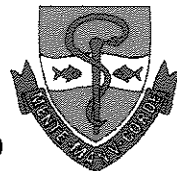




Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Universidade Estadual de Campinas - Unicamp



ROBERTO MASAYUKI HAYACIBARA

Cirurgião-Dentista

UNICAMP

BIBLIOTECA CENTRAL

SEÇÃO CIRCULANTE

**AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DE MÉTODOS UTILIZADOS
NA DETERMINAÇÃO DO DESAJUSTE
DAS BASES DE PRÓTESE TOTAL**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas para a
obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica
- Área Prótese Dental.

PIRACICABA - SP
2001





Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Universidade Estadual de Campinas - Unicamp



ROBERTO MASAYUKI HAYACIBARA

Cirurgião-Dentista

**AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DE MÉTODOS UTILIZADOS
NA DETERMINAÇÃO DO DESAJUSTE
DAS BASES DE PRÓTESE TOTAL**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas para a
obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica
- Área Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Saide Sarekis Domitti

Co-orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

Banca examinadora:

Prof. Dr. Marcelo F. Mesquita

Prof. Dr. João Arioli Filho

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

CPG, 19 / 04 / 2001


Assinatura do Orientador

PIRACICABA - SP

2001

UNIDADE BC
 N.º CHAMADA: T/ UNICAMP
H.323a
 V. Ex.
 TOMBO BC/ 46140
 PROC. 16-392/01
 0 ☐ 0 ☒
 PREC. RBU.00
 DATA 17-03-01
 N.º C.D.

CM00158841-7

Ficha Catalográfica

H323a Hayacibara, Roberto Masayuki.
 Avaliação da precisão de métodos utilizados na determinação do
 desajuste das bases de prótese total. / Roberto Masayuki
 Hayacibara. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
 xx, 106p. : il.

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

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

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

*"A posse do saber não é nada se antes não vier
compreensão, humildade e vontade de se dar
carinhosamente."*

DEDICO ESTE TRABALHO...

A **Deus**, por estar sempre presente em minha vida, iluminando e direcionando meu caminho.

A minha amada esposa **Mitsue**, por compreender com paciência a minha ausência em momentos importantes, pelo amor e incentivo sempre presentes, por estar junto a mim nos momentos difíceis, lembrando-me que não estou sozinho...

A meus pais **Hakumi e Rosa**, meus primeiros mestres, a quem tudo devo, pelo sacrifício, amor e dedicação para a minha formação intelectual, pelos exemplos de dignidade e honradez, os quais me ajudaram a vencer os desafios da vida.

A meus irmãos, **Mauro, Beatriz, Maria de Lourdes, Paulo** e principalmente, **Edson**, pelo afeto fraterno e cooperação para a minha formação profissional que sempre torceram pelo meu êxito.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti**, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela orientação, amizade, sabedoria, incentivo e todo o apoio que possibilitaram a realização deste trabalho.

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP pela paciência, orientação, ensinamentos, amizade e grande apoio na realização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao Magnífico Reitor da UNICAMP, Prof. Dr. Hermano de Medeiros Ferreira Tavares.

Ao Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum, Diretor da FOP-UNICAMP.

À Profª. Drª. Altair A. Del Bel Cury, Coordenadora Geral da Pós-Graduação da FOP – UNICAMP.

À Profª. Drª. Brenda P. F. de Almeida Gomes, Coordenadora do Curso de Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

À Universidade Estadual de Maringá - UEM, pela oportunidade de realização deste curso.

Ao Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Maringá - DOD-UEM.

À Pró-reitoria de Pós-Graduação da Universidade Estadual de Maringá - PPG-UEM, pelo apoio durante a realização deste curso.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Professor Livre-Docente da Disciplina de Prótese Total da FOP-UNICAMP, pela boa vontade, apoio, amizade e pronta ajuda em todos os momentos necessários.

Aos professores da Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-FOP-UNICAMP, pela disponibilidade e incentivo no decorrer do curso.

Aos amigos Murilo Pereira de Melo, Sidney Kina, Carlos Sales, Renata Corrêa Pascotto, Professores do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Maringá, pelo apoio, incentivo e amizade.

Aos amigos de área Maurício G. Araújo e Marly K. Sonohara, professores do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Maringá, pelo apoio, incentivo e amizade.

Ao amigo Mário Taba Jr., professor da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP pela ajuda, amizade e incentivo.

À Eliete Riguetto, secretária do departamento de prótese e periodontia da FOP-UNICAMP, pela constante atenção, simpatia e auxílio.

Aos amigos Juliana S. Rahal, Marco Antônio B. de Almeida, Rafael L. X. Consani, Maurício Tanji e José Renato R. Pinto por compartilhar todos os momentos alegres e de dificuldade do dia-a-dia, pelo companheirismo e amizade durante o curso de pós-graduação.

Aos amigos e companheiros de Pós-Graduação Juvenil, Edwin, Manoel, Bruno, Viviane, Joane, Tatiana, Adérico.

Às amigas Silvana e Mariliani Chicarelli, pelo convívio saudável e sincera amizade.

Aos técnicos do Laboratório de Prótese Total, FOP-UNICAMP Cleide, Otávio e Paulinho, pela ajuda, carinho e amizade.

Aos técnicos do Laboratório de Materiais Dentários, FOP-UNICAMP, Selma e Marcos, pela ajuda na utilização do Laboratório de Materiais Dentários.

À Srta. Érica, funcionária da Pós-Graduação da FOP-UNICAMP, pela constante atenção, simpatia e auxílio.

Às Funcionárias da Biblioteca da FOP – UNICAMP, pela orientação e ajuda.

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

SUMÁRIO

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	3
1 - INTRODUÇÃO.....	5
2 - REVISÃO DA LITERATURA	9
3 - PROPOSIÇÃO.....	47
4 - METODOLOGIA.....	49
4.1 - MATERIAIS	49
4.2 - MÉTODO.....	50
4.2.1 - <i>Preparo das amostras</i>	50
4.2.1.1 - Confecção dos modelos em gesso.....	50
4.2.1.2 - Preparo das bases de cera	51
4.2.1.3 - Inclusão dos modelos	52
4.2.1.4 - Confecção das bases de resina acrílica.....	53
4.2.1.5 - Método de polimerização	54
4.2.1.6 - Desinclusão e acabamento das bases.....	55
4.2.2 - <i>Avaliação do desajuste das bases de prótese</i>	56
4.2.2.1 - Medição da espessura da silicona interposta entre a base e o modelo	56
4.2.2.2 - Avaliação da distância linear entre o modelo de gesso e a base da prótese	61

4.3 - ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	64
5 - RESULTADOS	65
6 - DISCUSSÃO	73
7 - CONCLUSÃO.....	81
8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	83
9 - ANEXOS	93

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a precisão de dois métodos utilizados na determinação do desajuste das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente. Foram obtidos 10 modelos em gesso pedra a partir de um molde de silicone representando uma arcada superior desdentada normal. Sobre os modelos foram confeccionadas as bases de prova, incluídas em mufla pela técnica de rotina com polimerização da resina acrílica em banho de água aquecida a $74 \pm 2^\circ\text{C}$ por 9 horas. Após esfriamento das muflas em temperatura ambiente, as bases de prótese foram removidas, limpas e acabadas. Em cada conjunto modelo-base de prótese foram demarcadas três linhas transversais (anterior, médio e posterior) e em cada linha foram marcados 5 pontos (fundo de sulco vestibular esquerdo e direito, crista do rebordo esquerdo e direito e linha mediana) onde foram feitas as mensurações. Os métodos estudados na verificação da desadaptação foram: A- interposição de sílica por condensação entre a base e o modelo e a aferição com paquímetro digital modificado; B- após fixação da base no modelo com adesivo, três cortes transversais foram efetuados e as mensurações feitas com microscópio comparador linear. Os dados foram submetidos a Análise de Variância e ao teste de Tukey (5% de significância) que mostraram que o método da medição linear com microscópio comparador foi mais preciso que o método da interposição de sílica, revelando desadaptação com valores estatisticamente menor e significantes, quando foram considerados os fatores método, região e pontos estudados.

Palavras-chave: Resinas acrílicas dentárias, prótese dentária completa e adaptação.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the accuracy of two measurement methods used for the determination of the adaptation and stability of denture bases made of thermopolymerizing acrylic resin. One rubber mold was used to produce ten identical maxillary edentulous casts in dental stone. Ten denture bases were included into flasks and processed by the conventional method of polymerization (thermostatically controlled water bath for 9 hours at $74 \pm 2^\circ\text{C}$) above the dental casts. After cooling at room temperature, the denture bases were removed from the flasks, cleaned and trimmed. In each cast with the denture in place, three transversal lines settled in the anterior, medial and posterior regions were demarcated, and in each line the space between the base and the cast was measured at 5 reference points (left and right sulcus depth, left and right ridge crest and midpalatal points). Two methods were used: A- interposition of an impression material (silicone rubber) and measurement of its thickness using a modified caliper; B- after fixation of the bases into the casts with adhesive, they were transversely sectioned at the reference lines and read in a linear comparator microscope. All data were analysed by ANOVA and Tukey test (5%), and it was concluded that the analyses done by using microscope were more accurate than the interposition of the impression material, revealing for the former method, statistically significant low values, considering methods, regions and points studied.

Key words: Acrylic resins, complete denture and adaptation.

1 – INTRODUÇÃO

Ainda nos dias de hoje, o Brasil possui população muito grande de edentados que utilizam prótese total, a qual visa devolver funções básicas, como fonética, estética e mastigação, fundamentais para seu convívio social e melhor qualidade de vida.

Além de diretamente relacionada com a manutenção da saúde dos tecidos de suporte, está bem estabelecido que a função da prótese total relaciona-se com sua adaptação nas áreas de suporte e que quanto melhor for esta adaptação, mais estável e retentiva será a prótese, proporcionando maior conforto e eficiência mastigatória ao paciente (LOVE, 1967; PHILLIPS, 1993).

Um dos principais fatores que contribuem para a retenção da prótese total é a tensão superficial do filme de saliva interposto entre a base de prótese e os tecidos de suporte. As forças retentivas resultantes serão máximas quando a distância entre a base e os tecidos for mínima (CRAIG *et al.*, 1960; POLYZOIS, 1990). Desta maneira, é de grande importância que esta base de prótese seja a reprodução fiel do rebordo do paciente, possuindo características de adaptação que lhe confirmem estabilidade durante sua utilização, ou seja, condições favoráveis em relação à estabilidade dimensional linear.

As resinas acrílicas têm sido amplamente utilizadas para a confecção de bases de prótese, por apresentarem combinação de características desejáveis que as tornam aceitáveis e vantajosas na confecção de próteses totais (SWEENEY, 1939; SWEENEY *et al.*, 1942; SPENCER & GARIAEFF, 1949; PHILLIPS, 1993). Entretanto, é universalmente aceito que a resina acrílica sofre contração em decorrência do processo de polimerização, sendo esta sua maior desvantagem (SKINNER, 1949; TAKAMATA & SETCOS, 1989;

PHILLIPS, 1993). A alteração dimensional ocorrida na polimerização continua sendo um fator crítico e essencial para a retenção e estabilidade da peça protética (CARVALHO, 1972; KERN, 1941), mesmo considerando fatores que possam compensar o desajuste causado pela contração de polimerização, como: possibilidade de absorção de água pela resina acrílica (WOELFEL *et al.*, 1977; SMITH & POWERS, 1992), atuação compensatória da resiliência da mucosa gengival (LOVE, 1967) e ação do filme de saliva interposto entre a base e os tecidos de suporte (CRAIG *et al.*, 1960; POLYZOIS, 1990). Assim, muito tem sido estudado a respeito desses materiais em relação ao comportamento das alterações de adaptação entre a base da prótese total e o modelo, ocorridas no processo de confecção.

Nos últimos 40 anos muitos trabalhos têm sido realizados com diferentes metodologias na tentativa de avaliar com precisão a adaptação da base de prótese, como: medida de pontos no modelo (MOREWY *et al.*, 1958; GOODKIND & SCHULTE, 1970, HUGGETT *et al.*, 1984; POLYZOIS *et al.*, 1987; HARVEY & HARVEY, 1989; SYKORA & SUTOW, 1990; WALLACE *et al.*, 1991; BREEDING *et al.*, 1991; HUGGETT *et al.*, 1992); método do contorno métrico (RYGE & FAIRHURST, 1959); método do medidor de espessura (LEVIN *et al.*, 1989; SANDERS *et al.*, 1991); medida da distância linear entre a superfície interna da base de prótese e o modelo de gesso, realizada em microscópio comparador (NISHII, 1968; FIRTELL *et al.*, 1981; KIMURA *et al.*, 1984; KIMURA *et al.*, 1987; TAKAMATA *et al.*, 1989; POLYZOIS, 1990; SALIM *et al.*, 1992; SYKORA & SUTOW, 1993; SADAMORI *et al.*, 1995; ELSHEIKH & ABDEL-HAKIM, 1995; BOBERICK & McCOOL, 1998; GANZAROLLI, 1999; PADOVAN *et al.*, 1999, ARIOLI FILHO *et al.*, 1999; ALMEIDA *et al.*, 1999; CONSANI *et al.*, 2000; CONSANI,

2000); pesagem de um material de impressão interposto entre o modelo e a base de prótese (BARCO *et al.*, 1979; TAKAMATA *et al.*, 1989; SHLOSBERG *et al.*, 1989; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1995; RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY, 1996; GANZAROLLI, 1999); medida de um material de impressão interposto entre o modelo e a base de prótese (AL-HANBALI *et al.*, 1991; DYER & HOWLETT, 1994; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1995; RIZZATTI-BARBOSA, 1999); medidas tridimensionais do espaço entre a base e o modelo através de computação gráfica (TURCK *et al.*, 1992). Em alguns desses trabalhos, somente o método da medida da estabilidade dimensional é relatada, enquanto em outros, a confiabilidade dos métodos utilizados também é analisado (ZISSIS *et al.*, 1991). Em 1979, BARCO *et al.*, desenvolveram uma técnica de avaliação utilizando um material de moldagem (silicona) para determinar o espaço existente entre o modelo e a base de prótese, através da pesagem do material de impressão. Várias modificações desta metodologia foram surgindo, como medições direta da espessura e avaliação do peso da silicone interposta entre o modelo e a base de prótese (SHLOSBERG *et al.*, 1989; TAKAMATA *et al.*, 1989; AL-HANBALI *et al.*, 1991; DYER & HOWLETT, 1994; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1995; RIZZATTI-BARBOSA, 1999, GANZAROLLI, 1999).

Considerando a dificuldade em determinar com precisão a adaptação das bases de prótese (ANTHONY & PEYTON, 1962; ZISSIS *et al.*, 1991) e a importância deste parâmetro para o avanço da pesquisa de materiais e técnicas utilizadas para este fim, a padronização bem como a comparação de metodologias são fundamentais para direcionar as futuras pesquisas, proporcionando dados mais confiáveis e relevantes. Poucos trabalhos na literatura compararam diferentes metodologias (FREJLICH *et al.*, 1989;

GANZAROLLI, 1999), e até o momento, nenhum estudo comparou avaliação através de microscópio comparador com a análise da espessura da silicona, quando são realizadas medições nos mesmos pontos referenciais utilizados no método com microscópio comparador.

