabricação de quase todas as placas-base para dentaduras e essa energia térmica podia ser fornecida por um banho de água ou fornos de microondas. A maioria dos sistemas de resinas consistia nos componentes pó-liquido, que deviam ser misturados em uma proporção apropriada (3:1 em

volume), para permitir que o monômero embebesse as partículas de polímero, mas não contribuísse para um aumento da polimerização, limitando a contração volumétrica a aproximadamente 6%. Um ciclo de polimerização de 8 horas ou mais a 74 °C sem ebulição ou então um ciclo de 2 horas a 74 °C e mais 1 hora a 100 °C tem mostrado resultado satisfatório. O resfriamento rápido podia resultar em distorção da resina devido às diferenças de contrações térmicas da resina e do gesso. A ativação química também podia ser usada para induzir a polimerização da resina. Geralmente, o grau de polimerização alcançado pelas quimicamente ativadas não se completava como as termoativadas, indicando que havia uma grande quantidade de monômero não reagido na resina de ativação química.

BOBERICK & MCCOOL¹⁰, em 1998, estudaram a estabilidade dimensional da base de dentadura polimerizada por luz, por meio dos métodos: 1- resina exposta diretamente à luz (de acordo com o fabricante); e, 2- os modelos foram recobertos com uma camada gelatinosa de petróleo (área do palato das bases foram cobertas para prevenir a penetração de luz). Avaliaram a formação de fendas que ocorria freqüentemente na área do palato, em ambos os métodos. Concluíram que ocorriam mudanças dimensionais em ambas as produções; as maiores discrepâncias ocorreram na borda posterior e na região média do palato. As discrepâncias na região posterior na linha média certamente terão efeito negativo na retenção da prótese.

5. Proposição

Proposição

O propósito deste estudo foi avaliar as alterações de adaptação em bases de prótese total superior, confeccionadas com a resina acrílica QC-20, formulada para polimerização em ciclo rápido, em função das técnicas de processamento conhecidas como: ciclo convencional (banho de água a 74 °C, por 9 horas), ciclo rápido (banho de água fervente, por 20 minutos); e, por energia de microondas (500W, por 3 minutos).

6. Metodologia

Metodologia

6.1. Materiais

No Quadro 1 está relacionado a composição, juntamente com a marca comercial e o respectivo fabricante da resina acrílica QC 20, ilustrada na Figura 1.

Quadro 1 – Composição, marca comercial e fabricante da resina acrílica.

Composição	Fabricante	Marca Comercial
Polímero- 0,26% de peróxido de benzoila Monômero- ¼ de amina terciária (dimetil-p-toluidina)	Dentsply Ind. e Com. Ltda.	QC-20

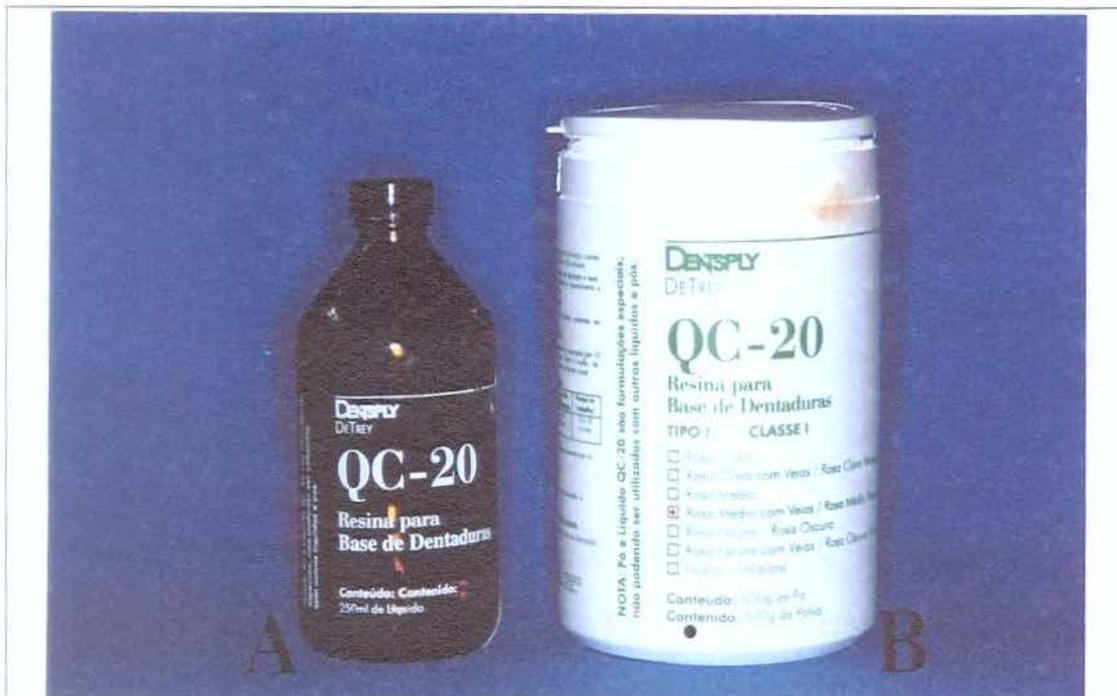


Figura 1: Resina acrílica termopolimerizável utilizada no estudo. A.) monômero; B). polímero.

6.2. Método

6.2.1. Obtenção dos modelos de trabalho.

A partir do modelo mestre representativo de uma arcada maxilar com rebordos normais, sem irregularidade e retenções, foi obtido um molde de silicona por adição(ELITE DOUBLE) e os respectivos modelos foram reproduzidos em gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent), numa proporção água/pó de 30 ml/100 g, seguindo recomendação do fabricante. Foram obtidos 15 modelos divididos aleatoriamente em três grupos de cinco amostras.

6.2.2. Confeccção das bases de provas

Sobre os modelos de gesso foram construídas as bases de prova com espessura uniforme de 1,5 mm (CHEN et al.¹², 1998), a partir de placas de acetato com 2 mm de espessura, do sistema Bio-Art (Plastivac P5 – Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda.). A placa de acetato foi aquecida, plastificada e adaptada à vácuo sobre o modelo de gesso (Fig. 2).

Após o resfriamento em temperatura ambiente, o excesso da placa de acetato foi recortada com brocas Maxi Cut (Edenta), e o limite periférico da base desgastado até se obter uma completa adaptação nas regiões do modelo, correspondente ao fundo de sulco vestibular ou linha de inserção (APRILE et al.⁷,1971). O espaço entre rebordo da base e linha de inserção foi vedado com cera nº 7 (Wilson), plastificada com espátula para cera (Duflex) aquecida sobre o bico de Bunsen. A seguir, os modelos foram divididos aleatoriamente em 3 grupos de 5 elementos contendo as bases de acetato e incluídos em muflas específicas para cada técnica, de acordo com os seguintes grupos:



Figura 2: Lâmina de acetato adaptada sobre o modelo de gesso.

GRUPO 1: Ciclo convencional

Prensagem com resina acrílica termopolimerizável QC-20 e polimerização em banho de água aquecida a 74°C por 9 horas (PHILLIPS³⁴ 1993).

GRUPO 2: Ciclo rápido de polimerização

Prensagem com resina acrílica termopolimerizável QC-20 e polimerização em ciclo rápido, de acordo com as normas do fabricante, ou seja, imergir a mufla em água fervente, por 20 minutos (POLYZOIS et al³⁵).

GRUPO 3: Ciclo de polimerização por microondas

Prensagem com resina acrílica

termopolimerizável QC-20 e polimerização em forno doméstico de microondas Continental, equipado com prato giratório, com frequência de operação de 2450 MHz, com potência de 500 W por 3 minutos (ILBAY et al.²⁵, 1994).

6.2.3. Inclusão e eliminação da cêra

Os modelos com as bases de acetato dos grupos 1 e 2 foram isolados com vaselina sólida (Sidepal) aplicado com um pincel e, a seguir, incluídos na parte inferior da mufla metálica nº 5,5 (DCL), com gesso comum tipo II, na proporção pó/água de 100g/50ml, segundo especificação do fabricante (Herodent). Após a reação de presa, o conjunto modelo de gesso-base de prova foi isolado com fina camada de vaselina sólida (Sidepal). Em seguida, foi completada a inclusão, preenchendo-se cuidadosamente a contra-mufla, com gesso pedra (tipo III) na proporção pó/água de 100g/30ml, segundo a indicação do fabricante (Herodent).

Após 45 minutos, as muflas foram colocadas em água em ebulição por 10 minutos, para plastificação da cera de vedação do limite periférico da base e da placa de acetato. Após a abertura da mufla, a base de acetato foi retirada e as superfícies de gesso (modelo e de inclusão) lavadas em solução de água fervente e detergente caseiro (ODD), para a completa remoção dos resíduos de cera.

6.2.4. Prensagem e polimerização

Todas as superfícies de gesso foram isoladas com isolante Cel-lac (S.S.White).

Na prensagem dos grupos 1 e 2, a resina acrílica QC-20 foi preparada na proporção volumétrica pó/líquido de 3/1 (ANUSAVICE⁶, 1998), em frascos de plásticos, de acordo com as instruções do fabricante e colocados em potes de vidro com tampa. Ao atingir a fase plástica, a massa de resina foi homogeneizada e inserida na parte interna e superior da mufla metálica. Uma folha de celofane levemente umedecida com água foi interposta entre a resina e a contra-mufla e a prensagem inicial foi efetuada em prensa hidráulica (Linea 2000-VH Ltda), com carga lenta e gradual até atingir 800 quilogramas de pressão, o que permitiu a acomodação da resina acrílica e escoamento dos excessos. Após a abertura da mufla e eliminação da folha de celofane e dos excessos de resina, a prensagem final foi efetuada sob pressão de 1.250 quilogramas, por 30 minutos, de acordo com as instruções do fabricante.