Desta maneira, duas metodologias de avaliação da precisão na determinação do desajuste: a medição direta através de microscópio ao longo de cortes transversais dos modelos em 3 regiões diferentes da base de prótese e a medição do material de moldagem (silicona por condensação) prensado entre a base de resina e o modelo, nos mesmos pontos avaliados pela metodologia anterior, foram estudadas.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

SWEENEY, em 1939, observando as resinas acrílicas, relatou que dentre os materiais plásticos a resina parecia ser o material mais satisfatório para a confecção de próteses totais pois era superior ao vulcanite em todas as propriedades mecânicas, bem como na facilidade de processamento, estética e estabilidade de cor. Próteses totais superiores em resina acrílica apresentaram as menores alterações quando foram recolocadas em seus respectivos modelos, após processamento e armazenagem em água por 15 dias, onde verificou-se espaço de 1 a 2 mm entre a base e o modelo na região palatina. Segundo o autor, as mudanças dimensionais eram reversíveis, isto é, quando uma prótese era alternadamente submetida à umidade e ressecamento, ela retornava à sua dimensão original.

KERN, em 1941, estudou a alteração dimensional de materiais utilizados para base de prótese total durante e após a confecção. Utilizou para este estudo 3 grupos de materiais: acrílico, vinil acrílico e vulcanite. Os testes foram feitos em uma secção transversal correspondente à região de molares de próteses totais superiores. Todos os materiais demonstraram mudanças dimensionais durante o processamento (contração de polimerização). Após o processamento, sob condições de umidade e simulando a temperatura da boca, todos os materiais mostraram mudanças dimensionais na extensão lateral e profundidade de palato, indicando expansão. O autor concluiu que qualquer alteração dimensional que ocorresse numa prótese total, seja durante ou após a polimerização afetaria a sua adaptação.

SWEENEY *et al.*, em 1942, descreveram o comportamento de 30 materiais utilizados na confecção de prótese totais. Os autores relataram que a contração de polimerização não era a mesma em todas as direções por causa das restrições impostas pelo molde. A contração foi determinada pela mensuração da distância entre 2 pinos metálicos colocados na região posterior das bases de prótese. Os resultados de testes de sorção de água, estabilidade de cor, dureza e alterações dimensionais revelaram que o vinil acrílico e o metilmetacrilato eram os melhores materiais para base de prótese total. A forma mais popular do metilmetacrilato era a combinação monômero/polímero.

SKINNER, em 1949, relatou que as resinas acrílicas eram derivadas do ácido acrílico, existindo uma grande variedade. Na área odontológica a que predominava era o metilmetacrilato, com alguns aditivos que provocavam diferenças em suas propriedades, podendo ou não ter significado clínico. Considerou a resina acrílica o melhor material para a confecção de bases de prótese total pela grande fidelidade em imitar os tecidos moles da boca, facilidade de limpeza e cuidados de higiene, e pela simplicidade no processamento quando comparada as resinas industriais. Entretanto, um completo conhecimento dos princípios químicos e físicos envolvidos foi essencial para se obter bons resultados. O autor observou que toda resina acrílica contraía durante o processamento. A primeira contração se dava na polimerização do monômero. A segunda, contração térmica, era causada pela temperatura de processamento. Os resultados indicaram que a contração de processamento variava em diferentes partes de uma prótese total, isto é, a base não contraía uniformemente durante a polimerização, sendo maior na região posterior. Segundo o autor, a alteração dimensional das bases de prótese eram bem toleradas pelos tecidos moles, não apresentando significado clínico.

SPENCER & GARIAEFF, em 1949, em uma revisão de literatura compararam as vantagens do uso de plásticos como material para base de prótese com o vulcanite. Segundo os autores, as vantagens dos plásticos sobre o vulcanite eram: 1) facilidade de manipulação e reparo, 2) melhor condução térmica, 3) resistência ao crescimento bacteriano, 4) translucidez e estabilidade de cor, 5) menor permeabilidade aos fluidos orais e 6) menor contração de reprocessamento. As vantagens do vulcanite sobre o plástico eram: maior tolerância aos tecidos orais. Os autores concluíram que os plásticos, quando adequadamente processados, tinham vantagens definitivas sobre o vulcanite.

KYES, em 1951, observou que nas prótese totais, a maior contração ocorria na região do palato. O mínimo de discrepância nesta área estava em torno de 0,50 mm. Afirmou que o grau de contração poderia ser ainda maior, se na polimerização a temperatura não fosse aumentada gradativamente até atingir 70 °C, mas o acréscimo de temperatura fosse brusco. Relatou que para diminuir o grau de distorção nesta área, a temperatura deveria ser mantida por várias horas a 70 °C, até completar a polimerização.

STANFORD & PAFFENBARGER, em 1956, relataram que o metilmetacrilato polimerizava à temperatura de 70 a 75°C na presença de um catalisador, o peróxido de benzoila. Nesta temperatura, o calor da polimerização exotérmica começava a ser liberado sendo adicionado ao calor externo proporcionado pelo banho de água. A contração ou mudanças dimensionais que ocorriam na resina acrílica durante o processamento foram atribuídas à contração de polimerização. Os autores concluíram que a polimerização em água por 8 horas a $73\pm 1^{\circ}\text{C}$ ou a 1 hora e 30 minutos a 100°C seriam

recomendadas para o processamento, porém menores mudanças dimensionais ocorriam quando um ciclo longo à baixa temperatura era utilizado.

MOWERY *et al.*, em 1958, observaram a estabilidade dimensional decorrentes do processamento e do uso clínico das resinas utilizadas na confecção de próteses totais. Foram confeccionadas 91 próteses com resina autopolimerizável e 28 com resina termopolimerizável. Para determinar a magnitude da alteração dimensional, pinos metálicos foram colocados na região correspondente à fossa central dos primeiros molares direito e esquerdo e borda da prótese. A mensuração da distância molar à molar e borda foi realizada antes do processamento, após remoção do modelo e após armazenagem em água por um período de 15 dias. Em quase todos os casos, a alteração média estava dentro de uma escala de -0,05 a + 0,2 mm, o que clinicamente não afetava a adaptação das próteses.

O método do contorno métrico foi utilizado em 1959 por RYGE & FAIRHURST para avaliação das bases de próteses. Estas foram confeccionadas com: a) gel de metilmetacrilato usando a técnica de injeção do molde e calor seco; b) metilmetacrilato pó/líquido curadas por compressão do molde e banho de água a 74°C por 8 horas; c) resina à base de estireno, usando a técnica de injeção do molde com pré-aquecimento da resina e d) metilmetacrilato pó/líquido curadas sob pressão de água de um lado a calor seco do outro (processo Hidrocast). A avaliação pelo contorno métrico foi feita imediatamente após a abertura das muflas, depois de 10 dias, 1 mês e 1 ano de armazenagem em água a 37°C. Os autores verificaram que em geral a adaptação logo após a abertura da mufla era muito pobre e que após um mês havia uma melhora sensível e concluíram que não havia superioridade de adaptação com qualquer dos métodos usados na polimerização.

Em 1959, WOELFEL & PAFFENBARGER estudando a alteração dimensional das próteses totais dividiram-nas em dois grupos: aquela que ocorria durante a sua confecção e aquela que ocorria durante o uso clínico das mesmas. Durante a confecção, as alterações ocorriam devido às propriedades físicas da resina e do gesso do revestimento. Ocorria uma contração linear de molar à molar, principalmente quando a prótese polimerizada era removida do modelo de gesso. Durante o uso clínico, ocorria sorção de água pela resina, que compensava em parte a contração de polimerização, e depois de três meses de uso, a alteração dimensional era insignificante.

WOELFEL *et al.*, em 1960, investigaram a alteração dimensional de 12 materiais utilizados para base de dentadura e 4 tipos de próteses totais: superiores espessas e finas; inferiores espessas e finas. Os autores concluíram que todas as dentaduras apresentaram distorção, sendo que dentaduras finas distorceram duas vezes mais que as espessas, assim como dentaduras inferiores distorceram mais que as superiores. A maior distorção ocorria quando a prótese era removida do modelo de gesso.

Em 1962, ANTHONY & PEYTON analisaram a adaptação de próteses confeccionadas com vários materiais: 1) resina termopolimerizável convencional; 2) resina autopolimerizável; 3) vulcanite; 4) porcelana; 5) liga de cromo-cobalto; 6) resina epóxica; 7) polimetil metacrilato em forma de gel; 8) acrílicos de polivinil e poliestireno, processado pela técnica de injeção do molde. Estes materiais foram preparados e utilizados de acordo com as instruções do fabricante. Para simular o uso da prótese pelo paciente, as mesmas foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 24 horas e no período de 8 meses. A adaptação das próteses foi verificada com um comparador modificado (possibilitando medidas pantográficas), que fornecia diferenças de medidas entre o contorno das próteses e

aqueles do molde de impressão. Concluíram que a adaptação das próteses confeccionadas com resina autopolimerizáveis foi melhor, pois houve melhor tensão durante a polimerização, porque ocorreu em baixa temperatura. As próteses feitas com as resinas termopolimerizáveis sofreram contração, devido à grande quantidade de esfriamento exigido após ter atingido o estado sólido. As próteses de resina fluida, sofreram a maior contração em relação aos outros materiais, devido à alta temperatura de polimerização. Depois de 8 meses armazenadas em água, todas as próteses estavam estáveis, pois estas sofreram expansão, o que melhorou a adaptação das mesmas.

WOELFEL *et al.*, em 1965, realizaram uma avaliação clínica, num período de 3 a 6 anos, de 63 próteses totais confeccionadas com 11 tipos de materiais. Os autores observaram que as próteses finas contraíam 2 vezes mais quando removidas do modelo, pois não eram rígidas o suficiente para resistir a liberação de tensões acumuladas durante o processamento, que manifestava-se primariamente na região posterior por causa de sua forma. As diferenças no processo de contração entre próteses do mesmo material eram consequência da variação de forma e tamanho das próteses. A espessura era especialmente importante porque governava a rigidez, limitando o grau de contração da prótese. Segundo os autores, expansão e contração ocorriam na distância molar à molar e borda à borda durante o uso.

LOVE *et al.*, em 1967, estudando a etiologia da inflamação da mucosa e a sua associação com o uso de próteses concluíram que a adaptação da prótese total tinha influência direta na saúde dos tecidos de suporte. Salientaram a importância de manter o paciente portador de prótese total ou parcial sempre em observação e que a remoção da

prótese durante a noite reduzia a incidência de inflamação, assim com a escovação da prótese e da mucosa.

Em 1968, NISHII iniciou estudos sobre o método de polimerização com energia de microondas, o qual foi chamado de “método de polimerização dielétrica”. Era um método imediato e homogêneo, onde ocorria um aquecimento tanto na superfície quanto na parte interna da resina de maneira rápida e uniforme. O forno de microondas gerava ondas eletromagnéticas, que eram transferidas para a câmara de polimerização em ondulações e então irradiada. Neste trabalho foram confeccionadas amostras em resina termopolimerizável, com proporção de 65,0 x 13,0 x 9,0 mm, polimerizadas em diferentes formatos de mufla por 09 minutos. O autor também irradiou amostras com dimensões específicas por 9, 10, 11 e 12 minutos e verificou as seguintes propriedades físicas: 1) Sorção de água; 2) Dureza Brinell; 3) Resistência à tração; 4) Resistência transversa e Deflexão transversa; 5) Repetição da deflexão transversa com o método de Kato - 1968; 7) Resistência à retenção de dentes artificiais, com a aplicação de carga com velocidade de 13 Kg por minuto até a fratura; 8) Adaptação das bases das próteses com a interposição de material elástico entre a base e o modelo. A adaptação foi verificada com microscópio comparador em nove pontos diferentes. O autor concluiu que para diminuir a porosidade, deveria diminuir a energia de alta frequência e que as propriedades físicas das resinas irradiadas por 11 minutos eram tão satisfatórias quanto às polimerizadas pelo banho de água. De acordo com os resultados, a porção central do palato mostrou a maior desadaptação.

Uma análise de estabilidade dimensional de resinas para base de dentadura produzidas pela técnicas de resina fluida e pelo método convencional de polimerização a frio foi realizada em 1970 por GOODKIND & SCHULTE. Um modelo metálico simulando uma

maxila edêntula foi utilizado para reproduzir modelos em gesso tipo IV. Sobre estes modelos foram confeccionados bases de resina acrílica, utilizando as técnicas de resina fluida e a técnica convencional de polimerização a frio. A alteração dimensional foi avaliada em um comparador óptico onde foi verificada a diferença na base de resina comparada ao modelo de gesso sobre o qual foi confeccionada. De acordo com os pesquisadores, havia alteração da base em ambos os métodos, sendo que esta foi maior para a técnica de resina fluida em comparação com a técnica de polimerização à frio, principalmente na região do palato. Também foi observado o efeito da absorção de água pelas bases. Os resultados demonstraram que não havia alteração dimensional significativa para ambas as bases após armazenagem em água por 06 meses.

WINKLER *et al.*, em 1971, observaram alterações de adaptação de bases de prótese totais confeccionadas com dois tipos de resina acrílica autopolimerizável. Para verificar a contração linear entre dois pontos referenciais localizados na região de segundos molares superiores utilizaram um microscópio comparador. Os autores concluíram que a média de contração de molar à molar nas bases finas foi de aproximadamente 2 vezes maior do nas bases espessas. Isto acontecia porque quando as próteses totais eram removidas de seus modelos de gesso, aquelas com secção mais espessa eram rígidas o suficiente para resistir à liberação de tensões acumuladas durante a polimerização.

CARVALHO, em 1972, estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, entre elas: contração de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. Concluiu que a maneira mais correta de se proceder no sentido de minimizar estas alterações era colocar a resina na mufla na fase plástica, o mais homogênea possível para evitar a presença de poros por

contração localizada. Após condensação da resina na mufla sem parafusos, esta deveria permanecer por toda noite sob pressão em prensa dotada de molas para que houvesse melhor difusão do monômero ao polímero. A polimerização devia ser feita em 2 estágios: 70°C durante 9 horas e 100°C durante 30 minutos. O esfriamento da mufla devia ser lento à partir da água em ebulição por toda noite antes da abertura da mufla, evitando distorção. Após a remoção do modelo, a prótese total deveria permanecer em água para evitar contração.

WOELFEL *et al.*, em 1977, estudando prótese confeccionadas em resina acrílica, com relação à sorção de água, afirmaram que pequena contração era encontrada em resinas termopolimerizáveis logo quando a resina era retirada da mufla. Subsequentemente, pequena expansão ocorria na boca quando exposta à saliva, compensando a contração de polimerização. Explicaram que a melhor estabilidade das resinas autopolimerizáveis em relação as resinas termopolimerizáveis estava ligada à temperatura de polimerização, porque estas últimas eram aquecidas durante seu processamento, adicionando-se ainda a temperatura de reação química, e o diferente coeficiente de contração linear do gesso, resultando em um nível de estresse capaz de aumentar o grau de instabilidade dimensional.

BARCO *et al.*, em 1979, estudaram o efeito do reembasamento na adaptação e estabilidade da próteses totais superiores. Utilizaram resina termopolimerizável convencional para confecção de bases de prótese com e sem dentes, polimerizadas em banho de água por 1 hora e 30 minutos a 65°C seguida da elevação da temperatura para 74°C por 7 horas e finalmente, 100°C por 30 minutos. Após polimerização, as muflas foram esfriadas sobre bancada, as bases removidas dos modelos e armazenadas em água por 28 dias. A adaptação das bases foi verificada através do peso de material de impressão interposto entre a base de prótese e o modelo metálico sob carga de 1,9 kg. A seguir, as bases foram

reembasadas com resina autopolimerizável durante 20 minutos sob pressão de 22 lb. A adaptação foi verificada novamente pela mesma técnica. Os resultados indicaram que havia aumento significativo na distorção das bases de prótese construídas com dentes antes do reembasamento e, após o reembasamento, a adaptação melhorou significativamente

FIRTELL *et al.*, em 1981, observaram a relação entre temperatura de processamento e selamento periférico posterior. Foram confeccionados bases de prova 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, ambas processadas por 12 horas. A distância entre o modelo e a base foi mensurada em microscópio ótico. Não foi encontrada distorção significativa na região palatina quando as bases foram processadas na temperatura recomendada pelo fabricante, ou abaixo dela. Distorção estatisticamente significante foi observada na região de selamento posterior quando as bases foram processadas acima da temperatura recomendada. Aparentemente a resina Coe 20 produziu menor distorção que a convencional.