O preparo da resina para inclusão nas muflas de plástico reforçadas com fibras de vidro, foi idêntico aos grupos 1 e 2, com exceção da prensagem, que foi por meio dos parafusos de policarbonato da mufla, sem interposição da folha de celofane, e numa única vez, sem remoção do excesso.

As muflas do grupo 1 e 2 foram transferidas para prensas de mola e mantidas em banho de água, de acordo com os ciclos estabelecidos. As muflas plásticas especiais reforçada com fibras de vidro(GC FRP FLASK H. K. TYPE) do grupo 3 foram colocadas diretamente no aparelho de microondas, com potência de 500 W por 3 minutos (KIMURA et al.²⁹, 1983).

Todas as muflas foram esfriadas em temperatura ambiente.

6.2.5. Desinclusão e acabamento das bases

Após o completo resfriamento à temperatura ambiente, as muflas dos grupos 1, 2 e 3 foram abertas e as bases de resina retiradas dos modelos para remoção dos excessos grosseiros da borda e acabamento pela técnica de rotina, sem polimento.

Os modelos de gesso foram cuidadosamente removidos do gesso de inclusão e relacionados numericamente com a respectiva base (Fig. 3).

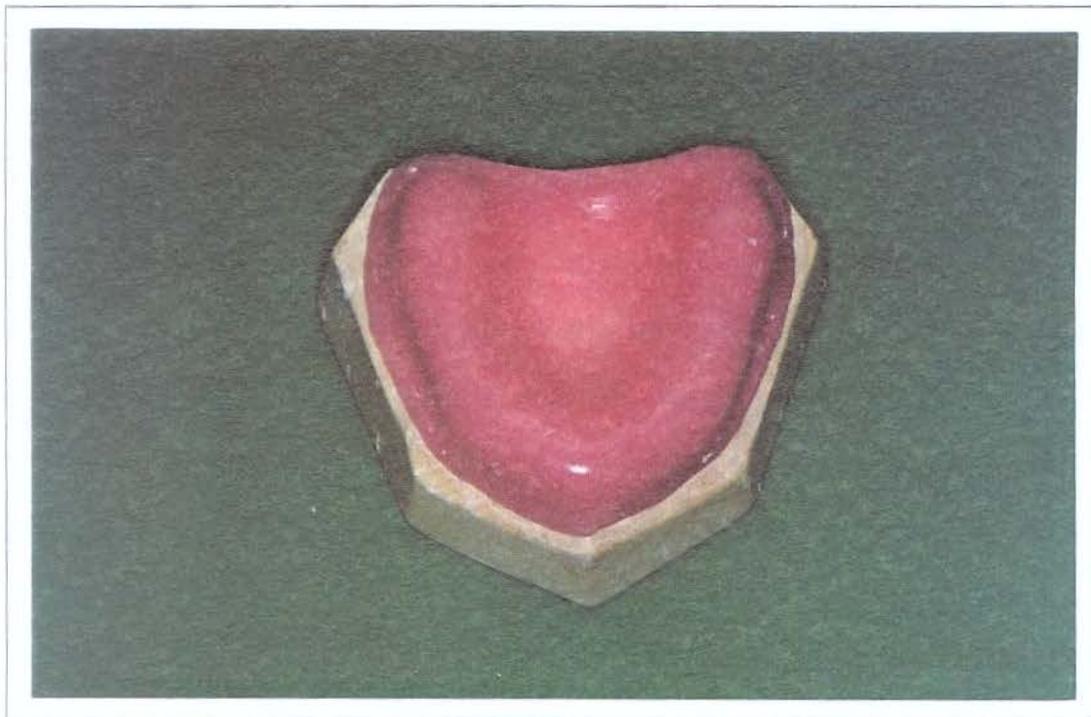


Figura 3: Base de resina sobre o respectivo modelo.

6.2.6. Fixação Das Bases De Prótese:

Em seguida, as bases de resina acrílica foram fixadas nos respectivos modelos com adesivo de presa rápida Super Bonder (Loctite), colocado na região correspondente à crista do rebordo alveolar, com a intenção de evitar possíveis deslocamentos durante o seccionamento do conjunto base-modelo.

6.2.7. Seccionamento do conjunto base de prótese - modelo

O conjunto base de prótese – modelo foi seccionado com serra manual, adaptada num dispositivo (Fig. 4) desenvolvido pela Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP/UNICAMP), com o propósito de estabelecer a padronização dos recortes dos modelos. Para melhor visualização dos possíveis desajustes das bases de prótese ao modelo de gesso, as superfícies seccionadas foram suavemente lixadas numa politriz (Arotec) por 10 segundos, para regularizar as superfícies e facilitar a medição no microscópio comparador (Leitz, Alemanha), com sensibilidade de 0,001mm e leitura digital. Os cortes foram realizados no sentido látero-lateral (Figura 5), paralelos entre si e, assim distribuídos:

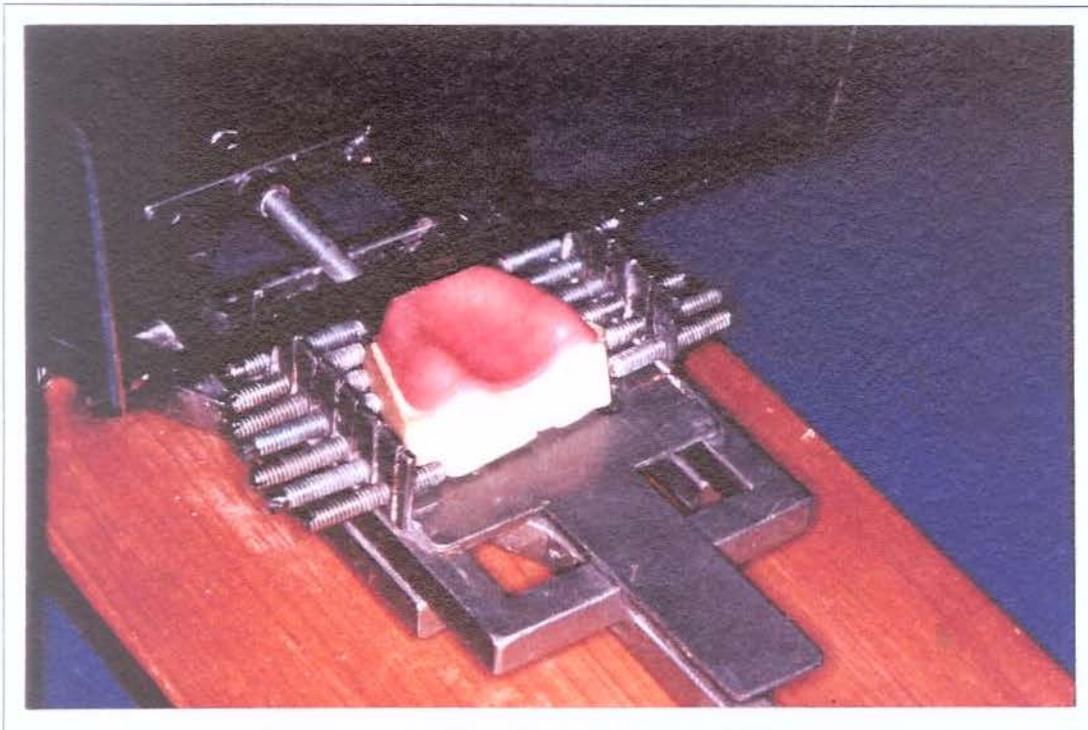


Figura 4: Dispositivo desenvolvido para promover o seccionamento dos modelos.

Corte Anterior: correspondente à distal de caninos direito e esquerdo

Corte Médio: correspondente a mesial de 1º molares direito e esquerdo

Corte Posterior: correspondente a região de “pos-dam”

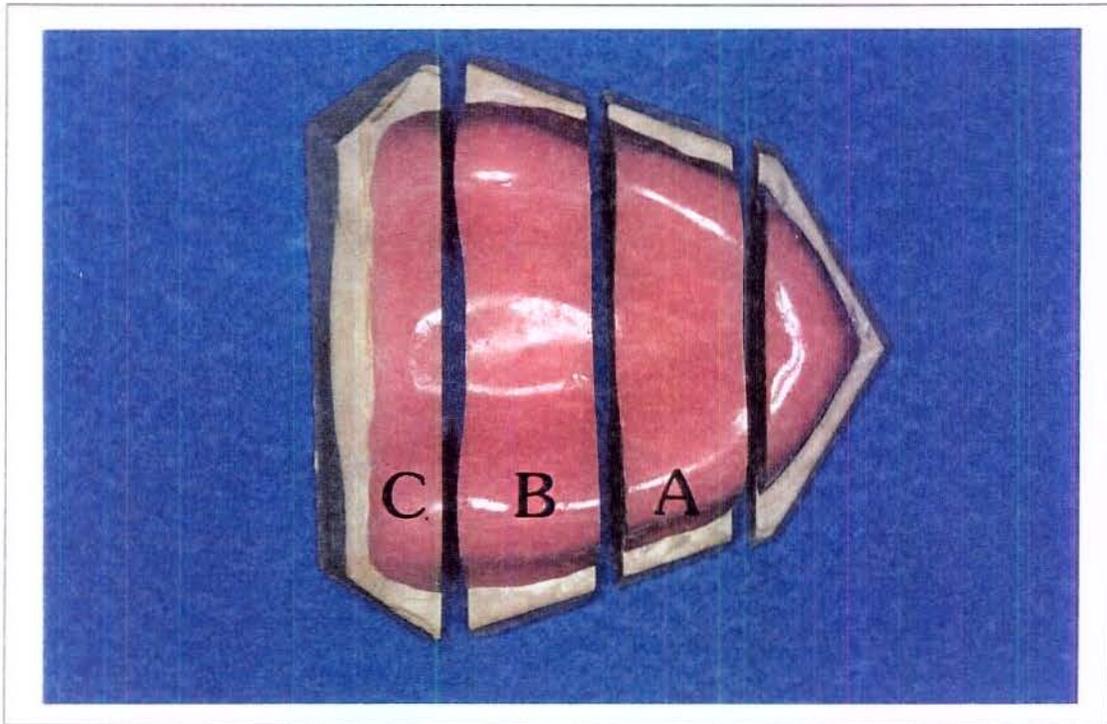


Figura 5: Cortes lâtero-laterais do conjunto modelo-base de prótese total. A.) região anterior; B.) região média; C.) região posterior.

Em cada corte, foram demarcados 7 pontos de leitura (Fig. 6), como segue:

Pontos:

- 1- Ponto no fundo de sulco vestibular direito
- 2- Ponto na crista do rebordo direito
- 3- Ponto médio palatino direito
- 4- Ponto na linha média
- 5- Ponto médio palatino esquerdo
- 6- Ponto na crista do rebordo esquerdo
- 7- Ponto no fundo do sulco vestibular esquerdo

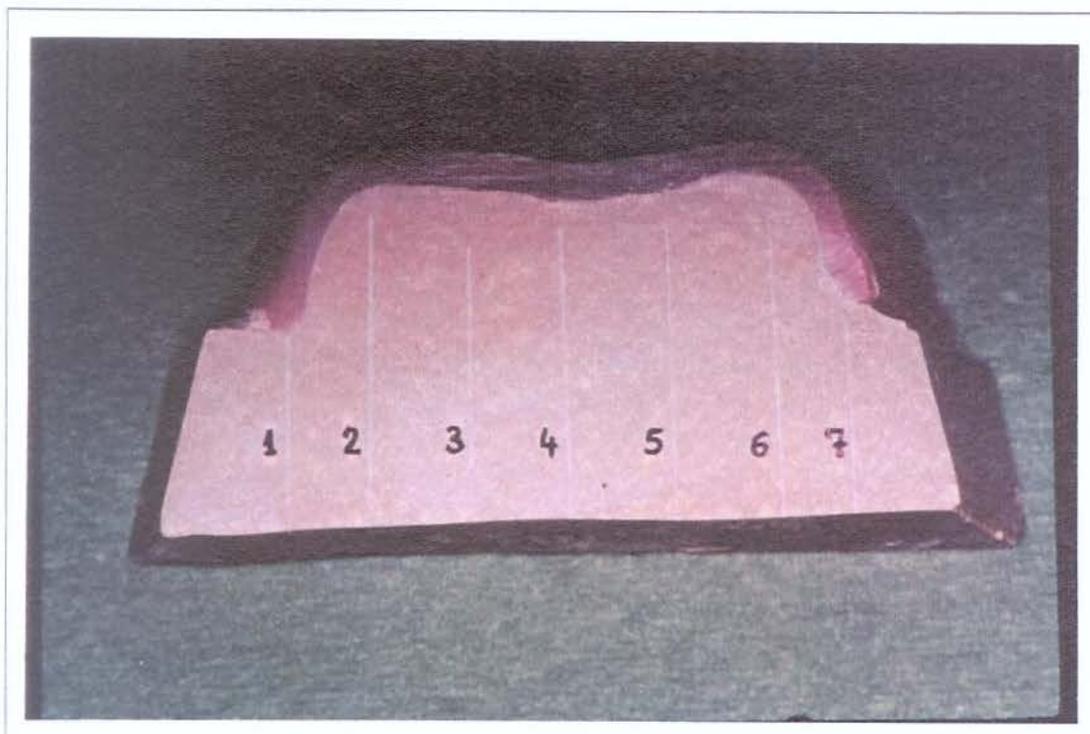


Figura 6 – Corte anterior

6.2.8 - Avaliação dos resultados:

Foram feitas 3 leituras em cada ponto com o microscópio comparador linear (Leitz-Alemanha), com o propósito de dimensionar os valores das desadaptações entre borda interna da base da prótese e borda do modelo de gesso. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, em nível de significância de 5%.

7. Resultados

Resultados obtidos

A análise estatística do desajuste das bases de prótese total, submetidas a três ciclos de polimerização (9 horas, 20 minutos e microondas), em três regiões, com 7 pontos referenciais encontra-se no Apêndice. O modelo matemático para análise de variância foi o de delineamento inteiramente ao acaso, com tratamento disposto em esquema fatorial 3 X 3 X 7.

Os valores médios submetidos ao teste de Tukey em nível de 5% de probabilidade estão apresentados nas Tabelas 1 a 6 e ilustrados nas Figuras 6 a 11.

Tabela 1 - Médias originais de desajuste devidas a cada ciclo de polimerização, independente da região e dos pontos, comparadas pelo teste de Tukey.

CICLOS	MÉDIAS (mm)
MICROONDAS	0,201a
20 MINUTOS	0,180 b
9 HORAS	0,155 b

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

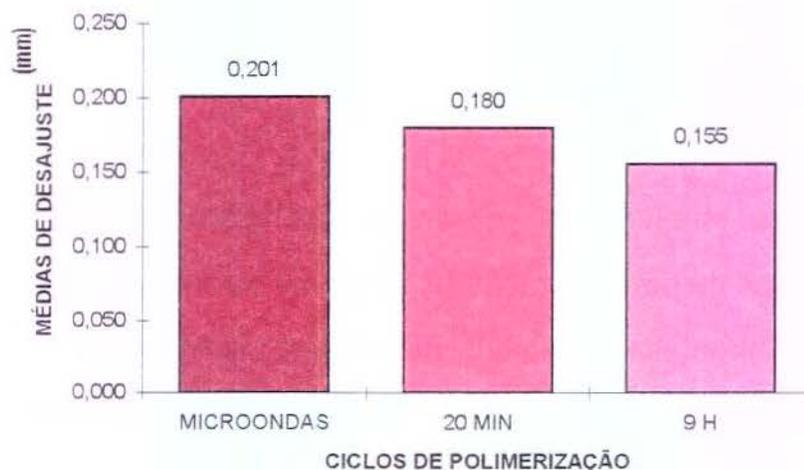


Figura 7 - Esquema representativo das médias de desajuste devidas a cada ciclo de polimerização, independente da região e dos pontos.

Observa-se na Tabela 1 e na Figura 7 que as menores médias de desajuste foram apresentadas pelos ciclos de 9 h e de 20 minutos, sem diferença estatística entre si. A maior média, estatisticamente diferente das duas outras foi obtida pelo ciclo de microondas. Entretanto, como houve interação significativa de ciclos com regiões, a conclusão sobre o comportamento de ciclos deve ser tirada conjuntamente com regiões.

Tabela 2 - Médias originais de desajuste devidas a cada região estudada, comparadas pelo teste de Tukey, independente dos ciclos e pontos.

REGIÕES	MÉDIAS (mm)
POSTERIOR	0,263 a
MÉDIA	0,180 b
ANTERIOR	0,093 c

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

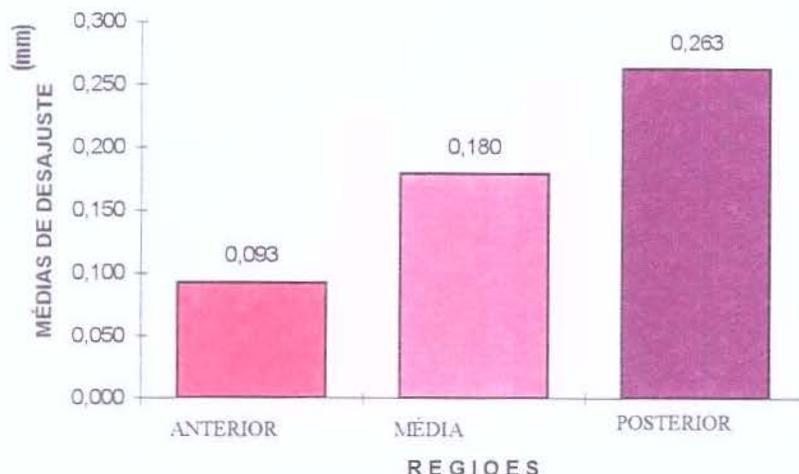


Figura 8 -Esquema representativo das médias de desajuste devidas a cada região estudada, independente dos ciclos e pontos.

Pela Tabela 2 e Figura 8, pode-se verificar que a menor média de desajuste foi observada na região anterior, a maior na região posterior e a região média ficou com valores intermediários, havendo diferença estatística significativa entre as três. Aqui também deve-se ressaltar que, a interação significativa de ciclos com regiões e de regiões com pontos, significa que a conclusão final deve ser tirada a partir do estudo conjunto desses fatores.

Tabela 3 - Médias originais de desajuste devidas a cada ponto estudado e comparadas pelo teste de Tukey, independente dos ciclos e regiões.

PONTOS	MÉDIAS (mm)
P3	0,216a
P4	0,213a
P5	0,191ab
P7	0,174ab
P2	0,161ab
P1	0,154ab
P6	0,141 b

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

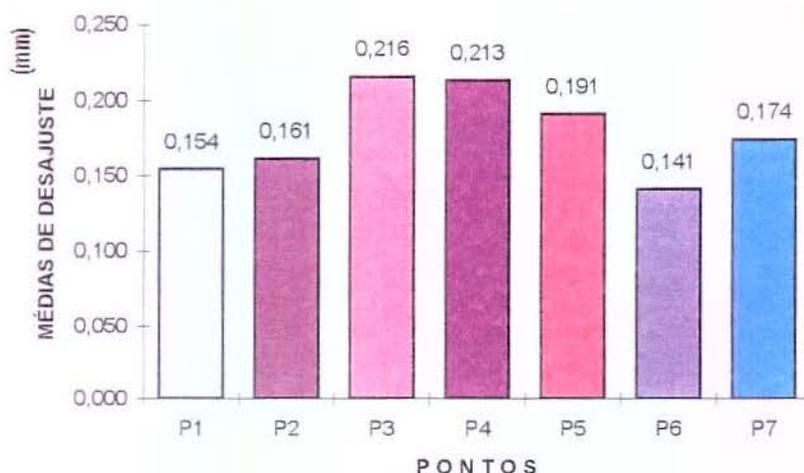


Figura 9 - Esquema representativo das médias de desajuste devidas a cada ponto estudado, independente dos ciclos e regiões.