Em 1984, KIMURA *et al.* analisaram a adaptação de bases de próteses confeccionadas com resina acrílica convencional, que foram submetidas à polimerização por banho de água, e por energia de microondas. As bases utilizadas neste trabalho tinham espessura de 3,0 a 4,5 mm na região de crista alveolar e 1,5 mm na região da palato. A desadaptação foi verificada com o auxílio de um microscópio que media o espaço entre o modelo original e a base da resina, em 5 pontos da região posterior da base da prótese. Para este trabalho foi desenvolvida uma mufla confeccionada em plástico. A proporção de polímero/monômero foi 2:1 em peso e a polimerização foi realizada com energia de microondas por 2,5 minutos, em 500 e 200 W, e pelo método convencional, num período de

40 minutos a 60 °C e 30 minutos em água fervente. Para medir alterações de temperatura, foi colocado um termômetro no gesso e outro na base da resina. A adaptação foi medida nas seguintes situações: 1) logo após a abertura da mufla; 2) após 20 dias de armazenagem, a 20°C, 3) após 20 dias de armazenagem, a 20°C, e mais 2 dias em solução salina a 20°C. Como resultado, as bases polimerizadas com energia de microondas apresentaram melhor adaptação e não havia alteração durante a armazenagem. Entretanto, as bases polimerizadas pelo método convencional mostraram desadaptação quando armazenadas por 20 dias a 20°C. A contração foi maior em regiões mais espessas. Os autores concluíram que, quanto menor o gradiente de temperatura, melhor era a adaptação da prótese.

Em 1984, HUGGET *et al.* desenvolveram um trabalho para verificar o efeito de diferentes ciclos de polimerização sobre a alteração dimensional de bases confeccionadas em resina acrílica. Foi utilizado um modelo metálico simulando uma maxila edêntula, e neste foram feitas nove demarcações nas regiões anterior e posterior. Um material elástico foi utilizado para moldagem e desta forma foram confeccionadas 40 modelos em gesso pedra. As demarcações dos modelos foram medidas com um comparador ótico. Placas base foram confeccionadas sobre os modelos e polimerizadas de acordo com os seguintes ciclos: 1) 14 horas a 70°C; 2) 14 horas a 70°C mais 3 horas a 100°C; 3) Água a 100°C, sendo removida a fonte de calor até que a temperatura da água atingisse 68°C, permanecendo assim por 20 minutos e voltando a água em ebulição por mais 20 minutos; 4) Água a 100°C, sendo removida a fonte de calor por 20 minutos e água em ebulição por dez minutos. As medidas foram realizadas nos tempo de 24 horas após 30 dias de armazenagem em água. Os

autores concluíram que todas as bases sofreram contração, e a armazenagem em água promoveu expansão, mas não compensou a contração inicial.

O desenvolvimento de um tipo de gesso específico para polimerização em microondas foi o objetivo de um trabalho realizado por KIMURA *et al.*, em 1987. Nesta pesquisa, os autores também avaliaram a relação entre o novo material desenvolvido e a adaptação de bases de resina polimerizadas por meio de energia de microondas. Para este trabalho, foi utilizado gesso pedra reforçado com alumínio (200-600 mesh), ferro (250 mesh), carvão vegetal, e fibra de carbono (1-5 mm), a uma proporção de água de 0,24 por peso. A temperatura do gesso e do revestimento, foi verificada por pares termelétricos, em intervalos de 30 segundos. A resina utilizada foi da marca Acron GC, e a proporção polímero/monômero foi de 2,6/0,1 em peso. A polimerização foi realizada em forno de microondas por 180 segundos a 500 W. As medidas das bases sobre o modelo mestre foi realizada em 05 regiões distintas. Como resultado, os autores verificaram que o pó de alumínio de 300 mesh foi o material de reforço mais eficiente para o gesso utilizado em polimerização por energia de microondas, mas se a quantidade deste pó superasse 10% em peso, ocorreria interferência no aquecimento. Quanto à adaptação, as bases polimerizadas durante 150 segundos e revestidas com o gesso adicionado de 20 e 30% em peso de pó de alumínio, foi respectivamente 20 e 50% melhor quando comparado aos materiais convencionais.

POLYZOIS *et al.*, 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. Utilizaram próteses totais superiores demarcadas com 4 pontos de referência: um na região vestibular anterior, um na região

vestibular de molares de cada hemi-arco e um na região do palato. As medidas entre os pontos de referência foram realizados através de compasso calibrado. Os resultados indicaram que todas as bases de prótese total contraíram após a polimerização e após armazenagem em água por uma semana, apresentaram expansão. A contração linear das bases foi menor que 0.5 e 0.2 mm, respectivamente. As próteses confeccionadas pelo ciclo rápido de polimerização apresentaram menor distorção na área médio palatina do que a resina convencional e de alto impacto polimerizadas pelo método convencional. Os autores concluíram que embora estas alterações dimensionais fossem insignificantes, havia necessidade de estudos clínicos posteriores para se estabelecer a correlação com os achados laboratoriais.

CHEN *et al.*, em 1988, avaliaram o efeito da espessura e do ciclo de polimerização na estabilidade dimensional de bases de próteses totais superiores confeccionadas em resina acrílica. Utilizaram as resinas Lucitone e Hircoe nas espessuras 1,5, 3 e 5 mm adotando dois ciclos de polimerização (9 horas a 74°C e 1 hora a 74°C mais 30 minutos a 100°C). Após o processamento, as bases de prótese total foram colocadas nos respectivos modelos onde então avaliou-se a contração molar à molar e a alteração dimensional na região palatina posterior, com um microscópio comparador. Os autores concluíram que todas as bases apresentaram contração como resultante do processamento e que a espessura da base era um fator significativo na magnitude da contração que ocorria durante a polimerização. Na região posterior podia ser observada discrepância visual entre a base e o modelo na ordem de 0,23 a 0,58 mm. As bases mais espessas apresentaram menor contração de molar à molar, mas maior alteração dimensional na área palatina posterior quando comparada com bases mais finas. Mudanças lineares de molar à molar 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 o processamento.

FREJLICH *et al.*, em 1989, avaliaram dois métodos de avaliação da precisão dimensional de bases de prótese. Foram comparados usando 4 resinas e técnicas de processamento diferentes. No primeiro método um material de impressão do tipo silicona foi posicionado entre a base de prótese e o modelo de metal, e a base de prótese recebeu uma carga de 3,36 kgf. A média do material de impressão residual retido entre a base e o modelo em cada amostra foi comparado, dando uma indicação da precisão dimensional relativa das bases de prótese. No segundo método, a superfície do modelo e a parte interna da base foram reconstruídos por topografia. Pontos no centro do palato do modelo e da base foram alinhados e dados o mesmo valor. Um traçado tri-dimensional da base foi subtraído do modelo, revelando o espaço entre a base e o modelo. Os autores concluíram que o método da topografia foi equivalente ao do peso da silicona.

Em 1989, SHLOSBERG *et al.* compararam a polimerização de resinas pelo método convencional e por energia de microondas, quanto aos aspectos de alteração dimensional, porosidade, densidade, resistência transversa, dureza Knoop, monômero residual e resistência ao reparo. Para confecção das amostras foi usada a resina convencional. As próteses totais, foram submetidas aos seguintes métodos de polimerização: 1) banho de água a 74°C por 8 horas, seguido de aquecimento a 100°C por uma hora; 2) irradiação de microondas por 90 segundos a 90 W com mufla em posição vertical e 90 segundos a 500 W em posição horizontal. Terminada a polimerização, as muflas foram

mantidas em bancada por 20 minutos e depois colocadas sob água corrente. Após a demuflagem, foi realizado o acabamento e polimento e as amostras foram armazenadas em água destilada por 21 dias a 37 °C. A alteração dimensional foi avaliada pelo peso do material de moldagem interposto entre a base de resina e o modelo metálico padrão sob uma carga de 3,36 kg. A porosidade foi verificada em secção transversa obtida da região de primeiro molar, e após o polimento foi observada no aumento de 10 vezes. Foram confeccionadas amostras de 6,5 x 1,0 x 0,3 cm de resinas polimerizadas pelos métodos descritos acima e armazenadas por 21 dias em água. Após este período verificou-se: 1) Densidade, calculada pela divisão do peso pelo volume da amostra; 2) Resistência transversa, observadas em máquina de ensaios universal INSTRON-1123, com velocidade média de 1 mm/min.; 3) Dureza Knoop, avaliada sob carga de 20 g.; 4) Monômero residual, com espectroscopia infravermelha; 5) Resistência da resina em reparos: as amostras foram reparadas com resina convencional, polimerização em microondas e resina autopolimerizável. As próteses foram avaliadas quanto à dureza Knoop, porosidade e adaptação do metal em relação aos dentes artificiais. A única diferença encontrada entre os dois métodos de polimerização foi para dureza Knoop que foi menor quando as amostras foram submetidas à energia por microondas.

Neste mesmo ano, TAKAMATA & SETCOS, em uma revisão de literatura sobre a precisão dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico; energia de microondas e luz visível, concluíram que a tensão introduzida durante o processamento das resinas termopolimerizáveis poderia levar à distorção das bases. A ativação química, luz visível, ou energia de microondas constituíam-

se em alternativas na intenção de melhorar a precisão dimensional das próteses assim como a técnica de processamento.

Estudando o uso de energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas, LEVIN *et al.*, numa revisão bibliográfica em 1989, verificaram que as propriedades físicas das resinas polimerizadas por este método eram semelhantes às polimerizadas por banho de água aquecida, e havia necessidade de desenvolvimento de materiais e métodos de processamento adequados. Próteses polimerizadas em forno de microondas tinham a vantagem de economizar tempo, maior limpeza e fácil manipulação. As desvantagens descritas por estes autores estavam relacionadas às muflas plásticas utilizadas em forno de microondas, por serem de alto custo e frágeis, podendo fraturar após a utilização das mesmas.

Em 1989, TAKAMATA *et al.* estudaram a precisão dimensional de próteses confeccionadas com os métodos de polimerização: 1) ativação química sob pressão de 5,5 unidades atmosféricas; 2) método convencional de banho de água aquecido a 70 °C por 30 minutos e 100 °C por mais trinta minutos, ou ainda por imersão das amostras em água fervente por 30 minutos; 3) por luz visível aplicada no lado externo durante 02 minutos e no lado interno por 06 minutos e 4) por energia de microondas por 03 minutos a 500 W. Modelos em gesso tipo IV foram confeccionados a partir de um modelo metálico padrão, e sobre os modelos em gesso foram confeccionadas próteses totais com as resinas termopolimerizável convencional, quimicamente ativada, ativada por luz visível e própria para energia de microondas. A avaliação da adaptação foi realizada pelo método da diferença de peso do material de moldagem interposto entre a base da prótese e o modelo

metálico; e pela medida, verificada em microscópio, observando a desadaptação em 05 diferentes pontos entre a prótese e o modelo metálico. Verificou-se que todos os grupos mostraram alteração dimensional, porém as resinas acrílicas que apresentaram melhor adaptação foram as resinas ativadas quimicamente pela técnica de resina fluida e àquelas polimerizadas com energia de microondas. De acordo com os autores, diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravavam 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 diminuía a adaptação da prótese aos tecidos de suporte.

JACKSON *et al.*, em 1989, verificaram a alteração dimensional de bases de prótese total polimerizadas pela técnica de injeção do molde e pelo banho de água aquecida, antes e após o polimento. O comparador dental descrito por Rupp (1957) foi utilizado para realizar a mensuração de 6 pontos referenciais localizados na região central do palato, 9 na região próxima à tuberosidade e 9 na região "pós-dam", simultaneamente, na base e no modelo mestre. Os autores verificaram que não havia diferença estatisticamente significativa na alteração dimensional das bases de resina acrílica processadas pelos dois métodos e havia alguma alteração como resultado do polimento, porém a direção das mudanças foi imprevisível.

Em 1989, HARVEY & HARVEY avaliaram as mudanças dimensionais no bordo posterior de bases de prótese confeccionadas por resina ativada por luz visível. As mudanças dimensionais de 50 bases de prótese confeccionadas por resina ativada por luz visível (Triad) foram mensuradas antes e após a cura, armazenadas em água e quando mantidas secas em bancada de laboratório. Os autores marcaram 3 pontos referenciais no

bordo posterior e mediram a desadaptação com microscópio. O ponto no meio do palato foi o que deu a maior desadaptação. Os autores concluíram que este material estava indicado para as pessoas que tinham sensibilidade ao monômero, por este material ser isento de monômero.

Em 1990, SYKORA & SUTOW compararam a estabilidade dimensional de dois tipos de base de cera e a estabilidade dimensional de dois diferentes métodos de processamento de resinas acrílicas para bases de prótese. Seguindo um modelo padrão, foram confeccionados 10 modelos em gesso simulando uma maxila edêntula, e 10 modelos em gesso, simulando uma mandíbula edêntula. Cada conjunto de maxila e mandíbula foram montados em articulador (Teledyne Hanau, Buffalo, New York). Para posicionamento dos modelos da mandíbula foi utilizado um posicionador metálico (Hanau). Os planos de cera foram confeccionados em 10 modelos com cera rosa, com temperatura de plastificação entre 71-72 °C e os outros 10 modelos foram confeccionados com cera vermelha, que possui temperatura de plastificação entre 58-64 °C. Dentes posteriores de resina acrílica (SR - Orthotyp T 4, 3 A, Ivoclar) e dentes anteriores de resina acrílica (SR - VIVODENT A 42, Ivoclar) foram montados com oclusão balanceada. Cinco dentaduras completas foram confeccionadas com a resina Lucitone 199 (Dentisply), processadas pela técnica convencional de banho de água, e outras cinco pela técnica da resina injetada. Para avaliação da alteração dimensional, foram posicionados pinos metálicos na incisal de caninos e segundo molar direito e esquerdo, na mandíbula e maxila. A movimentação dentária foi verificada nos planos verticais e horizontais, avaliando a alteração da cera e as mudanças ocorridas em várias etapas do processo: A) após a demuflagem; B) após acabamento e

polimento e C) após 01, 03, e 08 semanas de imersão das bases de prótese em água à temperatura ambiente. A desadaptação foi observada em microscópio com precisão de 0,001 mm. Como resultado, os autores observaram que a resina injetada mostrou menor movimentação dos dentes se comparada à resina convencional. As resinas utilizadas não apresentaram diferenças significantes após o armazenamento em água. Não havia diferenças estatisticamente significantes entre as duas ceras utilizadas.

POLYZOIS, em 1990, relatou que um dos principais fatores que contribuíam para a retenção de uma prótese era a tensão superficial de um pequeno filme de saliva interposto entre a base de prótese e os tecidos de suporte, e as forças resultantes eram máximas quando a distância entre a base e o modelo era mínima. Além disso, os tecidos orais tinham mostrado notáveis propriedades de adaptação, mas isso não queria dizer que eles fossem sadios e normais sob condições que requeiram mudanças na ordem de 1mm ou mais. O autor investigou a adaptação de bases de prótese total superiores aos modelos de gesso processadas pelo método convencional e por dois métodos de ancoragem. Um método de ancoragem consistiu na adição de uma borda na região posterior da base de prótese se estendendo 8 mm sobre o modelo. O outro consistiu na confecção de 6 orifícios na região posterior do modelo, 3 de cada lado da linha média. Após polimerização, as bases foram recolocadas sobre seus respectivos modelos de gesso e o conjunto prótese-modelo foi seccionado transversalmente na região de segundos molares e sagitalmente na região de linha média. A discrepância entre base e modelo foi medida com microscópio comparador em 7 pontos na secção transversal e 4 na sagital. Os resultados mostraram que as próteses confeccionadas pelos métodos de ancoragem apresentaram melhor adaptação que as do método convencional. Os autores concluíram que os métodos de ancoragem poderiam ser

utilizados com sucesso para a confecção de prótese totais, pois eram métodos rápidos e simples. A maior discrepância ocorreu na porção central da borda posterior palatina, nos 2 sentidos de cortes analisados.