Observa-se pela Tabela 3 e Figura 9, que formaram-se três grupos de pontos quanto ao desajuste: a menor média foi obtida no P6, estatisticamente diferente da média obtida nos pontos P3 e P4, que apresentaram as maiores médias. Um grupo intermediário, que não diferiu estatisticamente da menor nem das maiores médias, formado pelos pontos P5, P7, P2 e P1 (pela ordem decrescente das médias).

Tabela 4 - Médias originais de desajuste (mm) devidas a cada região, dentro de cada ciclo de polimerização estudado, comparadas pelo teste de Tukey, independente do ponto.

REGIÕES	CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO		
	MICROONDAS	20 MIN	9 H
ANTERIOR	0,119 c	0,080 c	0,079 b
MÉDIA	0,184 b	0,183 b	0,171a
POSTERIOR	0,299a	0,276a	0,216a

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

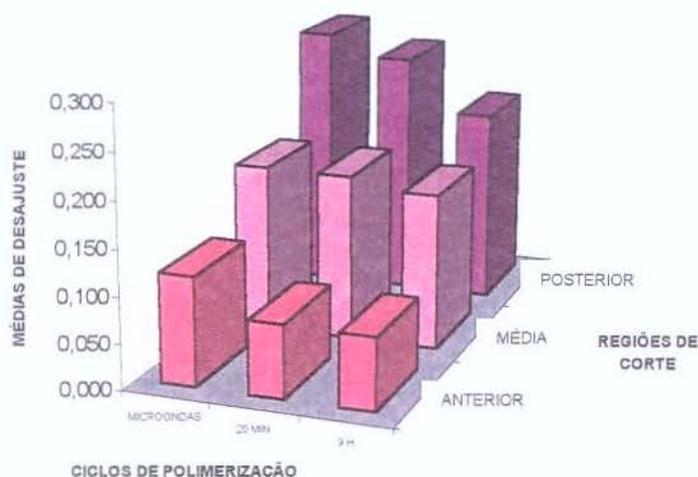


Figura 10- Esquema representativo das médias de desajuste (mm) devidas a cada região, dentro de cada ciclo de polimerização estudado.

Pela Tabela 4 e Figura 10, pode ser visualizado que a menor média, estatisticamente diferente das demais, foi obtida na região anterior, dentro dos três ciclos de polimerização, enquanto a maior média, dentro dos três ciclos, foi obtida na região posterior. A região média mostrou média intermediária nos dentro dos três ciclos, mas foi estatisticamente igual à maior delas (região posterior) dentro do ciclo de 9 h. Pode-se inferir que, no geral, a menor média de desajuste foi obtida na região anterior dentro do ciclo de 9h.

Tabela 5 - Médias originais de desajuste (mm) devidas a cada ponto, dentro

de cada região estudada, comparadas pelo teste de Tukey.

PONTOS	REGIÕES DE CORTE		
	ANTERIOR	MÉDIA	POSTERIOR
P1	0,121ab	0,158a	0,184 b
P2	0,103 bc	0,154a	0,226 b
P3	0,056 cde	0,222a	0,369a
P4	0,048 de	0,223a	0,369a
P5	0,039 e	0,194a	0,340a
P6	0,104 bcd	0,150a	0,169 b
P7	0,179a	0,156a	0,187 b

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

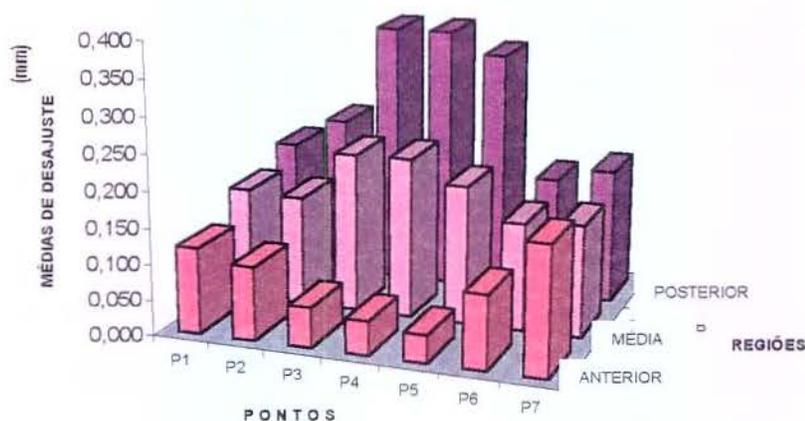


Figura 11 – Esquema demonstrativo das médias de desajuste (mm) devidas a cada ponto, dentro de cada região estudada.

Observa-se pela Tabela 5 e Figura 11, que dentro da região média não foi detectada nenhuma diferença estatística significativa entre as médias obtidas nos 7 pontos. Dentro da região posterior, formaram-se dois grupos estatisticamente diferentes: as maiores médias foram devidas aos pontos P3, P4 e P5 e as menores médias (em ordem decrescente) foram devidas aos pontos P2, P7, P6 e P1. Dentro da região anterior foram detectadas diferenças significativas entre as médias obtidas em quase todos os pontos: a menor

média foi a do ponto P5 (seguidas dos pontos P4 e P3, dos quais não diferiu significativamente); a maior média foi obtida pelo P7 (seguida do P1 do qual não diferiu significativamente); os pontos P2 e P6 ficaram com médias intermediárias. Pode-se concluir, visualizando conjuntamente os resultados, que a menor média de desajuste foi obtida no ponto P5, na região anterior.

Tabela 6 - Médias originais de desajuste (mm) devidas a cada ponto, dentro de cada ciclo de polimerização estudado e comparação pelo teste de Tukey.

PONTOS	CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO		
	MICROONDAS	20 MIN	9 H
P1	0,201a	0,141a	0,121a
P2	0,133a	0,178a	0,172a
P3	0,234a	0,232a	0,181a
P4	0,247a	0,205a	0,187a
P5	0,223a	0,197a	0,154a
P6	0,166a	0,131a	0,126a
P7	0,201a	0,174a	0,147a

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

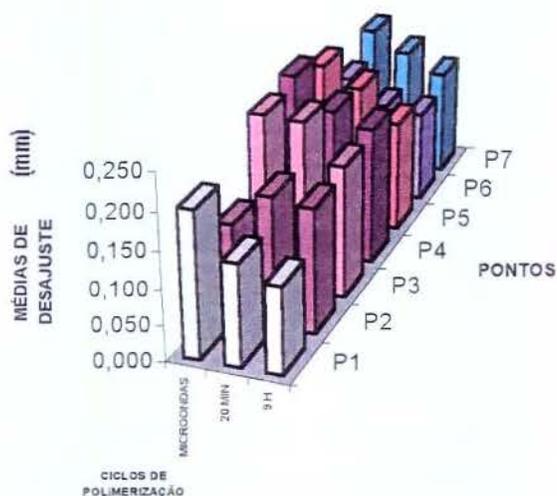


Figura 12 - Esquema representativo das médias originais de desajuste (mm) devidas a cada ponto, dentro de cada ciclo de polimerização estudado.

Confirmando os resultados da análise da variância, observa-se, nas Tabela 6 e Figura 12, que não houve diferença significativa entre as médias obtidas pelos pontos dentro dos ciclos de polimerização, ou seja, os desajustes obtidos nos pontos independem dos ciclos e vice-versa.

8. Discussão dos Resultados

Discussão dos Resultados

Nenhuma resina disponível atualmente preenche todos os requisitos necessários às condições rigorosas da boca, onde somente os materiais quimicamente estáveis e inertes podem suportar tais condições, sem apresentar deterioração. Quanto melhor for a adaptação da base da prótese total, melhor será a retenção desta na boca e maior o conforto do paciente. Com certeza, existem outros fatores também considerados responsáveis pela eficiência da base de prótese (PHILLIPS³⁴, 1993), porém, a adaptação é fundamental (CARVALHO¹¹, 1972).

Devido a vários tipos de resinas existentes no comércio e aos vários ciclos de polimerização, este estudo avaliou a adaptação das bases de próteses totais superiores confeccionadas com a resina comercial QC-20. Segundo HARMAN²³ (1949); SKINNER⁴⁰ (1951); STANFORD & PAFFENBARGER⁴³ (1956); e, PHILLIPS³⁴ (1993), o melhor ciclo de polimerização é o de 9 horas a 74 °C, sem ebulição ao final. Porém, os laboratórios usam ciclos curtos de polimerização e resinas do tipo convencional, resultando numa base com grande quantidade de monômero

residual, com possibilidade de causar danos a mucosa oral (AUSTIN & BASKER⁹, 1982; ZISSIS et al.⁵², 1992). Na tentativa de diminuir o tempo de polimerização, sem prejudicar o resultado final, métodos alternativos são usados para suprir energia térmica para ativação da reação de polimerização, como o processamento em água fervente por 20 minutos, chamado ciclo rápido, exigindo resinas especialmente formuladas (PHILLIPS³⁴, 1993).

A resina QC-20 é um material termopolimerizável de rápida polimerização, com iniciador formulado pela mistura de agentes químicos e termo-ativadores, o que permite uma taxa de polimerização mais rápida, em 20 minutos (CRAIG¹³, 1996). A taxa de polimerização é dependente da concentração do iniciador (peróxido de benzoíla) contido no polímero, numa combinação recomendada de 0,26% de peróxido de benzoíla no pó e 0,025 de dimetil-p-toluidina no monômero de metil metacrilato. A baixa taxa de conversão dos radicais neste material logo após a mistura pó-líquido evita uma grande reação exotérmica e, conseqüentemente, rápida polimerização (JEROLIMOV et al.²⁷ 1989).