Em 1991, um estudo comparando a alteração dimensional de bases de próteses após o reembasamento com três diferentes resinas foi realizado por BREEDING *et al.* Foram confeccionadas 30 bases de próteses com 1,5 a 2,0 mm de espessura com resina acrílica resistente ao impacto, polimerizada em banho de água por 09 horas a 74 °C. Em seguida, as amostras foram reembasadas pelo método de adição, utilizando as seguintes resinas: a) Resina acrílica polimerizada por luz visível durante 05 minutos, posteriormente por mais 02 minutos de acordo com as instruções do fabricante (Triad); b) Resinas acrílicas termo-polimerizáveis, processadas em banho de água durante 09 horas a 74 °C (Lucitone 199 e Acelar 20). As distâncias entre os bordos disto-vestibulares (região de tuberosidade) e disto-linguais de cada amostra antes e após o reembasamento, foram medidas pelo mesmo pesquisador, por três vezes em um microscópio óptico. Os resultados mostraram que havia alteração dimensional para todas as amostras reembasadas e que, dentre as resinas utilizadas para o procedimento, aquela polimerizada por luz visível foi a que apresentou a maior desadaptação. No entanto, segundo os autores, todas as alterações eram clinicamente insignificantes.

Uma pesquisa comparando a estabilidade dimensional de bases de resina submetidas a um duplo processo de polimerização foi realizada em 1991 por AL-HANBALI *et al.* Bases de prótese foram confeccionadas a partir de um modelo metálico de maxila edentada utilizando resina convencional polimerizada pelos seguintes métodos: 1) banho de

água durante 7 horas 70°C, seguido de 3 horas a 100°C (ciclo longo); 2) banho de água fervendo durante 10 minutos (ciclo curto); 3) irradiação com microondas em forno, contendo prato giratório durante 25 minutos a 65 W. Após a polimerização, as amostras foram esfriadas à temperatura ambiente e mantidas em meio úmido por 24 horas. Para medir a adaptação, um espaçador de 1,99 mm de espessura foi adaptado sobre o modelo metálico criando um espaço vazio entre este e a base de resina. A seguir as bases foram reposicionadas sobre o modelo metálico com a interposição de uma camada de silicone de adição. Após a separação, foi vazado gesso na base com silicone, e a espessura do material de impressão foi medida em 7 pontos diferentes na porção posterior do palato, através de um microscópio comparador. Para o segundo ciclo de polimerização, uma camada de cera modeladora foi aplicada nos bordos das bases, e estas foram incluídas e processadas de acordo com os mesmos métodos já descritos, exceto para o ciclo longo de banho de água que amostras permaneceram 12 horas a 65°C, para garantir que a temperatura da água fosse mantida abaixo da temperatura de transição vítrea da resina. Novamente a adaptação foi medida pela espessura da camada de silicone. Os resultados indicaram que todas as bases de resina distorceram após o 1º e 2º ciclos de cura, sendo que a polimerização por microondas apresentou maior distorção do que a curada em banho de água pelo ciclo curto, especialmente na região central do palato.

SANDERS *et al.*, em 1991, avaliaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método tradicional do banho de água. Bases de próteses foram feitas a partir de um modelo de alumínio com duas resinas convencionais e uma especial para microondas. Os métodos de polimerização foram: a) banho de água convencional a 74°C por 09 horas; b) irradiação por microondas a 90 W por 6,5 minutos. As

porções posteriores das bases foram recortadas até a região de primeiros molares e depois armazenadas em água durante 24 horas. A seguir as bases foram posicionadas sobre o modelo metálico e o conjunto colocado sob carga de 9,0 kg em direção vertical. O espaço existente entre a base e o mestre foi verificado em cinco regiões diferentes. Os autores verificaram que as bases de resina processadas em forno de microondas foram tão bem adaptadas quanto àquelas polimerizadas pelo método convencional.

A alteração dimensional de bases de prótese polimerizada por energia de microondas foi analisada por WALLACE *et al.*, em 1991. Neste trabalho, os autores compararam a adaptação de bases em resina termopolimerizável polimerizada pelo método convencional com aquelas polimerizadas em microondas. Foram confeccionados 50 modelos em gesso pedra, obtidos pela moldagem de um modelo padrão em resina, com sete pontos de referência. Os modelos foram divididos em dez grupos, e as dimensões entre os pontos de referência foram determinadas. Para o grupo controle, foram utilizadas muflas metálicas, resina termopolimerizável convencional em banho de água de 74°C durante 09 horas. Os outros modelos foram incluídos em muflas plásticas reforçadas com fibra de vidro, e processados pelos seguintes ciclos: Grupo II - 86 W por 30 minutos, mais 448 W por 02 minutos; Grupo III - 86 W por 6,5 minutos em cada lado, mais 448 W por 01 minuto em cada lado; Grupo IV - 241 W por 10 minutos e Grupo V - 397 W por 2,5 minutos para cada lado. Os pontos de referência, agora reproduzidos em resina, foram medidos com um comparador óptico (Deltronic DH 14). Os resultados mostraram que a resina polimerizada em microondas apresentava adaptação igual ou superior àquelas polimerizadas por banho de água.

ZISSIS *et al.*, ainda neste ano, realizaram uma revisão de literatura a respeito dos métodos de mensuração utilizados na determinação da precisão dimensional e estabilidade das bases de prótese. Observaram que muitos e diferentes métodos tinham sido propostos, mas que existia um certo predomínio no uso de compasso calibrador e microscópios lineares. Mas o método que podia oferecer bastante precisão em pesquisas futuras eram os sofisticados sistemas computadorizados de mensuração por coordenadas, que permitia obter resultados bastante precisos do posicionamento da base da prótese em relação ao modelo.

HUGGETT *et al.*, em 1992, avaliaram uma injeção desenvolvida recentemente, que foi utilizada no processamento de resinas quando comparada com o processo de compressão utilizando três ciclos de cura. A precisão e a estabilidade dimensional das bases de resina acrílica confeccionada pelos dois métodos foram comparadas. Foram marcados três pontos: dois na crista do rebordo posterior, e outro na crista anterior. As mudanças dimensionais foram marcadas durante um período de 4 meses usando um comparador ótico. Os resultados demonstraram que as bases de próteses produzidas pelo método da injeção exibiu menos contração do que àquelas produzidas pelo procedimento convencional.

Em 1992, SALIM *et al.* estudaram três tipos de resinas, sendo duas resinas convencionais termopolimerizáveis, e uma resina específica para polimerização em microondas (Acron - MC). Foram confeccionadas espécimes com dimensões de 60,0 x 25,0 x 3,0 mm. Estas amostras foram submetidas às seguintes técnicas de polimerização: 1) Polimerização convencional, durante 90 minutos a 70°C, e depois 30 minutos a 100°C (nas

amostras confeccionadas com resina convencional); 2) Polimerização convencional, durante 35 minutos sob pressão de 06 atm a 100°C e depois, esfriamento em água sob pressão de 6 atm, por 10 minutos (resina SR - IVOCAP); 3) Polimerização por energia de microondas por 03 minutos a 500 W (Acron - MC). Foi medida a alteração dimensional com um microscópio comparador em quatro regiões diferentes. Como resultado, as amostras que sofreram menor alteração foram aquelas confeccionadas com a resina SR - IVOCAP, os outros métodos apresentaram uma alteração dimensional semelhante.

SMITH & POWERS, em 1992, compararam a adaptação relativa das bases de prótese total, sem dentes, confeccionadas com 7 resinas acrílicas, quando polimerizadas por diferentes métodos. A adaptação na região de molar à molar foi avaliada em 3 tempos: após processamento, após polimento e após armazenagem em água. Os resultados obtidos foram que as próteses polimerizadas por energia de microondas (Acron MC), calor moderado (Perform a 45°C) e luz visível (Triad) apresentaram melhor adaptação que próteses processadas em altas temperaturas (Lucitone 199 a 74°C, Accelar 20, Compak e Permacryl 20 a 100°C). A tradicional resina termopolimerizável (Lucitone) mostrou adaptação média após armazenagem em água. Os autores concluíram que a adaptação relativa da base foi resultante da interação dos fatores contração de polimerização, liberação da tensão residual após remoção da base do modelo, e sorção da água. O efeito da contração de polimerização sobre a adaptação da base no modelo de gesso não foi evidente imediatamente após o processamento, mas antes da remoção da base do modelo. Quando a base processada pela técnica de compressão foi removida do modelo, a tensão residual foi liberada e a distorção manifestada resultou na pior adaptação. Após armazenagem em água, a base aumentou em

dimensão pela sorção de água, compensando parcialmente contração de polimerização e resultando na melhor adaptação da base.

Em 1992, TURCK *et al.* estudaram a alteração dimensional de próteses totais, onde compararam três diferentes métodos de polimerização em relação à alteração dimensional. Foram utilizadas as seguintes resinas e métodos: 1) Resina convencional polimerizada em banho de água por 09 horas a 85 °C, acrescido de 30 minutos em água fervente, sob compressão de 3,500 psi; 2) Resina para microondas (Acron - MC) polimerizada por 03 minutos a 500 W, sob compressão de 3,500 psi; 3) Resina ativada por luz visível durante 12 minutos sob pressão manual. Após o polimento, as próteses foram pesadas e mantidas em água por um período de 17 dias. Para avaliação da adaptabilidade, foi utilizado o sistema Michigan (MCGCMS), um sistema de medidas por computação gráfica que mede de forma tridimensional, o espaço existente entre a base e o modelo mestre. Foram 22 pontos orientados em dois planos frontais, distantes 7 mm da superfície de cada corpo de prova. Segundo os autores, a mais importante força física na retenção da prótese total superior aos tecidos de suporte era a espessura do filme de saliva. Os autores concluíram que não havia diferença significativa entre as técnicas.

PHILLIPS, em 1993, relatou que existiam muitos fatores, além da adaptação da base de prótese, que seriam responsáveis por sua eficiência durante a função a ser desempenhada na boca. Entretanto, a adaptação aos tecidos moles era muito importante, uma vez que a força máxima de mordida de um paciente que usa prótese total era de somente 1/6 daquela exercida por uma pessoa com dentição natural. Dessa maneira, era necessário que a adaptação da base de prótese à estrutura bucal fosse a mais próxima possível, para impedir a

perda da eficiência mastigatória. No processamento da base, existiam inúmeros ciclos de polimerização, sendo o mais aceito aquele que utilizava o tempo de 9 horas a 74°C, sem ebulição final. Era um ciclo longo que utilizava baixa temperatura. Observou que a contração e polimerização era distribuída por toda a superfície da base da prótese total. Segundo o autor, existiam métodos alternativos para a ativação da reação de polimerização, como o método de ativação por energia de microondas, sendo este um método mais limpo e rápido que a polimerização em água quente. Bases de prótese total processadas por microondas apresentavam propriedades físicas comparáveis e adaptação semelhante ou superior às processadas pelos métodos convencionais.

Em 1993, SYKORA & SUTOW verificaram a adaptação de bases de prótese, na região de selado posterior do palato, quando influenciada por duas diferentes técnicas de processamento das resinas, forma do palato e imersão em água. Neste estudo, foram utilizados vinte modelos de gesso, sendo dez com palato profundo e dez com palato “raso”. Sobre estes modelos foram confeccionados bases em cera com espessura entre 1,5 a 2,0 mm. Dez bases (sendo 5 com palato raso e 5 com palato profundo) foram processadas com resina convencional (Lucitone 199) e as outras dez bases, foram processadas utilizando-se a técnica de resina injetada (SR - Ivocap). Após a polimerização, cada conjunto base-modelo foi avaliado logo depois da demuflagem, após o polimento e acabamento e após períodos de imersão em água em temperatura ambiente de 01 hora, 01 dia e 01 semana. Os autores concluíram que a técnica injetada mostrou pequena alteração dimensional quando comparada com a resina convencional. Quando armazenadas em água, a resina injetada recuperava a alteração sofrida durante a polimerização, e nas duas resinas utilizadas, o palato “raso” mostrou maior desadaptação, se comparado com o palato profundo.

Em 1994, DYER & HOWLET desenvolveram um estudo comparando a estabilidade dimensional de resinas específicas para microondas com resinas acrílicas polymerizadas por banho de água. Avaliaram a alteração das amostras quando sofriam reparos com resinas para microondas. Com um modelo metálico simulando uma maxila edêntula, foram confeccionados 40 modelos em gesso pedra, sendo que 20 amostras foram confeccionadas com resina de polimetil metacrilato modificada para polymerização rápida, sendo imersa em água fervente e mantida por 22 minutos a 100°C. As outras 20 amostras foram confeccionadas com resina de polimetil metacrilato modificada para polymerização em microondas durante 03 minutos a 500 W. A adaptação foi avaliada pela medida da espessura de um material de impressão interposto entre a base de prótese e o modelo, com microscópio comparador, em 7 pontos localizados na secção posterior do índice de silicona. As bases foram seccionadas e reparadas com a resina Acron-MC, usada em microondas. As amostras foram polymerizadas por 2 minutos a 500 W e reavaliadas. Os resultados mostraram que todas as bases de resina acrílica para microondas distorceram após polymerização inicial e seguida de reparo. A maior distorção ocorreu na região de linha média palatina. A resina acrílica formulada para polymerização em microondas não ofereceu vantagens em termos de estabilidade dimensional em relação às resinas convencionais polymerizadas pelo método rápido de banho de água.

SADAMORI *et al.*, em 1994, examinaram a influência da espessura e localização de monômero residual em amostras de resina acrílica polymerizadas por 3 métodos: convencional, resina fluída e microondas. Os resultados sugeriram que a alteração dimensional e a estabilidade da prótese total confeccionada em resina acrílica poderia ser

influenciada pelo método de processamento, espessura das bases e pela forma e tamanho das próteses.

ELSHEIKH & ABDEL-HAKIM, em 1995, estudaram a precisão de registros de bases de resina livremente adaptadas. Para isso, eles utilizaram 40 bases e foram selecionados três tipos de resina autopolimerizáveis. Fastray, Orthoresin orthodontic e Fastcure. As 40 bases com seus modelos de gesso foram seccionadas coronalmente nos caninos, pré-molares e superfícies de molares para o procedimento padrão. As mensurações foram feitas em 5 pontos: 2 na ponta da crista do rebordo, 2 na inclinação lateral do palato e um ponto no meio do palato. Um microscópio foi utilizado para mensurar a espessura das bases, pois este método era mais prático para avaliar a precisão de adaptação. Eles concluíram que a resina ortodôntica produziu bases mais adaptadas e o material de reparo a pior adaptação; na mesma superfície, o grau de desadaptação era diferente nos pontos; as espessuras das bases variavam; a desadaptação das bases de registro em qualquer ponto não foi relacionado.

Em 1995, SADAMORI *et al.* desenvolveram um trabalho com o objetivo de avaliar as alterações dimensionais de bases de resina acrílica quando reembasadas. Foram confeccionadas 30 bases de resina acrílica polimerizadas por 90 minutos a 70°C, seguida de 30 minutos a 100°C. Estas bases foram armazenadas por 02 semanas em água a $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$, e então foi avaliada a adaptação. Estas amostras foram divididas em 04 grupos e reembasadas com: 1) resina termopolimerizável convencional pelo ciclo já descrito; 2) autopolimerizável - Rebaron - polimerização por 90 minutos e Tokuso Rebase - polimerização por 08 minutos; 3) ativada por microondas - Acron-MC - polimerização por 03 minutos; 4) ativada por luz -

Reabron LC - polimerização por 10 minutos. Para avaliação da alteração dimensional, foi medida a distância entre a superfície do modelo metálico com base em dez posições diferentes. Cada medida foi repetida dez vezes. As primeiras medidas foram realizadas logo após o reembasamento e depois as amostras foram armazenadas em água destilada a 37 °C. Os períodos para verificação foram; 01 dia; 01 semana; 04 meses e 08 meses. Os autores concluíram que a alteração dimensional foi influenciada pelos materiais de reembasamento. A resina termopolimerizável foi a que apresentou menor alteração dimensional.

RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, em 1995, avaliaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptação de próteses totais. Este experimento envolveu o uso de duas resinas: uma convencional de ligação cruzada (Lucitone 550) e outra desenvolvida para microondas (Acron-MC). A primeira foi submetida à polimerização em banho de água quente a 73°C por 9 horas e a segunda à polimerização através de energia de microondas nos ciclos de 500 W por 3 minutos e 90 W por 13 minutos. A partir de um modelo fundido de liga de cobre e alumínio simulando uma maxila edentada foram confeccionados 12 próteses totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. A primeira avaliação do grau de adaptabilidade foi realizada logo após o acabamento das próteses e a segunda após as amostras terem ficado por 30 dias armazenadas em água destilada. Foram realizados dois testes de adaptação: o primeiro consistiu no peso do material de moldagem interposto entre as bases e o modelo mestre; o segundo, na média das mensurações entre a base e o modelo mestre no seu bordo posterior. Os resultados obtidos mostraram que: 1) as próteses confeccionadas com Lucitone 550 processadas em microondas a 500W/ 3 minutos foram as que apresentaram melhor

adaptação; 2) as amostras confeccionadas com Lucitone 550 polimerizadas em banho de água foram as que apresentam pior adaptação; 3) todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem em água; 4) as amostras que apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem foram as de Lucitone 550 polimerizadas por energia de microondas 500W/3 minutos; e 5) as amostras que apresentaram pior adaptação após o período de sorção de água foram as resinas Acron-MC polimerizadas por energia de microondas a 500W por 3 minutos. Os autores consideraram que mais experimentos deveriam ser realizados nesta linha, no sentido de elucidar algumas variáveis pertinentes ao processamento de próteses totais.

Em 1996, RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY desenvolveram uma pesquisa sobre a adaptação de bases de próteses quando submetidas a dois ciclos de polimerização. Foram confeccionadas 36 amostras, divididas em 03 grupos com 12 corpos de prova cada. As bases de prótese dos grupos 01 e 02 foram submetidas à polimerização convencional (09 horas a 74°C). As bases pertencentes ao terceiro grupo foram polimerizadas com energia de microondas a 500 W por 03 minutos. Para avaliar a adaptação das bases sobre o modelo metálico, foi interposto entre eles, um material de moldagem, sob carga de 02 kg. Em seguida, todas as bases foram reembasadas pelo método de adição, e aquelas pertencentes aos grupos 01 e 03 foram reembasadas com o mesmo material e técnica de polimerização. As bases do grupo 02 foram preenchidas com a mesma resina, no entanto, polimerizada em forno de microondas por 03 minutos a 500 W. Após o reembasamento, a adaptação foi verificada novamente. Para avaliação de porosidade, após receberem polimento, os corpos de prova foram imersos em tinta preta e então a porosidade foi contada

com lupa estereoscópica. Como resultado foi observado que a resina convencional, quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e no segundo por energia de microondas apresentou adaptação semelhante aos reembasamentos convencionais. A resina convencional apresentou maior números de poros tanto no primeiro quanto no segundo ciclo de polimerização, quando comparada à resina polimerizada por energia de microondas.

Em 1996, SYKORA & SUTOW analisaram a adaptação posterior de bases de prótese confeccionadas sobre um modelo de gesso de alta expansão (Ivoclar AG). Com objetivo de compensar a alteração dimensional da resina, os autores utilizaram um gesso que sofresse maior expansão. Foram confeccionados 20 modelos seguindo um padrão com palato “raso”, sendo 10 em gesso tipo III e 10 em gesso de alta expansão. Foram confeccionados sobre os modelos, bases de 2,0 mm de espessura. Dez conjuntos base-modelo foram submetidos à polimerização com resina convencional (Lucitone 199) e outros dez foram polimerizados com resina injetada. Após a polimerização as bases sofreram acabamento e polimento, e armazenadas em água por 01 dia e 01 semana. As amostras foram analisadas em microscópio com resolução de 0,001 mm. Os autores observaram que as bases confeccionadas em modelos de gesso de alta expansão apresentaram melhor adaptação, que aquelas confeccionadas com gesso tipo III, independente da técnica de polimerização utilizada.

SADAMORI *et al.*, em 1997, avaliaram a influência da espessura na alteração dimensional linear, no empenamento e na absorção de água das resinas para base de prótese seguindo dois métodos de processamento. Foram confeccionados corpos de prova nas dimensões de 65x10 mm e espessuras variando em 1, 3 e 5 mm e polimerizados: a) resina termopolimerizável convencional (banho de água 90 minutos a 70°C mais 30 minutos a

100°C); b) resina para microondas Acron-MC (500 W por 3 minutos). A alteração dimensional, o empenamento e a sorção de água foram avaliadas nos períodos de 1, 7, 30 e 90 dias. Os autores constataram que: a) as alterações lineares, o empenamento e o ganho de água pela base de resina são influenciados pelo método de processamento e pela espessura da resina; b) a alteração linear dimensional em base fina após a demuflagem pode ser menor, mas a deformação pode ser maior em relação a uma base espessa, e que uma base mais espessa requer maior tempo para voltar a ter estabilidade dimensional em relação a uma base mais fina; c) o ganho de água pela base polimerizada através de energia de microondas foi maior em relação à polimerizada por banho de água convencional; e d) as bases mais espessas apresentavam maiores alterações dimensionais após removidas da mufla, e requeriam maior período de tempo para se tornarem estáveis dimensionalmente. As bases mais finas empenavam mais facilmente depois de removidas da mufla, mas requeriam menor tempo para voltar à estabilidade.

Estudando as propriedades da resina acrílica utilizada nas prótese totais, ANUSAVICE, em 1998, relatou que os materiais termoativados utilizados na fabricação de quase todas as placas-base para dentadura se utilizavam da energia térmica fornecida pelo banho de água ou por microondas. A maioria dos sistemas de resinas consistia de composição pó-líquido, que deviam ser misturados em proporção adequada (3:1 em volume), para permitir que o monômero pudesse embeber as partículas de polímero, mas sem contribuir para um aumento da polimerização, limitando a contração volumétrica em aproximadamente 6%. O 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 tinha mostrado um resultado satisfatório. O esfriamento rápido poderia resultar em distorção da resina devido às

diferenças de contração térmica da resina e do gesso. A ativação química também poderia 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 grande quantidade de monômero não reagido na resina de ativação química.

Em 1998, BOBERICK & MCCOOL analisaram a estabilidade dimensional de bases de prótese, quando fotopolimerizadas por dois diferentes métodos. Quarenta bases em resina Triad (VLC) foram confeccionadas por dois métodos: 1) De acordo com as especificações do fabricante, toda a superfície da resina foi exposta à luz, de uma única vez. 2) A área do palato foi protegida para evitar a penetração de luz, e a resina foi polimerizada em três estágios com a readaptação da camada protetora entre as fases de polimerização. Dez bases de cada grupo foram avaliadas 01 hora após a polimerização, e as outras 10 bases restantes de cada grupo foram avaliadas 07 dias após a polimerização. A adaptação foi verificada em microscópio digital (0,001 mm, Fowler Ultra - Cal II, Sylvac, Switzerland). As medidas foram realizadas em três diferentes pontos: A, B, e C, sendo A e C, pontos localizados na crista do rebordo alveolar, e B, localizado no palato. As mensurações nestes três pontos foram realizadas numa distância de 05, 10, 15 e 20 mm da região posterior do modelo. Os autores concluíram que: 1) A maior desadaptação ocorreu na região do palato, na região posterior, em todas as amostras; 2) A técnica de fotopolimerizar a resina por camadas, proposta neste trabalho, poderia reduzir a desadaptação das bases de prótese de maneira significativa.

GANZAROLLI, em 1999, avaliou a adaptação e porosidade de 72 bases de prótese, confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável (Clássico) e resinas acrílicas de polimerização por energia de microondas (Acron-MC e Onda Cryl), quando, após a

polimerização, foram submetidas ao procedimento de esfriamento brusco e convencional. A avaliação foi realizada após a demuflagem e após armazenagem por 30 dias. Os métodos de avaliação da desadaptação foram: 1) Peso da silicona interposta entre a base de resina e a superfície do modelo de gesso e; 2) Medida da distância entre a base de resina e o modelo de gesso, através de um microscópio comparador. A autora concluiu que o esfriamento brusco potencializou a desadaptação das resina avaliadas; A microscopia permitiu avaliar a desadaptação em pontos determinados, não sendo possível a mesma ser verificada em toda base.

PADOVAN *et al.*, em 1999, avaliaram a influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação de bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica de rápida polimerização (QC-20). Foram confeccionadas 15 bases de prótese total a partir de um modelo mestre metálico simulando uma maxila edêntula, divididas em 3 grupos, que receberam os seguintes tratamentos: grupo 1, polimerizadas em banho de água aquecida a 74°C por 9 horas; grupo 2, polimerizadas em água a 100°C durante 20 minutos; e grupo 3, polimerizadas por energia de microondas a 500 W durante 3 minutos. Os conjuntos modelo-base, após terem sido polimerizados, foram removidos das muflas e seccionados transversalmente nas posições anterior, média e posterior, onde em cada secção foram marcados 7 pontos referenciais para a leitura da desadaptação em microscópio comparador linear. Os autores concluíram que não houve diferença estatística entre os desajustes promovidos pelos ciclos de polimerização convencional e rápido, ambos com melhor adaptação, em relação ao ciclo de microondas. A maior média de desadaptação ocorreu na linha média da região posterior, quando a base foi polimerizada pelo ciclo de microondas.

ARIOLI FILHO *et al.*, em 1999, analisaram a influência da forma geométrica dos palatos triangular, oval e plano e o tempo de armazenagem em água, na adaptação das bases de prótese total superiores confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável. Após polimerização, acabamento e armazenagem em água, as bases foram fixadas em seus respectivos modelos e seccionados transversalmente nas regiões "pós-dam", fossas centrais de primeiros molares e distal de caninos. O desajuste entre a base de resina acrílica e o modelo mestre foi mensurado por meio de um microscópio comparador linear. Os resultados indicaram significância estatística ao nível de 5% entre as formas geométricas do palato, tendo o palato plano apresentado os menores desajustes. O palato triangular demonstrou os maiores valores de desajustes entre a base e o modelo. A localização dos cortes também apresentou valores significantes estatisticamente, sendo que o corte mais posterior revelou os maiores desajustes, seguido pelo corte mediano e anterior.

ALMEIDA *et al.*, em 1999, verificaram 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. As bases de cera foram confeccionadas sobre modelos de gesso com 2,0 mm de espessura, em seguida foram incluídas em mufla e polimerizadas. Após prensagem e polimerização, o conjunto base-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 3 técnicas, onde o corte B (região da linha média do palato) apresentou o maior desajuste.

RIZZATTI-BARBOSA, em 1999, investigou o grau de alterações na adaptação ao modelo, do bordo posterior de bases de prótese totais superiores polimerizadas por energia de microondas, em 7 posições pré estabelecidas, em função de três tratamentos: método de processamento; polimento; e sorção de água. Foram confeccionados 24 modelos a partir de um padrão metálico fundido e divididos em dois grupos: um polimerizado com resina Lucitone 550 em banho de água durante 9 horas a 73°C e outro com resina Acron-MC, processada em microondas durante 3 minutos a 500 W. Após o processamento, as amostras foram polidas e armazenadas durante 30 dias a 37°C. Em cada tratamento, o grau de desadaptação da região posterior foi avaliado, através da medição (microscópio comparador linear) de uma sílica de condensação interposta entre o modelo e a base de prótese, em 7 pontos. Os resultados permitiram concluir que todas as amostras apresentaram desadaptação em todos os pontos; b) em ambos os métodos de processamento, os locais que apresentaram maior desadaptação foram os pontos sobre o rebordo e na região central do palato.

CONSANI *et al.*, em 2000, verificaram a influência de operadores na adaptação das bases de prótese total superior. As bases com 2,0 mm de espessura foram construídas com resina acrílica termopolimerizável Clássico, no ciclo de água aquecida a 74°C por 9 horas, por 3 diferentes operadores. As bases das próteses foram fixadas ao modelo de gesso com adesivo instantâneo e o conjunto seccionado transversalmente nas regiões de distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e região posterior. As alterações dimensionais foram avaliadas em 5 pontos referenciais, com microscópio comparador Leitz, com precisão de 0.001 mm. Os autores concluíram que houve influência dos operadores na

adaptação das bases de prótese total e o padrão de distorção verificado na região palatina posterior da base foi confirmada no corte C pelos 3 operadores.

CONSANI, em 2000, verificou a adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina acrílica termicamente ativada Clássico, sob a influência das variáveis prensagem e polimerização. Foram confeccionados 40 modelos em gesso pedra e divididos em 4 grupos de 10, recebendo os seguintes tratamentos: Grupo 1- prensagem da resina e polimerização imediata em banho de água aquecida a 74°C por 9 horas (método convencional); Grupo 2- prensagem e polimerização após 6 horas, pelo método convencional; Grupo 3- prensagem da resina acrílica, utilização do dispositivo RS de contensão e polimerização imediata pelo método convencional; Grupo 4- prensagem, utilização do dispositivo RS de contensão e polimerização após 6 horas, pelo método convencional. O desajuste foi verificado com microscópio comparador, em 5 pontos referenciais em 3 três cortes transversais (anterior, médio e posterior). O autor concluiu que o nível de desadaptação foi significativamente menor quando se utilizava o dispositivo RS. Os melhores níveis de adaptação foram verificados no corte anterior, seguido pelos cortes médio e posterior.

3 – PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi determinar o desajuste de bases de prótese total, comparando a precisão dimensional estabelecida pelos métodos:

- 1- Interposição de silicona por condensação entre a base de prótese e o modelo de gesso com paquímetro digital modificado.
- 2- Microscopia óptica comparadora linear.

4 - METODOLOGIA

4.1 - Materiais

Para a confecção das bases de prótese foi utilizada resina acrílica termopolimerizável, comercializada pela Artigos Odontológicos Clássico Ltda, SP, na forma de pó e líquido, baseada no copolímero do poli-metilmetacrilato (Figura 1).



Figura 1- Resina acrílica Clássico®.

4.2 - Método

4.2.1- Preparo das amostras.

4.2.1.1- Confeccção dos modelos em gesso.

A partir de um molde de silicone Elite Double (Zhermack, Rovigo, Itália), representando uma arcada superior desdentada, com rebordo normal, foi vazado gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent) na proporção de 100 g de pó/ 30 mL de água e manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Após uma hora do início da espatulação, o modelo foi separado do molde (Figura 2). Desta forma foram confeccionados 10 modelos de gesso.