Em nosso estudo foram confeccionadas bases de próteses totais superiores com resina especial (QC-20), formulada para ciclo rápido, submetida a três ciclos de polimerização (9 horas, 20 minutos e por

microondas). A avaliação da adaptação foi feita nas bases de próteses totais sobre modelos, medindo-se a discrepância com um microscópio comparador linear, que segundo ELSHEIKH¹⁸ (1995) é o modo mais prático para avaliar a adaptação. Outros autores, como, NISHII³⁰ (1968), FIRTELL et al.²⁰ (1981), TAKAMATA et al.⁴⁷ (1989), SALIM et al.³⁸ (1992), também utilizaram este mesmo método para observar a desadaptação das bases aos modelos.

Na Tabela 1 e na Figura 7 observa-se que existe uma desadaptação da base, ocorrida em todos os ciclos de polimerização, provavelmente devido aos diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso, os quais dificultam a propagação do calor externo (FARAJ & ELLIS¹⁹, 1979). Isso agravaria a contração de polimerização por causa das tensões internas acumuladas na prótese total (ANTHONY & PEYTON⁴, 1962). A combinação de contração térmica de polimerização e liberação de tensões após a separação prótese-modelo diminui a adaptação da base da prótese aos tecidos de suporte, TAKAMATA et al.⁴⁷ (1989); KERN²⁸ (1941); HAYDEN²⁴ (1986); TAKAMATA & SETCOS⁴⁶ (1989; e, AL-HANBALI et al.⁸ (1991). A resina acrílica QC-20 não apresentou nenhuma diferença estatisticamente significante em relação à adaptação, quando considerados os ciclos de 9 horas e de 20 minutos. Porém, quando comparados os ciclos de 9

horas e de 20 minutos com o de microondas, o ciclo de microondas apresentou os piores valores de adaptação, estatisticamente diferentes aos demais. Por outro lado, FIRTELL et al.²⁰,1981e POLYZOIS et al.³⁵,1987, verificaram menor distorção da resina processada em fervura rápida quando comparada com a resina convencional, resultados diferentes dos obtidos em nosso trabalho.

Entretanto, a influência dessas técnicas de polimerização sobre outras propriedades da resina parecem não ter efeito significativo, já que o, REITZ et al.³⁶ (1985) não encontraram nenhuma diferença significativa nos valores de porosidade, dureza e resistência transversa nas amostras curadas por microondas e método convencional ou de banho de água. Entretanto DYER & HOWLETT¹⁷ (1994), verificaram que a resina acrílica formulada para microondas também não oferecia vantagens em termos de estabilidade dimensional em relação às resinas convencionais polimerizadas pelo método rápido de banho de água, o que também foi observado em nossos resultados. Por outro lado, outros autores mostraram resultados diferentes, com melhor ou igual adaptação das bases processadas pela técnica do microondas (NISHII³⁰, 1968; KIMURA²⁹,1983; 1985; SHLOSBERG et al.³⁹, 1989; RODRIGUES-GARCIA & CURY³⁷, 1996).

DE CLERCK¹⁵ (1987), atribuiu essa controvérsia entre dados da literatura, baseando-se na hipótese de que enquanto que a energia necessária para rompimento das ligações das moléculas do peróxido de benzoíla para liberação dos radicais livres ocorre na resina, a temperatura fora da mufla pode permanecer fria. Além disso, no microondas o calor de polimerização pode ser dispersado mais rapidamente e a polimerização pode ser mais rápida que no método convencional, no qual as moléculas de monômero são passivamente movimentadas por choques térmicos e seus movimentos são somente consequências do calor externo. NISHII³⁰ (1968), também confirmou as vantagens da polimerização por microondas, relatando que o aquecimento é igual dentro e fora da resina, ou seja, aquece o gesso e a resina de forma homogênea, elevando a temperatura muito rapidamente. Outra explicação para a polêmica dos resultados poderia se basear nas características de funcionamento dos diferentes fornos de microondas. Segundo DE CLERCK¹⁵ (1987), existe a possibilidade de se utilizar fornos de microondas domésticos; porém, adverte que seria melhor o uso de aparelhos especialmente construídos para este objetivo, evitando as dificuldades inerentes na regulação da potência desejada, como acontece nos fornos domésticos.

Na Tabela 2 e na Figura 8, de maneira geral, as médias de

desajustes para cada região mostram menor desajuste na região anterior, maior na região posterior e intermediário para média, todos com diferenças estatisticamente significantes entre si. Os mesmos resultados foram obtidos por ARIOLI FILHO⁸ (1997), quando demonstrou que na porção anterior da base de uma prótese total havia menores distorções dimensionais, independente da forma anatômica do palato.

Na Tabela 3 e na Figura 9 observa-se as médias de desajustes de cada ponto considerando as três regiões, sendo a menor média no ponto P6 e as maiores nos pontos P3 e P4, ambas sem diferenças estatísticas. Esses resultados serão discutidos com maiores detalhes quando da interação região X ponto (Tab. 6 e Fig 12).

Na Tabela 4 e na Figura 10 encontram-se as médias de desajustes de cada região, dentro de cada ciclo de polimerização. A maior média foi na região posterior nos três ciclos de polimerização, com exceção da região média, no ciclo de 9 horas, sem diferença estatisticamente significativa. Em estudo anterior, SWEENEY⁴⁵ (1939), já tinha observado um espaço de 1 a 2 mm entre base e modelo, na região “pos-dam”, em diversas técnicas de polimerização. Segundo WOELFEL & PAFFENBARGER⁵⁰ (1959), as alterações dimensionais que ocorriam na secção posterior da base de resina

acrílica era devido às diferentes propriedades físicas da resina e do gesso. Em nosso trabalho, observa-se ainda que a menor média de desajuste foi obtida na região anterior nos três ciclos, sem diferença estatisticamente significante, o que comprova os resultados de ARIOLI FILHO⁸ (1997), quando analisou as influências das formas geométricas dos palatos (triangular, oval e plano) e os tempos de armazenagem em água a 37 °C (24 horas, 15 e 30 dias) na adaptação das bases de próteses totais confeccionadas com resina acrílica (Clássico) polimerizada no ciclo convencional de 9 horas a 74 °C.

Embora ALMEIDA³ (1998) tenha verificado diferenças significativas nessa região quando as bases foram processadas nos ciclos de microondas e de calor seco no ciclo de 9 horas, não foi observada nenhuma diferença estatisticamente significante entre as três regiões.

Na Tabela 5 e na Figura 11 são apresentadas as médias de desajuste de cada ponto, dentro de cada região. Na região posterior foram obtidas as maiores médias nos pontos P3, P4, P5, ou seja, na linha média do palato, resultado diferente do observado por ANTHONY & PEYTON⁵ (1959), e GRUNEWALD et al.²² (1952), quando verificaram que o maior desajuste ocorria nas bordas de base.

Um fato interessante observado em nosso trabalho foi o maior

desajuste ocorrido na região posterior, na linha média; enquanto a melhor adaptação ocorreu na região anterior, também na linha média. Segundo ARIOLI FILHO⁸ (1997), a anatomia do rebordo alveolar anterior contribui para o menor desajuste, o que não ocorre na região posterior do palato.

SWEENEY et al.⁴⁵ (1942), verificaram que os valores de contração de polimerização não é o mesmo em todas as direções, por causa das diferentes restrições impostas pela forma do modelo, enquanto WOELFEL et al.⁵⁰(1959) consideram que a anatomia da região anterior do arco dificulta a liberação de tensões, facilitada na região posterior, menos restritiva. Assim, de acordo com BOBERICH & MCCOOL¹⁰ (1998) a desadaptação na linha média da região posterior poderá induzir implicações clínicas, com efeito negativo na retenção das bases de prótese.

Na Tabela 6 e na Figura 12 encontram-se as médias de desajuste de cada ponto dentro de cada ciclo, onde pode ser observado que não há diferença significativa entre os pontos dentro dos ciclos, ou seja, os pontos independem dos ciclos de polimerização e vice-versa. Por outro lado, como houve interação significativa entre ciclos X regiões e entre regiões X pontos, o resultado conclusivo deve ser tomado pelas médias dos fatores em conjunto, ou seja, não se pode concluir sobre cada fator isoladamente. Isto significa que

os diferentes desajustes ocorridos nas diversas regiões são resultados de combinações de fatores. Para JAGGER²⁶(1978), também não existe nenhuma correlação entre os ciclos de cura e a estrutura do polímero formado, o que torna o processo mais crítico.

Com base em nossos resultados, a resina QC-20, especialmente formulada para ciclo rápido de polimerização (20 minutos), pode produzir bases de próteses satisfatórias como aquelas obtidas em 9 horas a 74° C. Porém, o ciclo rápido de 20 minutos mostra vantagem em relação a economia de tempo. Além disso, é uma técnica mais simples, não necessitando de muflas especiais ou regulagem adequada da potência nos fornos de microondas domésticos. Por outro lado, AL HANBALI et al.² (1991) considera que o ciclo de microondas oferece vantagens similar em relação ao tempo de processamento quando comparado ao ciclo rápido de polimerização.

9. Conclusão

Conclusão

Dentro da metodologia empregada, as conclusões de avaliação das bases de próteses totais proposta neste trabalho foram:

1. Não houve diferença estatística significativa entre os ciclos de polimerização de 9 horas e de 20 minutos, porém, ambos apresentaram adaptação superior à do ciclo de microondas.
2. A maior média de desadaptação ocorreu na linha média da região posterior do palato (região posterior no ponto 4), e no ciclo de microondas.
3. A menor média de desadaptação foi na linha média da região anterior do palato (região anterior no ponto 4), nos ciclos de 9 horas e de 20 minutos.