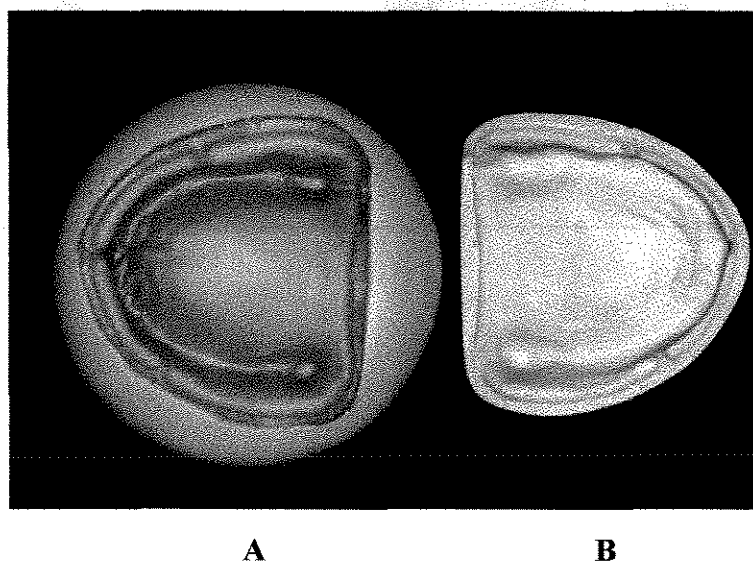


Figura 2- Molde de silicone (A) e modelo em gesso da arcada maxilar desdentada (B).

4.2.1.2- Preparo das bases de cera.

As bases de cera foram confeccionadas com 2 lâminas de cera rosa nº 7 (Epoxiglass Ind. e Com. de Produtos Químicos Ltda, SP), plastificadas em chama de lamparina a álcool. A primeira lâmina de cera foi adaptada sobre o modelo, com leve pressão digital, recortando os excessos, com ajuda de um instrumento Le Cron (Duflex-S.S. White Art. Dentários Ltda, RJ). Uma segunda lâmina de cera foi adaptada sobre a primeira da mesma maneira (CONSANI, 2000). A espessura final das lâminas, com aproximadamente 2 mm (SYKORA & SUTOW, 1993; ALMEIDA et al., 1999), foi verificada com paquímetro digital (Eletronic Digital Caliper-EDMT, China), especialmente modificado para esse propósito. Foram confeccionados 10 conjuntos modelo-base de prótese, como mostra a Figura 3.

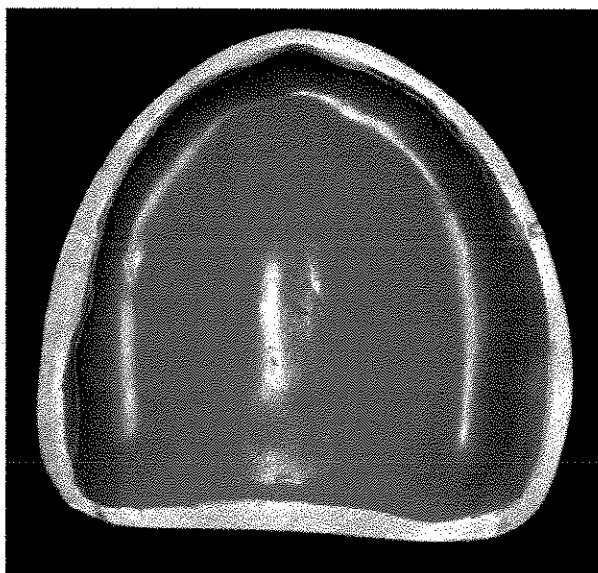


Figura 3- Modelo com a base de cera.

4.2.1.3-Inclusão dos modelos.

Os modelos foram isolados com vaselina sólida (Rioquímica, SP) e incluídos na parte inferior de muflas metálicas nº 5,5 (Dentária Campineira Ltda, SP), com gesso comum tipo II (Pasom Ind. e Com. Ltda, SP) (Figura 4), proporcionado na relação 100 g de pó/ 50 mL de água e manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Após a presa, a superfície do gesso de fixação foi isolada com vaselina sólida (Rioquímica, SP). A parte superior das muflas foi completada com gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent), proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante. A mufla contendo o conjunto modelo-base de prótese permaneceu em prensa hidráulica de bancada sob carga de 1.250 Kgf, por 1 hora.

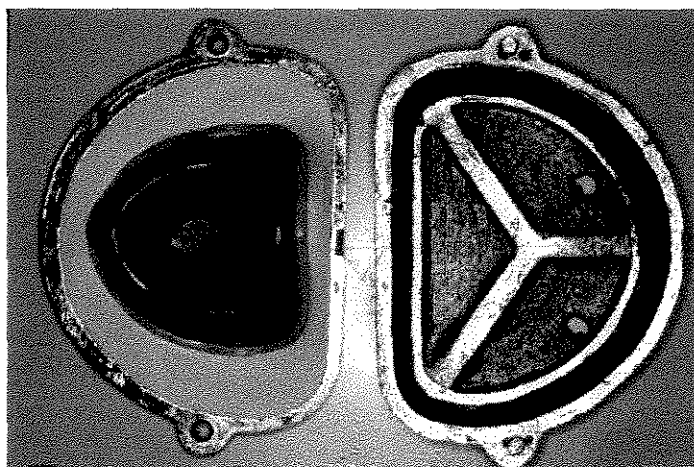


Figura 4- Conjunto modelo-base de cera incluído na parte inferior da mufla metálica.

Após esse período, a mufla foi colocada em água fervente por 05 minutos para que a cera fosse plastificada. Em seguida, a mufla foi aberta, a base de cera removida (Figura 5) e todo o resíduo de cera e vaselina foi removido com água fervente, utilizando escova dental Oral-B 30 (Gillette do Brasil Ltda, AM) e detergente líquido (Minerva).

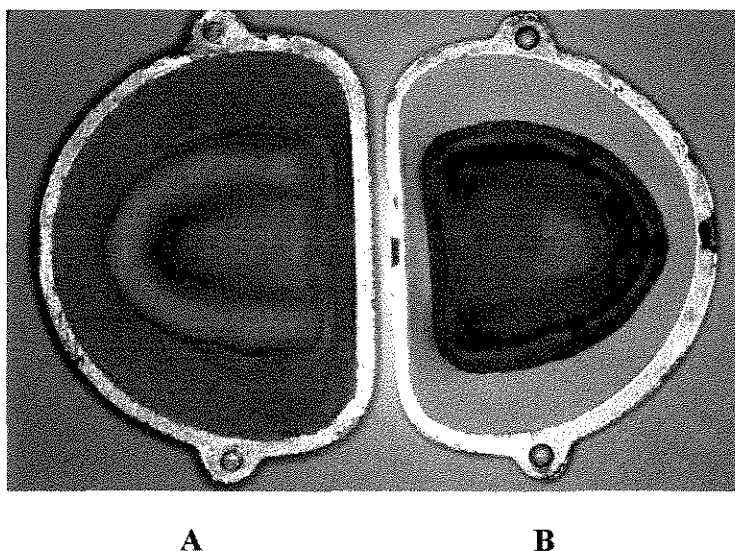


Figura 5- Parte superior (A) e inferior (B) da mufla após a remoção da base de cera.

4.2.1.4-Confecção das bases de resina acrílica.

Para a confecção das bases foi utilizada a resina acrílica termopolimerizável rosa Clássico (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, SP).

Com as partes da mufla devidamente secas, ambas superfícies de gesso superior e inferior foram isoladas com isolante para resina Cel-Lac (S. S. White Art. Dentários Ltda,

RJ). A resina acrílica termopolimerizável rosa Clássico foi proporcionada na relação volumétrica pó/líquido de 3/1, de acordo com as instruções do fabricante e colocada em frasco de vidro (PR Odonto, SC). Ao atingir a fase plástica, a resina foi homogeneizada manualmente 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. As muflas foram fechadas e comprimidas vagarosamente em prensa hidráulica de bancada (Línea 2000 VH Ltda) até atingir 800 kgf, o que permitiu a acomodação da resina acrílica e escoamento dos excessos. Após a abertura da mufla, eliminação da folha de celofane e dos excessos de resina com instrumento Le Cron (Duflex-S. S. White Art. Dent. Ltda, RJ), a prensagem final foi efetuada sob pressão de 1.250 kgf, por 30 minutos.

4.2.1.5-Método de polimerização

As muflas foram retiradas da prensa de bancada e transferidas para as prensas de rosca. Estas foram colocadas em polimerizadora automática Termotron P-100 (Termotron do Brasil Ltda) com água, onde permaneceram por 9 horas em temperatura de $74\pm 2^{\circ}\text{C}$ (STANFORD & PAFFENBARGER, 1956; PHILLIPS, 1993; ANUSAVICE 1998).

4.2.1.6- Desinclusão e acabamento das bases

As muflas foram esfriadas à temperatura ambiente, por 2 horas, em bancada. Após o esfriamento, foram abertas e as bases de prótese separadas cuidadosamente de seus respectivos modelos. Os excessos grosseiros das bases de prótese foram recortadas com broca Maxi-Cut (Maillefer, Suíça) até o limite estabelecido pelo modelo de gesso. Em seguida, os conjuntos modelo-base de prótese (Figura 6) foram submetidos às medições do desajuste, de acordo com os métodos propostos.

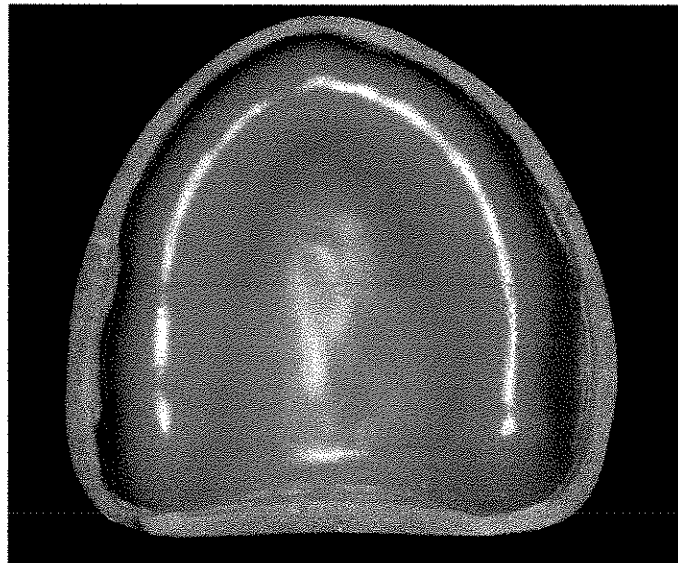


Figura 6- Conjunto modelo-base de prótese.

4.2.2- Avaliação do desajuste das bases de prótese.

Foram utilizados dois métodos de avaliação do desajuste das bases de prótese total:

- 1- Pela interposição de silicona polimerizável por condensação (3M-Dental Products, USA) entre a base de prótese e o modelo de gesso e;
- 2- Pela avaliação da distância linear entre modelo e base da prótese.

4.2.2.1- Medição da espessura da silicona interposta entre a base e o modelo.

Para avaliação com interposição da silicona, os conjuntos modelo-base foram fixados num dispositivo (Figura 7) desenvolvido pela Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP, com a finalidade de demarcar e padronizar as linhas transversais, onde foram feitas as avaliações. Cada conjunto modelo-base foi colocado sobre uma linha que havia no dispositivo com a finalidade de padronizar o posicionamento das mesmas.

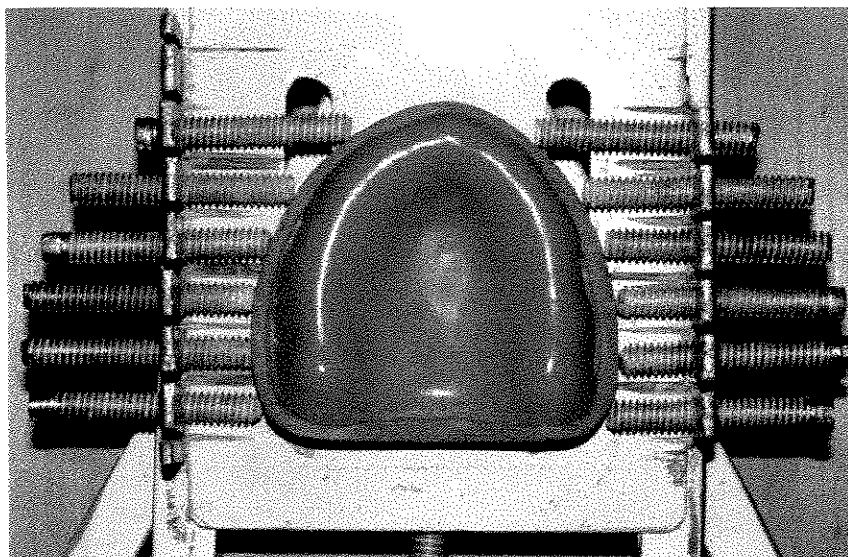


Figura 7- Conjunto modelo-base de prótese no dispositivo

Três linhas transversais foram traçadas nas bases de prótese, cada uma contendo cinco pontos referenciais, padronizados para todos os modelos. As três linhas referenciais foram definidas nas regiões: A- anterior (região de caninos), B- média (região de primeiros molares) e C- posterior (região palatina posterior). Cada ponto referencial foi marcado com caneta para retro-projetor (Faber-Castell) na parte externa da base (Figura 8), correspondendo nas três linhas:

- 1- Ponto no fundo de sulco vestibular direito;
- 2- Ponto na crista do rebordo direito;
- 3- Ponto na linha média;
- 4- Ponto na crista do rebordo esquerdo;
- 5- Ponto no fundo de sulco vestibular esquerdo.

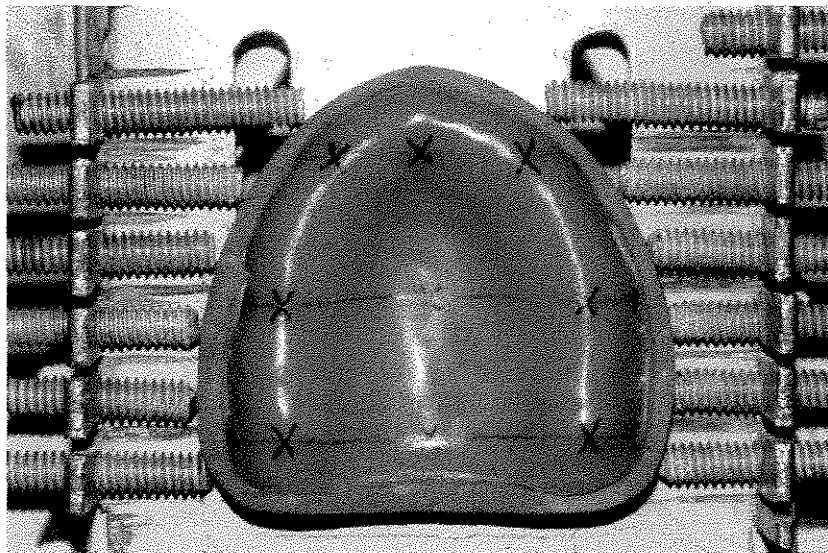


Figura 8- As linhas látero-laterais e os pontos referenciais demarcados na base de prótese.

Em cada ponto foi medida a espessura da silicona por condensação com paquímetro digital (Eletronic Digital Caliper-EDMT, China) e também em cada ponto com microscópio comparador (LEITZ-Germany) .

Para a mensuração pelo método da interposição da silicona foi confeccionada uma haste adaptada no paquímetro digital, com precisão de 0,01 mm (Eletronic Digital Caliper-EDMT, China), o que tornou possível medir todos os pontos definidos na base de prótese (Figura 9).

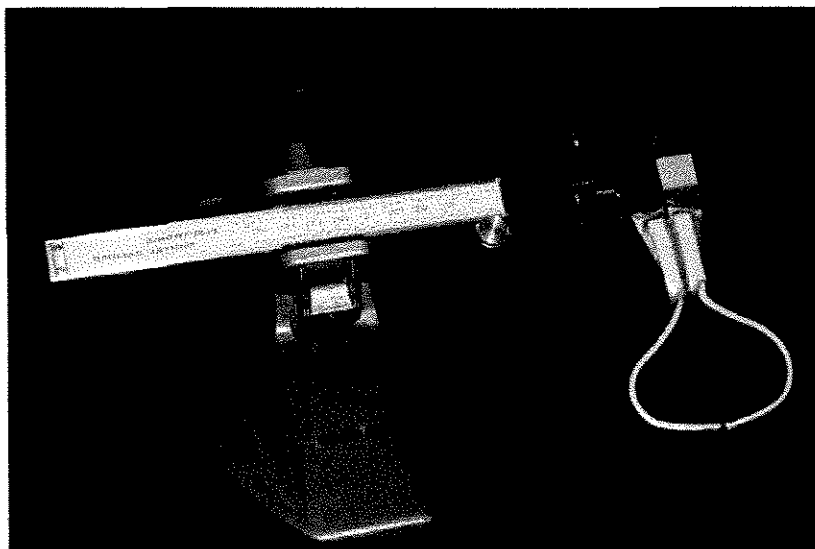


Figura 9- Paquímetro digital com adaptação, fixo numa base estável.

Em seguida, foi medida apenas a espessura da base de prótese em todos os 15 pontos com auxílio do paquímetro (Figura 10).

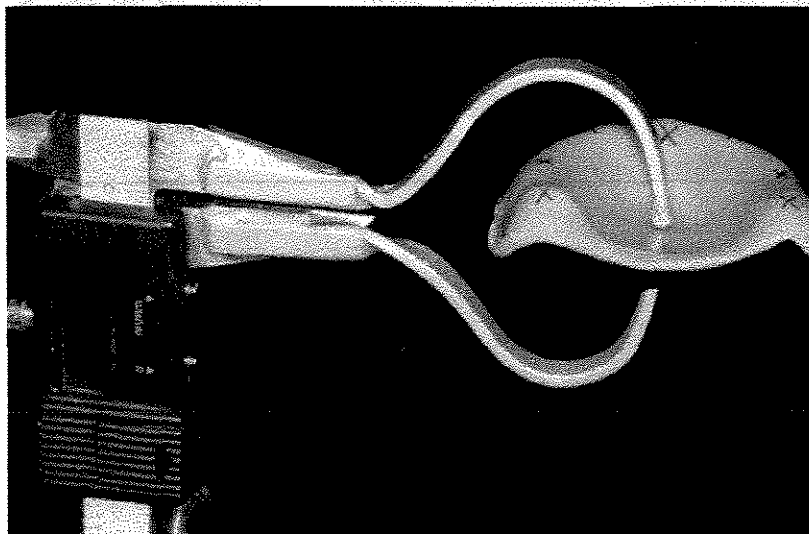


Figura 10- Paquímetro digital medindo a espessura da base de prótese.

Em seguida, um material para moldagem à base de sílica por condensação (Pasta fluida, 3M-Dental Products, USA) foi utilizado para a interposição. A proporção da pasta fluida (9 graduações-6,9 g) e do ativador (4,5 graduações-0,6 g) foi utilizada segundo a instrução do fabricante, assim como toda a manipulação do material. A sílica foi colocada uniformemente na parte interna das bases da prótese e estas reposicionadas sobre os modelos, sob carga estática de 3,3 kgf (SHLOSBERG et al., 1989; TAKAMATA et al., 1989). Após a polimerização, os excessos foram recortados com bisturi nº 15 (Feather Safety Razor CO., Ltda, Japão). Após 15 minutos, as bases da prótese juntamente com a sílica foram separadas do modelo e todos os pontos referenciais foram novamente medidos (Figura 11).

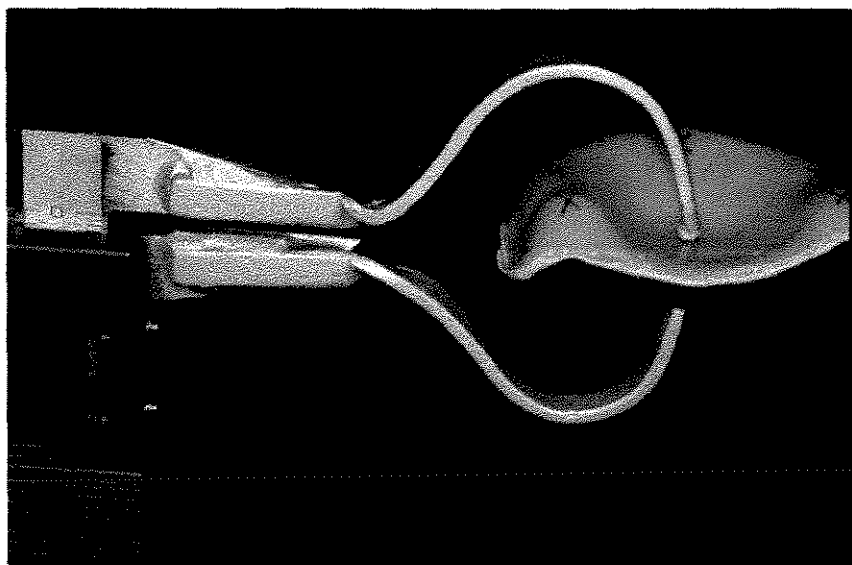


Figura 11- Medição da espessura do conjunto base de prótese e sílica.

O processo foi realizado em triplicata para cada base, obtendo-se uma média dos valores para cada ponto referencial. O valor considerado de desadaptação foi a diferença entre os valores iniciais da base de resina e os valores medidos após a interposição da silicona.

4.2.2.2- Avaliação da distância linear entre o modelo de gesso e a base da prótese.

As dez bases de prótese foram fixadas aos seus respectivos modelos com adesivo Super Bonder (Loctite, SP), colocado na região correspondente à crista do rebordo alveolar, sob carga estática de 1 kgf, durante 5 minutos (CONSANI, 2000). Em seguida, os conjuntos modelo/base da prótese foram posicionados no mesmo dispositivo de fixação desenvolvido no Laboratório de Prótese Total e serrados em três secções com serra manual (Figura 12).

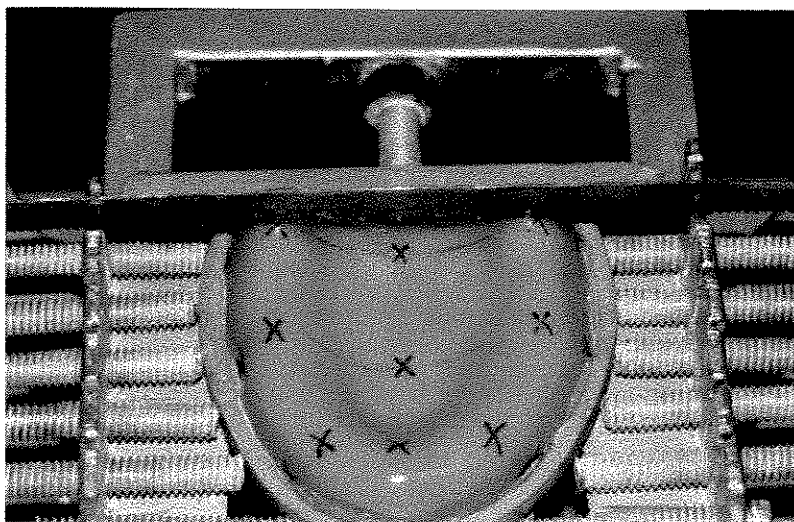


Figura 12- Conjunto modelo-base de prótese sendo serrado no dispositivo.

Os cortes transversais foram realizados de tal forma a coincidir com as linhas A, B e C (Figura 13) descritos anteriormente no item 4.2.2.1..

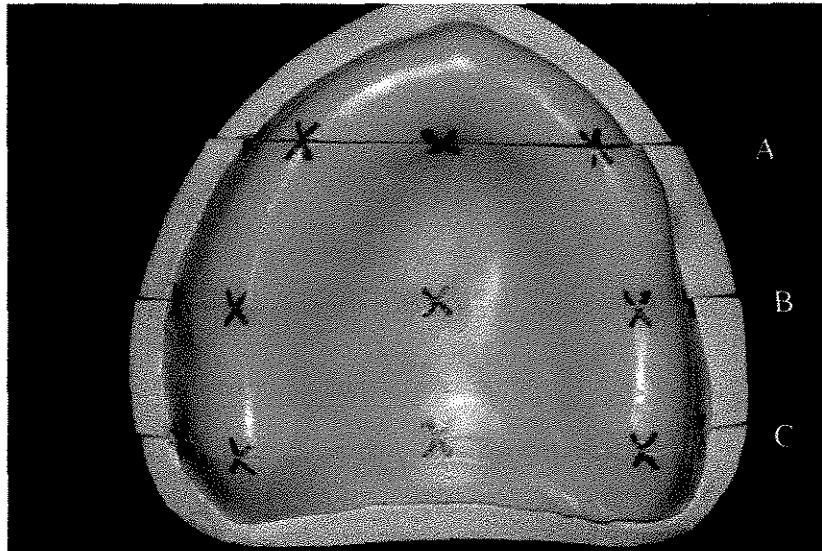


Figura 13- Conjunto modelo-base de prótese seccionado nas regiões A, B e C.

Imediatamente após os cortes, as secções de cada modelo foram lixadas com lixa d'agua (3M do Brasil Ltda, SP) para regularização da superfície serrada e o excesso do pó de gesso interposto entre os modelos e as bases de prótese removidos com jato de ar. Nas secções lixadas, foram feitas marcas indicativas de todos os pontos referenciais, para auxiliar a leitura no microscópio comparador linear (Figura 14).

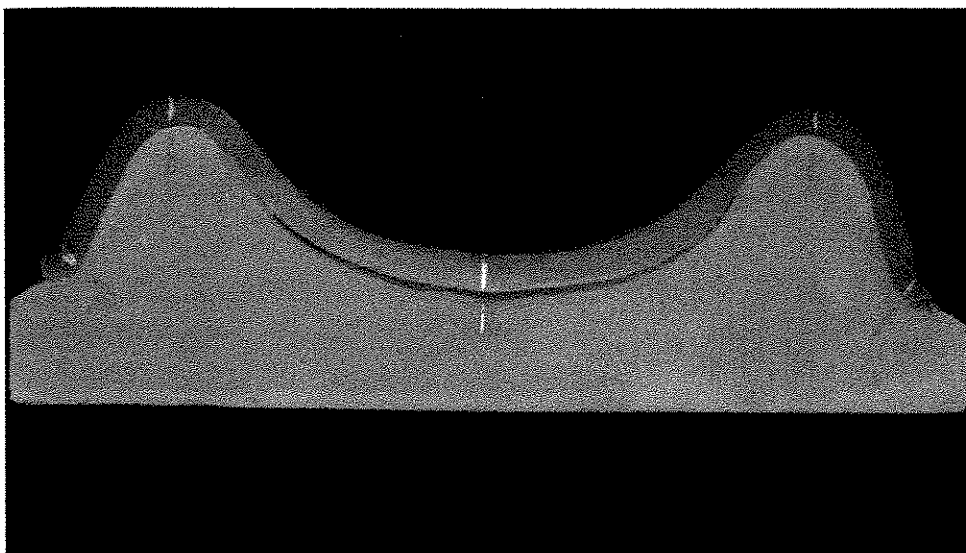


Figura 14- Secção do conjunto modelo-base de prótese com as linhas de referência.

A distância entre a borda interna da base de prótese total e a borda externa do modelo de gesso foi avaliada com microscópio comparador linear (LEITZ- Germany), com leitura digital e precisão de 0,001 mm, nos 5 pontos referenciais para cada corte, como descrito anteriormente.

A leitura no microscópio para cada ponto foi realizada em triplicata, obtendo-se uma média dos valores do desajuste.

4.3 - Análise estatística

Os resultados obtidos foram submetidos a análise estatística.

Para a comparação dos dados foi utilizada a Análise de Variância com delineamento inteiramente casualizado no esquema fatorial e comparação das médias pelo Teste de Tukey, considerando-se como nível mínimo para rejeição das hipóteses de 5%.

5—RESULTADOS

Todas as Tabelas deste capítulo apresentam os dados expressos na forma de médias e desvios-padrão. Para qualquer esclarecimento, no capítulo dos anexos existem planilhas correspondentes às Tabelas de resultado deste capítulo, contendo os valores de cada repetição (Anexo 1 a 10).

A Tabela 1 e a Figura 15 mostram que as médias totais do nível de desajuste, obtidos em função dos métodos de avaliação apresentaram diferenças significativas entre si ($p < 0,05$), sendo que as médias obtidas pelo método da avaliação através da interposição da sílica apresentaram maiores valores.

Tabela 1 – Médias totais (desvios-padrão) de desajuste (mm), em função dos métodos de avaliação.

Métodos	Desajuste médio (mm)
Silica	0,304 (0,013) a
Microscópio	0,188 (0,012) b

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si ao nível de 5% pelo teste de Tukey.

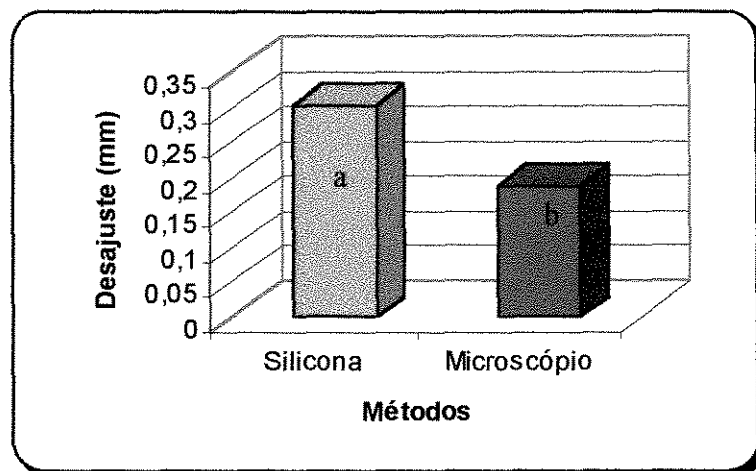


Figura 1 - Médias totais de desajuste em função dos métodos de avaliação e teste de Tukey.

Quando as médias do nível de desajuste foram analisados em função dos métodos dentro de cada região estudada, o mesmo comportamento se repetiu, sendo que as médias obtidas pelo método da avaliação através da interposição da silicona apresentaram valores estatisticamente superiores ($p < 0,05$) nas regiões A, B e C, como mostra a Tabela 2 e a Figura 16.

Tabela 2 – Médias (desvios-padrão) de desajuste (mm), em função dos métodos dentro das regiões estudadas.

Métodos	Regiões		
	Anterior	Média	Posterior
Silicona	0,245 (0,017) a	0,333 (0,022) a	0,335 (0,025) a
Microscópio	0,139 (0,015) b	0,186 (0,019) b	0,238 (0,026) b

Médias seguidas de letras minúsculas distintas na vertical, diferem entre si ao nível de 5% pelo teste de Tukey.