10. Summary

Summary

The aim of this work was to evaluate changes in adaptation of denture bases made with rapid curing acrylic resin (QC-20) considering the polymerization techniques. Fifteen plaster of Paris models were made from the modeling of a metallic master model. Sample bases, with regular width of 1.5 mm, were made over these models, randomly divided in three groups containing five replicas and include in specific flasks, according to the Groups: 1- conventional cycle (polymerization in water at 74 °C for 9 hours); 2- rapid cycle (polymerization in boiling water for 20 minutes); and, 3- through microwave energy (polymerization in microwave oven at 500W for 3 minutes). After the flasks have been cooled at room temperature, the resin bases were removed, trimmed, and fixed on their models with instant bonder Super Bonder (Loctite). The denture base and the model set was sectioned in three latero-lateral sections and the cut surfaces polished in a politriz. In each section, seven mark points were made to make possible the analysis of the non-adaptation. The adaptation was verified in a comparing microscope and the results were submitted to a statistical analysis and to the Tukey's test, with a significance level of 5%. The acrylic resin QC-20, when polymerized through the cycles of 9 hours and 20 minutes, showed statistically better

adaptation when compared to the microwave cycle. The greatest average of non-adaptation occurred in the midline of the posterior area, when the base was polymerized through the microwave cycle.

Keywords: Acrylic resin

Adaptation

Denture

Polymerization Techniques

11. Referências Bibliográficas

Referências Bibliográficas *

1. AL DOORI, D. *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, n.1, p.25-32. Feb. 1988.
2. AL HANBALI, E., KELLEWAY, J.P., HOWETT, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. *J. Dent.*, Oxford, v. 19, n.3, p.176-180, Mar. 1991.
3. ALMEIDA, M.H.W. *Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total.* Piracicaba, 1998. 129p. Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
4. ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A. Dimensional accuracy of denture-base materials. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v. 12, n. 1, p. 67-81, Jan./Feb. 1962.

* De acordo com NBR-6023 de 1989 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviaturas de periódicos de conformidade com a "World List of Scientific Periodicals".

5. ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A. Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. *J. dent. Res.*, Washington, v. 9, n. 4, p. 684-92, July-Ago. 1959.
6. ANUSAVICE, K.J. *Materiais dentários*. 10. ed. Rio de Janeiro : Guanabara. Koogan, 1998. p. 140-160.
7. APRILE, H., FIGUN, M.E., GARINO, R.R. *Anatomia odontológica : orocervico facial*. 5. ed. Buenos Aires : Atenea, p. 402. 1971.
8. ARIOLI FILHO, J.N. *Influência da forma do palato-e da sorção de água na adaptação de próteses totais*. Piracicaba, 1997. 80p. Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
9. AUSTIN, A.T., BASKER, R.M. Residual monomer levels in denture bases. *Br. Dent. J.*, London, v. 153, n. 12, p. 424-426, Dec. 1982.

10. BOBERICH, K.G., MCCOOL, J. Dimensional stability of record base fabricated from light : polymerized composite using two methods. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v. 79, n. 4, p. 399-403, Apr., 1998.
11. CARVALHO, J.C.M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. *Revta. Fac. Odont. Univ. S Paulo*, São Paulo, v. 10, p. 127-132, Jan./ Jun., 1972.
12. CHEN, J.C., LACEFIELD, W.R., CASTLEBERRY, D.J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. *Dent. Mater*, Washington, v. 4, n.1, p.20-24, Apr. 1988.
13. CRAIG, R.G. *Prosthetic applications of polymers in restorative dental material*. 10. ed. London : C.V. Mosby, 1996. Cap. 19.
14. CURY, A.A.D.B., RODRIGUES JUNIOR, A., PANZELI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. *Rev. Odont. Univ. São Paulo*, v.8, n.4, p.243-249, out./dez. 1994.

15. DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v. 57, n.5, p. 650-658, May, 1987.
16. DIXON, D.L., BREEDING, L.C., EKSTRAND, K.G. Linear dimensional variability of three denture base after processing and in water storage. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.68, n.1, p.196-200, July 1992.
17. DYER, R.A., HOWLETT, J.A. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. *J. Dent.*, Oxford, v.22, n.4, p.236-241, Aug. 1994.
18. ELSHEIKH, H.A., ABDEL-HAKIM, A.M. Accuracy of freely adapted resin record bases. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.73, n.1, p.348-353, Apr., 1995.
19. FARAJ, S.A.A., ELLIS, B. The effect of processing temperatures on the exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. *Br. dent. J.*, London, v. 147, n.8, p.209-212. Oct. 1979.
20. FIRTELL, D.N. GREEN, A.J., ELAHI, J.M. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.45, n.6, p.598-601, June, 1981.

21. GAY, W.D., KING, G.E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. *J. prosth Dent.*, St. Louis, v.42, n.4, p.437-440, Oct. 1979.
22. GRUNEWALD, A.H., PAFFENBARGER, G.C., DICKSON, G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.44, n.3, p.269-284, Mar. 1952.
23. HARMAN, I.M. Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v. 38, n.2, p. 188-203, Feb., 1949.
24. HAYDEN, W.J. Flexural strength of microwave-cured denture base plate. *Gen. Dent.*, Chicago, v. 34, n.5, p. 367-371. Sept./Oct. 1986.
25. ILBAY, S.G., GUVENER, S., ALKUMRU, H.N. Processing dentures resing a microwave technique. *J. oral Rehabil.*, Burminghan, v.21, n.1, p.103-109, Jan. 1994.
26. JAGGER, R.G. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethyl methacrylate denture base material. *J. oral Rehabil.*, Burminghan, v.5, n.2, p.151-157, 1978.

27. JEROLIMOV, V. *et al.* Rapid curing of acrylic denture-base materials. *Dent. Mater.*, Washington, v.5, n.1, p. 18-22, Jan. 1989.
28. KERN, W.R. Possible dimensional changes in denture base materials. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v.28, n.12, p. 1952-8, 1941.
29. KIMURA, H. *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. -
30. NISHII, M. Studies of the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J. Osaka dent. Univ.*, Osaka, v.2, n.1, p.23-40, Feb. 1968.
31. PEYTON, F.A. Packing and processing denture base resins. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v. 40, n.5, p. 520-528, May 1950.
32. _____, ANTHONY, D.H. Evaluation of denture processed by different techniques. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.13, n.2, p.269-82, 1963.

33. _____, MANN, W.R. Acrylic and acrylic-styrene resins : their properties in relation to their uses as restorative materials. (Part. I) *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v. 29, n.15, p. 1852-64, 1942.
34. PHILLIPS, R.W. *Skinner materiais dentários*. 9. ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1993. p. 92-123
35. POLYZOIS, G.L. *et al.* Dimensional stability of denture processed in boilable acrylic resins. A comparative study. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.57, n.5, p.639-47, May, 1987.
36. REITZ, P.V., SANDER, 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.
37. RODRIGUES- GARCIA,R.C.M.; DEL BEL CURY,A. Reembasamentode bases de prótese: métodos convencional e por microondas. *Rev. Odont. Univ. São Paulo*, v.10, n.4, p.295-302, out./dez. 1996.
38. SALIM, S., SADAMORI, S., HAMADA, T. The dimensional accuracy of retangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v. 67, n.6, p.879-881, June 1992.

39. SHLOSBERG, R.S. *et al.* Microwave energy polymerization of poly (methy methacrylate) denture base resin. *Int. J. Prost.*, Lombard, v.2, n.5, p.453-8, Sep. Oct, 1989.
40. SKINNER, E.W. Acrylic denture base materials : their physical properties and manipulation. *J. prosth Dent.*, Saint Louis, v.1, n.1/2, p. 161-7, Jan./Mar. 1951.
41. SMITH, L.T., POWERS, J.M. Relative fit of new denture resins polymerized by heat, light and microwave energy. *Am. J. Dent.*, San Antonio, v. 5, n.3, p.140-142, June 1992
42. SPENCER, H.R., GARIAEFF, P. The present status of vulcanite versus plastics a baseplate material. *Contact Pt.*, San Francisco, v. 27, p. 263-267, June 1949.
43. STANFORD, J.W., PAFFENBARGER, G.C. Processing denture base resins: heat-curing type. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.53, p. 73-74, July 1956.
44. SWEENEY, W.T. Denture base materials acrylic resins. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v. 26, p. 1863-73, Nov. 1939.

45. _____, PAFFENBARGER, G.C., BEALL, J.R. Acrylic resin for denture. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v. 20, n.1, p.7-33, Jan. 1942.
46. TAKAMATA, T., SETCOS, J.C. Resin denture base: review of accuracy and methods of polymerization. *Int. J. Prosth.*, Saint Louis, v.2, n.6, p.555-562, 1989.
47. _____. *et al.* Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of poly merozation. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.119, n.2, p.271-276, Aug. 1989.
48. VIEIRA, D.F. *Resinas acrílicas* : bases para aplicação racional dos materiais odontológicos. 2. ed. São Paulo : Atheneu, 1976. Cap. 24.
49. WOELFEL, J.B. Processing complete dentures. *Dent. Clin. N. Am.*, Philadelphia, v.21, n.2, p.329-338, Apr. 1977.
50. _____, PAFFENBARGER, G.G. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture : report of a case. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.59, n.2, p.250-260, Aug. 1959.

51. _____, _____, SWEENEY, W.T . Dimensional changes in complete dentures on drying, wetting and heating in water. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v.65, p. 495-05, Oct. 1962.
52. ZISSIS, A., HUGGETT, R., HARRISON, A. Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. *J. Dent.*, Oxford, v. 19, n.41, p. 199-206. 1991.

12. Apêndice

Apêndice

Análise estatística

O modelo matemático para análise da variância foi o de delineamento inteiramente ao acaso, com tratamentos dispostos em esquema fatorial 3x3x7 (PIMENTEL GOMES, 1987), cuja expressão é a seguinte:

onde:

y_{ijk} = valor observado referente ao i-ésimo ciclo na j-ésima região, no k-ésimo ponto;

m = fator fixo, estimado pela média geral;

C_i = efeito do i-ésimo ciclo;

R_j = efeito da j-ésima região;

P_k = efeito do k-ésimo ponto;

$(CR)_{ij}$ = efeito da interação do i-ésimo ciclo com a j-ésima região;

$(CP)_{ik}$ = efeito da interação do i-ésimo ciclo com o k-ésimo ponto;

$(RP)_{jk}$ = efeito da interação da j-ésima REGIÃO com o k-ésimo ponto;

$(CRP)_{ijk}$ = efeito da interação do i-ésimo ciclo, com a j-ésima região e com o k-ésimo ponto;

e_{ijk} = erro aleatório (variação do acaso sobre as observações do i-ésimo Ciclo na j-ésima Região, no k-ésimo Ponto), supostos homocedásticos, independentes e normalmente distribuídos.

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

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Ciclo	2	SQ Ciclo	QM Ciclo	QM Ciclo/QM Res
Região	2	SQ Região	QM Região	QM Região/QM Res
Ponto	6	SQ Ponto	QM Ponto	QM Ponto/QM Res
Ciclo x Região	4	SQ Ciclo x Região	QM Ciclo x Região	QM Ciclo x Região /QMRes
Ciclo x Ponto	12	SQ Ciclo x Ponto	QM Ciclo x Ponto	QM CicloxPonto/Res
Região.x Ponto	12	SQ Região.x Ponto	QM Região.x Ponto	QM Região.x Ponto/QM Res
CicloxRegiãox Ponto	24	SQ Cic.xReg.xPonto	QM Cic.xReg.xPonto	QM Cic.xReg.xPonto/QM Res
Resíduo	252	SQ Resíduo	QM Resíduo	
Total	314	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 Ciclos (QM Ciclo/QM Res);

H_0 : não existe diferença entre as médias de Regiões (QM Região/QM Res);

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação de Ciclos com Regiões (QM Ciclo x Região./QM Res);

e assim sucessivamente, para as demais causas de variação.

Considerou-se como nível mínimo de significância (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 há diferença significativa entre pelo menos duas médias de Ciclos, de Regiões, de Pontos, 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:

$$H_0: m_{C1} - m_{C2} = 0 ; m_{C1} - m_{C3} = 0 ; m_{C2} - m_{C3} = 0 ;$$

sendo m_{C1} , m_{C2} e m_{C3} , respectivamente, as médias obtidas pelos ciclos de 9 h (c1), do ciclo de 20 min (c2) e do ciclo do microondas (c3); 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:

$$\Delta = d.m.s. = q \sqrt{\frac{QMResiduo}{r}}$$

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 dos ciclos são consideradas diferentes estatisticamente se, por exemplo, $m_{C1} - m_{C2} \geq d.m.s.$ 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 foi independente da outra);
- erros com distribuição normal (ou aproximadamente normal).

Para testar essas pressuposições procedeu-se à análise exploratória de dados, através da *Análise Gráfica dos Resíduos* (HOAGLIN, MOSTELLER & TUKEY, 1983), 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.

A análise gráfica dos resíduos, apresentada na Figura 1, mostra que, quando foram analisados os dados sem transformação, os resíduos apresentaram-se em forma sistemática, formando nitidamente um cone, o que evidencia falta de homogeneidade de variâncias, ou proporcionalidade entre as

médias e variâncias de cada combinação de fatores. Aplicando-se a transformação raiz quadrada aos dados, percebe-se, pela forma do gráfico, que a homogeneidade foi restabelecida e que não há sinais de violação da independência entre as observações. A pressuposição de normalidade também não foi violada, já que os resíduos encontram-se dentro do intervalo de -3 a $+3$ ($-0,27$ a $+0,33$). Essas pressuposições nos garantem a validade da análise feita através do modelo matemático proposto.

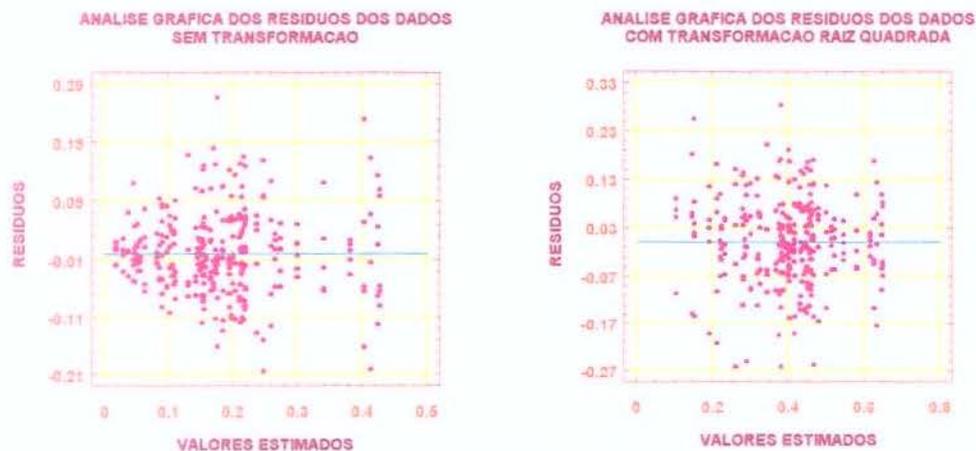


Figura 12- Análise gráfica dos resíduos dos dados da variável desajuste, sem transformação e com a transformação raiz quadrada para estabilizar as variâncias.

Análise da variância e teste de tukey

A análise da variância para a variável desajuste, em função das causas de variação (fatores) em estudo: Ciclo de Polimerização, Regiões e Pontos, e suas interações, encontra-se na Tabela 7.

Tabela 7 - Análise da variância e teste F para a variável desajuste, em função dos fatores (causas da variação) Ciclo de Polimerização, Regiões, Pontos, e suas interações. (Dados transformados com raiz quadrada).

Causas da Variação	G.L.	QUADRADOS MÉDIOS		
		S.Q.	Q.M.	F
Ciclo	2	0.1436277	0.0718138	7.45**
Região	2	2.6504364	1.3252182	137.49**
Ponto	6	0.1977187	0.0329531	3.42**
Ciclo x Região	4	0.1135151	0.0283788	2.94*
Ciclo x Ponto	12	0.1585273	0.0132106	1.37 ^{ns}
Região x Ponto	12	1.4630588	0.1219216	12.65**
Ciclo x Região x Ponto	24	0.1064333	0.0044347	0.46 ^{ns}
Resíduo	252	2.4289777	0.0096388	
Total	314	7.2622951		

** = 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% ($\alpha > 0,5$).

C.V.= 24,89%

Pela Tabela 7 pode-se observar que foram detectadas diferenças significativas entre os ciclos de polimerização, entre as regiões e entre os pontos (ao nível de 1%), entre as interações de ciclos com regiões (ao nível de 5%) e entre as interações de regiões com pontos (ao nível de 1%), enquanto que entre as interações de ciclos com pontos e de ciclos x regiões x pontos o teste F não acusou diferença significativa.

O detalhamento da análise, através do teste de Tukey, para os efeitos principais, é mostrado nas Tabelas e Figuras mostrados nos resultados obtidos.

Ressalte-se, porém que, dado que houve interação significativa entre Ciclos x Regiões e entre Regiões x Pontos, 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

Dados originais

CICLO	MODELO	REGIAO	PONTO	MEDIAS DE DESAJUSTE
9H	1	B	1	0,118
9H	1	B	2	0,127
9H	1	B	3	0,049
9H	1	B	4	0,049
9H	1	B	5	0,038
9H	1	B	6	0,111
9H	1	B	7	0,171
9H	1	C	1	0,088
9H	1	C	2	0,191
9H	1	C	3	0,248
9H	1	C	4	0,194
9H	1	C	5	0,142
9H	1	C	6	0,077
9H	1	C	7	0,145
9H	1	D	1	0,061
9H	1	D	2	0,140
9H	1	D	3	0,282
9H	1	D	4	0,260
9H	1	D	5	0,300
9H	1	D	6	0,083
9H	1	D	7	0,146
9H	2	B	1	0,068
9H	2	B	2	0,143
9H	2	B	3	0,023
9H	2	B	4	0,000
9H	2	B	5	0,000
9H	2	B	6	0,176
9H	2	B	7	0,156
9H	2	C	1	0,069
9H	2	C	2	0,301
9H	2	C	3	0,199
9H	2	C	4	0,312
9H	2	C	5	0,161
9H	2	C	6	0,298
9H	2	C	7	0,131
9H	2	D	1	0,147
9H	2	D	2	0,295
9H	2	D	3	0,326

CICLO	MODELO	REGIAO	PONTO	MEDIAS DE DESAJUSTE
9H	2	D	4	0,350
9H	2	D	5	0,290
9H	2	D	6	0,299
9H	2	D	7	0,147
9H	3	B	1	0,066
9H	3	B	2	0,148
9H	3	B	3	0,103
9H	3	B	4	0,095
9H	3	B	5	0,000
9H	3	B	6	0,122
9H	3	B	7	0,148
9H	3	C	1	0,083
9H	3	C	2	0,243
9H	3	C	3	0,226
9H	3	C	4	0,251
9H	3	C	5	0,248
9H	3	C	6	0,207
9H	3	C	7	0,129
9H	3	D	1	0,326
9H	3	D	2	0,268
9H	3	D	3	0,218
9H	3	D	4	0,275
9H	3	D	5	0,258
9H	3	D	6	0,077
9H	3	D	7	0,155
9H	4	B	1	0,077
9H	4	B	2	0,073
9H	4	B	3	0,036
9H	4	B	4	0,057
9H	4	B	5	0,030
9H	4	B	6	0,023
9H	4	B	7	0,148
9H	4	C	1	0,145
9H	4	C	2	0,123
9H	4	C	3	0,183
9H	4	C	4	0,137
9H	4	C	5	0,157
9H	4	C	6	0,117
9H	4	C	7	0,157
9H	4	D	1	0,155
9H	4	D	2	0,270
9H	4	D	3	0,245

CICLO	MODELO	REGIAO	PONTO	MEDIAS DE DESAJUSTE
9H	4	D	4	0,298
9H	4	D	5	0,210
9H	4	D	6	0,138
9H	4	D	7	0,142
9H	5	B	1	0,086
9H	5	B	2	0,058
9H	5	B	3	0,051
9H	5	B	4	0,037
9H	5	B	5	0,025
9H	5	B	6	0,023
9H	5	B	7	0,121
9H	5	C	1	0,148
9H	5	C	2	0,070
9H	5	C	3	0,218
9H	5	C	4	0,180
9H	5	C	5	0,171
9H	5	C	6	0,073
9H	5	C	7	0,175
9H	5	D	1	0,180
9H	5	D	2	0,124
9H	5	D	3	0,301
9H	5	D	4	0,317
9H	5	D	5	0,274
9H	5	D	6	0,059
9H	5	D	7	0,139
20 MIN	1	B	1	0,082
20 MIN	1	B	2	0,079
20 MIN	1	B	3	0,037
20 MIN	1	B	4	0,040
20 MIN	1	B	5	0,037
20 MIN	1	B	6	0,012
20 MIN	1	B	7	0,113
20 MIN	1	C	1	0,082
20 MIN	1	C	2	0,191
20 MIN	1	C	3	0,303
20 MIN	1	C	4	0,161
20 MIN	1	C	5	0,150
20 MIN	1	C	6	0,138
20 MIN	1	C	7	0,084
20 MIN	1	D	1	0,137
20 MIN	1	D	2	0,098
20 MIN	1	D	3	0,363

CICLO	MODELO	REGIAO	PONTO	MEDIAS DE DESAJUSTE
20 MIN	1	D	4	0,372
20 MIN	1	D	5	0,318
20 MIN	1	D	6	0,101
20 MIN	1	D	7	0,188
20 MIN	2	B	1	0,203
20 MIN	2	B	2	0,113
20 MIN	2	B	3	0,030
20 MIN	2	B	4	0,043
20 MIN	2	B	5	0,027
20 MIN	2	B	6	0,092
20 MIN	2	B	7	0,110
20 MIN	2	C	1	0,199
20 MIN	2	C	2	0,205
20 MIN	2	C	3	0,220
20 MIN	2	C	4	0,127
20 MIN	2	C	5	0,193
20 MIN	2	C	6	0,164
20 MIN	2	C	7	0,217
20 MIN	2	D	1	0,149
20 MIN	2	D	2	0,345
20 MIN	2	D	3	0,339
20 MIN	2	D	4	0,388
20 MIN	2	D	5	0,282
20 MIN	2	D	6	0,165
20 MIN	2	D	7	0,104
20 MIN	3	B	1	0,036
20 MIN	3	B	2	0,151
20 MIN	3	B	3	0,028
20 MIN	3	B	4	0,000
20 MIN	3	B	5	0,000
20 MIN	3	B	6	0,075
20 MIN	3	B	7	0,120
20 MIN	3	C	1	0,178
20 MIN	3	C	2	0,298
20 MIN	3	C	3	0,278
20 MIN	3	C	4	0,251
20 MIN	3	C	5	0,230
20 MIN	3	C	6	0,260
20 MIN	3	C	7	0,154
20 MIN	3	D	1	0,155
20 MIN	3	D	2	0,408
20 MIN	3	D	3	0,537

CICLO	MODELO	REGIAO	PONTO	MEDIAS DE DESAJUSTE
20 MIN	3	D	4	0,405
20 MIN	3	D	5	0,462
20 MIN	3	D	6	0,158
20 MIN	3	D	7	0,172
20 MIN	4	B	1	0,065
20 MIN	4	B	2	0,002
20 MIN	4	B	3	0,000
20 MIN	4	B	4	0,000
20 MIN	4	B	5	0,000
20 MIN	4	B	6	0,000
20 MIN	4	B	7	0,158
20 MIN	4	C	1	0,130
20 MIN	4	C	2	0,178
20 MIN	4	C	3	0,288
20 MIN	4	C	4	0,254
20 MIN	4	C	5	0,230
20 MIN	4	C	6	0,172
20 MIN	4	C	7	0,219
20 MIN	4	D	1	0,150
20 MIN	4	D	2	0,348
20 MIN	4	D	3	0,526
20 MIN	4	D	4	0,397
20 MIN	4	D	5	0,278
20 MIN	4	D	6	0,443
20 MIN	4	D	7	0,173
20 MIN	5	B	1	0,173
20 MIN	5	B	2	0,167
20 MIN	5	B	3	0,056
20 MIN	5	B	4	0,109
20 MIN	5	B	5	0,166
20 MIN	5	B	6	0,140
20 MIN	5	B	7	0,351
20 MIN	5	C	1	0,175
20 MIN	5	C	2	0,050
20 MIN	5	C	3	0,100
20 MIN	5	C	4	0,182
20 MIN	5	C	5	0,198
20 MIN	5	C	6	0,033
20 MIN	5	C	7	0,105
20 MIN	5	D	1	0,203
20 MIN	5	D	2	0,044
20 MIN	5	D	3	0,372

CICLO	MODELO	REGIAO	PONTO	MEDIAS DE DESAJUSTE
20 MIN	5	D	4	0,346
20 MIN	5	D	5	0,367
20 MIN	5	D	6	0,014
20 MIN	5	D	7	0,338
20 MIN	1	B	1	0,278
20 MIN	1	B	2	0,179
20 MIN	1	B	3	0,181
20 MIN	1	B	4	0,081
20 MIN	1	B	5	0,036
MICROONDAS	1	B	6	0,307
MICROONDAS	1	B	7	0,384
MICROONDAS	1	C	1	0,331
MICROONDAS	1	C	2	0,171
MICROONDAS	1	C	3	0,160
MICROONDAS	1	C	4	0,273
MICROONDAS	1	C	5	0,091
MICROONDAS	1	C	6	0,255
MICROONDAS	1	C	7	0,206
MICROONDAS	1	D	1	0,284
MICROONDAS	1	D	2	0,239
MICROONDAS	1	D	3	0,457
MICROONDAS	1	D	4	0,440
MICROONDAS	1	D	5	0,481
MICROONDAS	1	D	6	0,254
MICROONDAS	1	D	7	0,370
MICROONDAS	2	B	1	0,126
MICROONDAS	2	B	2	0,126
MICROONDAS	2	B	3	0,101
MICROONDAS	2	B	4	0,078
MICROONDAS	2	B	5	0,064
MICROONDAS	2	B	6	0,171
MICROONDAS	2	B	7	0,194
MICROONDAS	2	C	1	0,197
MICROONDAS	2	C	2	0,146
MICROONDAS	2	C	3	0,222
MICROONDAS	2	C	4	0,191
MICROONDAS	2	C	5	0,189
MICROONDAS	2	C	6	0,187
MICROONDAS	2	C	7	0,188
MICROONDAS	2	D	1	0,201
MICROONDAS	2	D	2	0,270
MICROONDAS	2	D	3	0,340

CICLO	MODELO	REGIAO	PONTO	MEDIAS DE DESAJUSTE
MICROONDAS	2	D	4	0,302
MICROONDAS	2	D	5	0,213
MICROONDAS	2	D	6	0,297
MICROONDAS	2	D	7	0,278
MICROONDAS	3	B	1	0,104
MICROONDAS	3	B	2	0,043
MICROONDAS	3	B	3	0,042
MICROONDAS	3	B	4	0,052
MICROONDAS	3	B	5	0,046
MICROONDAS	3	B	6	0,119
MICROONDAS	3	B	7	0,280
MICROONDAS	3	C	1	0,106
MICROONDAS	3	C	2	0,089
MICROONDAS	3	C	3	0,093
MICROONDAS	3	C	4	0,134
MICROONDAS	3	C	5	0,141
MICROONDAS	3	C	6	0,105
MICROONDAS	3	C	7	0,186
MICROONDAS	3	D	1	0,160
MICROONDAS	3	D	2	0,137
MICROONDAS	3	D	3	0,348
MICROONDAS	3	D	4	0,353
MICROONDAS	3	D	5	0,399
MICROONDAS	3	D	6	0,086
MICROONDAS	3	D	7	0,162
MICROONDAS	4	B	1	0,136
MICROONDAS	4	B	2	0,102
MICROONDAS	4	B	3	0,045
MICROONDAS	4	B	4	0,028
MICROONDAS	4	B	5	0,044
MICROONDAS	4	B	6	0,121
MICROONDAS	4	B	7	0,128
MICROONDAS	4	C	1	0,188
MICROONDAS	4	C	2	0,000
MICROONDAS	4	C	3	0,366
MICROONDAS	4	C	4	0,383
MICROONDAS	4	C	5	0,339
MICROONDAS	4	C	6	0,096
MICROONDAS	4	C	7	0,125
MICROONDAS	4	D	1	0,232
MICROONDAS	4	D	2	0,279
MICROONDAS	4	D	3	0,633

CICLO	MODELO	REGIAO	PONTO	MEDIAS DE DESAJUSTE
MICROONDAS	4	D	4	0,558
MICROONDAS	4	D	5	0,577
MICROONDAS	4	D	6	0,262
MICROONDAS	4	D	7	0,159
MICROONDAS	5	B	1	0,191
MICROONDAS	5	B	2	0,041
MICROONDAS	5	B	3	0,063
MICROONDAS	5	B	4	0,044
MICROONDAS	5	B	5	0,067
MICROONDAS	5	B	6	0,061
MICROONDAS	5	B	7	0,103
MICROONDAS	5	C	1	0,256
MICROONDAS	5	C	2	0,047
MICROONDAS	5	C	3	0,221
MICROONDAS	5	C	4	0,317
MICROONDAS	5	C	5	0,263
MICROONDAS	5	C	6	0,072
MICROONDAS	5	C	7	0,122
MICROONDAS	5	D	1	0,224
MICROONDAS	5	D	2	0,131
MICROONDAS	5	D	3	0,241
MICROONDAS	5	D	4	0,470
MICROONDAS	5	D	5	0,398
MICROONDAS	5	D	6	0,093
MICROONDAS	5	D	7	0,131