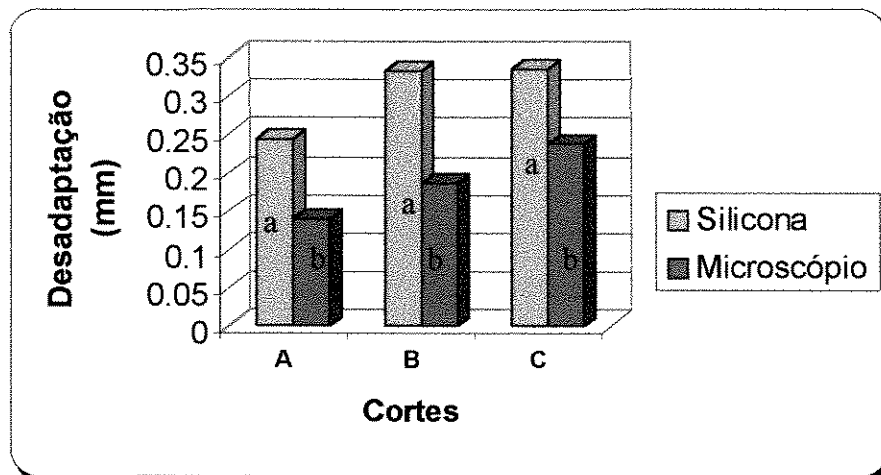


Figura 16 – Médias de desajuste em função dos métodos dentro das regiões estudadas e teste de Tukey.

A Tabela 3 mostra as médias de desajuste devidos a métodos e regiões para o fator região, dentro de cada método estudado. Observa-se que a região anterior (A) mostrou-se a menos desadaptada, diferindo das outras regiões no geral e dentro do fator métodos. Além disso, a média do desajuste da região B apresentou-se estatisticamente diferente da região C para o método microscópio, o que não foi observado para a silicona. Figura 17 ilustra esse comportamento.

Tabela 3 – Médias (desvios-padrão) de desajuste (mm), devidas a métodos e regiões, e teste de Tukey dentro de cada método estudado.

Métodos	Regiões		
	A (Anterior)	(B) Média	C (Posterior)
Silicona	0,245 (0,017) b	0,333 (0,022) a	0,335 (0,025) a
Microscópio	0,139 (0,015) c	0,186 (0,019) b	0,238 (0,026) a

Médias seguidas de letras distintas na horizontal, diferem entre si ao nível de 5% pelo teste de Tukey.

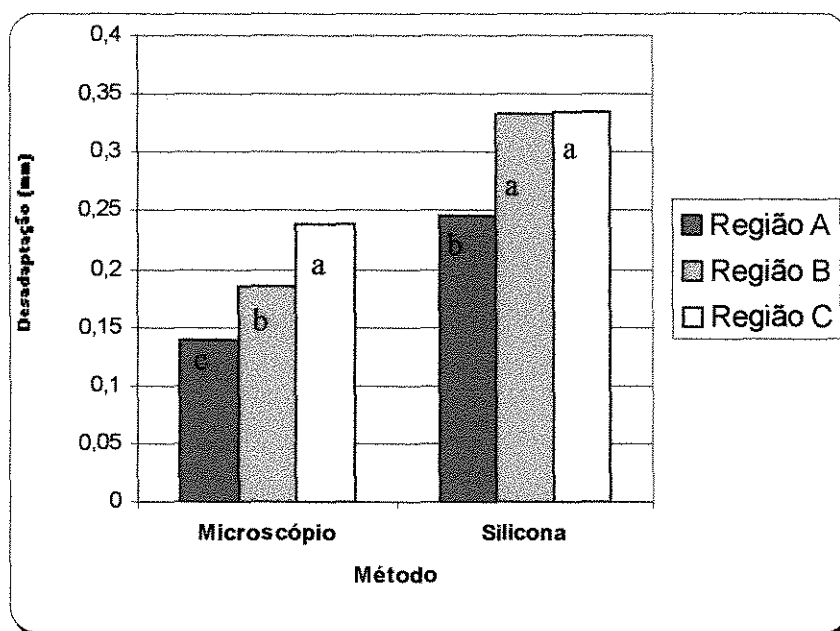


Figura 17 – Médias de desajuste devidas a métodos e regiões, e teste de Tukey dentro de cada método estudado.

A Tabela 4 e Figura 18 apresentam as médias obtidas para os fatores método e ponto. Observa-se que o método silicona apresentou, novamente, as maiores médias numéricas em todos os pontos, diferindo em todas as situações do método que utilizou o microscópio, com valores com diferença estatística significativa.

Tabela 4 – Médias (desvios-padrão) de desajuste (mm), em função de métodos e pontos.

Métodos	Pontos				
	1	2	3	4	5
Silicona	0,190 (0,016) a	0,321 (0,015) a	0,485 (0,031) a	0,361 (0,018) a	0,165 (0,011) a
Microscópio	0,110 (0,013) b	0,147 (0,019) b	0,354 (0,029) b	0,221 (0,026) b	0,107 (0,013) b

Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si ao nível de 5% pelo teste de Tukey.

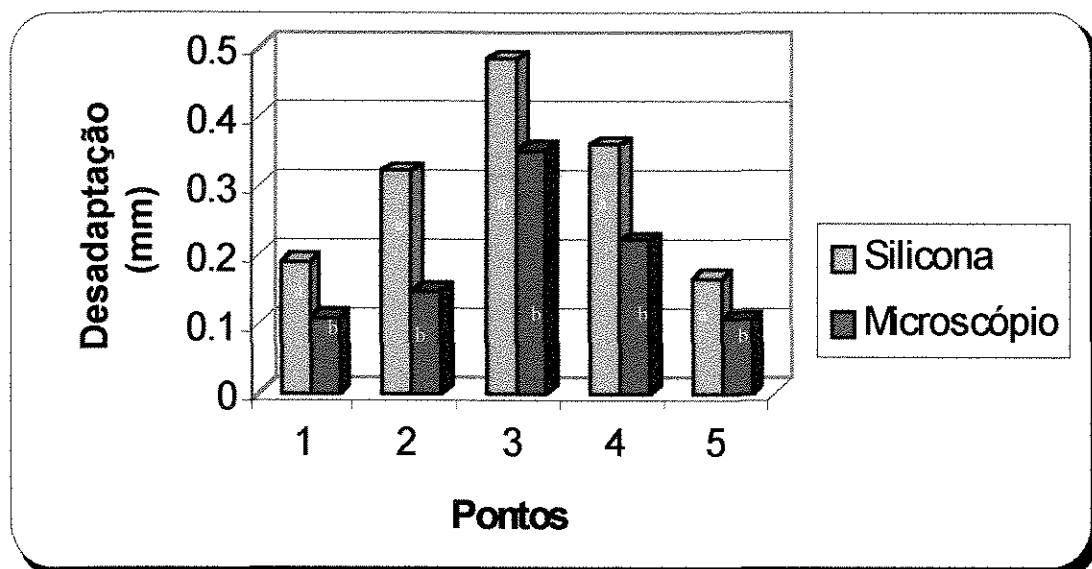


Figura 18 – Médias de desajuste em função de métodos e pontos e teste de Tukey.

A Tabela 5 apresenta as médias obtidas para os fatores métodos e pontos dentro de cada método.

Tabela 5 – Médias (desvios-padrão) de desajuste (mm), em função de métodos e pontos.

Métodos	Pontos				
	1	2	3	4	5
Silicona	0,190 (0,016) c	0,321 (0,015) b	0,485 (0,031) a	0,361 (0,018) b	0,165 (0,011) c
Microscópio	0,110 (0,013) c	0,147 (0,019) c	0,354 (0,029) a	0,221 (0,026) b	0,107 (0,013) c
Média	0,150 (0,012) d	0,234 (0,017) c	0,419 (0,023) a	0,291 (0,018) b	0,136 (0,009) d

Médias seguidas de letras distintas na horizontal diferem entre si ao nível de 5% pelo teste de Tukey.

Pela Tabela 5 e Figura 19 verifica-se, outrossim, que dentro do método sílica, os Pontos 1 e 5 apresentaram as menores médias e não diferiram estatisticamente entre si, sendo diferentes dos demais. O ponto 3 foi o que apresentou maior desajuste, diferindo de todos os outros pontos, enquanto os pontos 2 e 4 apresentaram desajustes intermediários, não diferindo entre si. Na variável microscópio, o teste de Tukey não acusou diferenças significativas entre os pontos 1, 2 e 5, os quais apresentaram as menores médias, ao passo que o ponto 3 apresentou novamente a maior média e diferiu dos demais. A Figura 19 ilustra esses resultados.

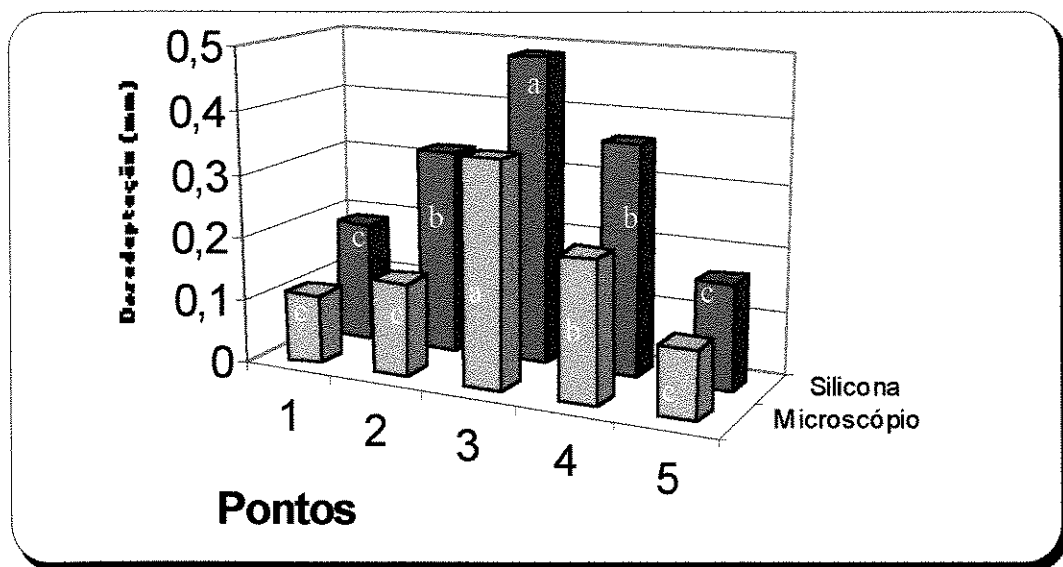


Figura 19 – Médias de desajuste em função dos métodos e pontos e teste de Tukey.

6 – DISCUSSÃO

Inúmeros estudos têm sido conduzidos desde a década de 50, com o objetivo de melhorar a retenção de bases de prótese total e oferecer ao paciente estabilidade e conforto na função. Dentre os fatores mais importantes envolvidos, podemos citar a estabilidade dimensional dos materiais e a adaptação das bases de prótese (TAKAMATA & SETCOS, 1989; ANUSAVICE, 1998). Por este motivo, diferentes materiais e técnicas de processamento têm sido avaliados para verificar o grau de desajuste das bases de prótese sobre os respectivos modelos.

Apesar da variedade de métodos existentes, ainda pouco se sabe sobre a interrelação e equivalência dos mesmos, possibilitando comparação entre os vários trabalhos existentes na literatura. Assim, este trabalho comparou duas metodologias envolvendo a distância linear entre a superfície interna da base de prótese e o modelo de gesso, uma delas, realizada em microscópio comparador linear que, de acordo com ZISSIS *et al.* (1991), seria o método utilizado na maioria dos estudos, e a outra verificada pela interposição de um material de moldagem.

Assim, a Tabela 1 e Figura 15 comparam as médias dos valores de desajuste encontrados no método sílica com aqueles obtidos na análise com microscópio comparador, este com valores significativamente menores. Confirmando este dado, o mesmo comportamento se repetiu quando foi realizada a comparação desses métodos nas três regiões estudadas (Tabela 2 e Figura 16) e também nos 5 pontos analisados (Tabela 4 e Figura 18). Estes dados não permitem comparação com os da literatura por não

existir nenhum trabalho que avaliou estas duas metodologias, entretanto, pode-se comparar dados numéricos obtidos isoladamente dentro de cada metodologia.

Apesar de dados numéricos não serem conclusivos entre diferentes experimentos, eles ocorrem devido às diferenças consideráveis entre as metodologias experimentais aplicadas por cada autor (SANDERS *et al.*, 1991). Entretanto, a comparação com dados da literatura, considerando as limitações, sempre será válida para fornecer parâmetros de validação, reprodutibilidade e relevância.

Com relação ao método da interposição de sílica, a média de desajuste da região palatina posterior foi de 0,335 mm, valor próximo do valor (0,40 mm) encontrados por RIZZATTI-BARBOSA *et al.* (1995) para a mesma região. Além disso, os cinco pontos referenciais nesta região também apresentaram valores compatíveis com os de outro trabalho de RIZZATTI-BARBOSA (1999). Já com o método do microscópio comparador linear, observou-se neste trabalho média total de 0,188 mm de desajuste, valor próximo do encontrado no trabalho de PADOVAN *et al.* (1999), com média de 0,155 mm, e também do trabalho de CONSANI (2000), com média de 0,213 mm. Comparando as médias por região, os dados encontrados também estão de acordo com os resultados mostrados pelos mesmos autores, nas regiões anterior, média e posterior. Considerando o fator ponto de referência, dados são numericamente compatíveis com os dos trabalhos de PADOVAN *et al.* (1999) e POLYZOIS (1990).

Estes dados mostram que houve desajuste da base de prótese quando avaliada pelos dois métodos, fato já estabelecido pela avaliação de diversos autores (KERN, 1941; WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959; BARCO *et al.*, 1979; JACKSON *et al.*, 1989; SMITH & POWERS, 1992; SYKORA & SUTOW, 1993). Este desajuste, quando

avaliado pelo método utilizando a silicona apresentou valores superiores. De acordo com ZISSIS *et al.* (1991), a técnica da interposição sofre influência da viscosidade do material e da carga aplicada, sendo fatores contribuintes para erros nas mensurações. Neste estudo, devido a viscosidade do material de impressão interposto entre a base e o modelo, e à carga utilizada para escoamento do material (3,3 kg), é provável que tenha ocorrido a formação de um filme com espessura superior à dimensão de fenda entre modelo e base. Em concordância a esta hipótese, DYER & HOWLETT (1994) sugerem que a distorção nos valores de desajuste revelado pelo método da interposição da silicona depende da pressão exercida durante a polimerização do material. Estes autores utilizaram a pressão manual para adaptar a base ao modelo de gesso e obtiveram valores 4 vezes superiores ao encontrado por AL-HANBALI *et al.* (1991), quando utilizaram esta metodologia. Já TAKAMATA *et al.* (1989), SHLOSBERG *et al.* (1989) e RIZZATTI-BARBOSA *et al.* (1995), quando utilizaram cargas de 3,25 e 3,36 e 3,22 kg respectivamente, relataram que as mesmas são necessárias para padronizar a pressão realizada sobre a base, permitindo a formação de uma camada de material, suficiente para possibilitar a avaliação com paquímetro e/ou visual de todo o desajuste.

Os resultados da análise do desajuste através do microscópio comparador mostraram valores significantemente inferiores em todos os fatores analisados. Este fato ocorreu provavelmente pela ausência de material interposto entre a base e o modelo, quando era fixado através de adesivo instantâneo de baixa viscosidade na região da crista do rebordo. Esta fixação foi necessária para manter a correta posição entre a base e o modelo após o seccionamento dos mesmos em três partes, sendo este procedimento justificado pelo trabalho de ANTHONY & PEYTON (1962) que sugeriram um

deslocamento das bases de prótese em relação aos modelos, quando os mesmos eram seccionados pela remoção das áreas de suporte do modelo.

Quando foi realizada a comparação das médias dentro de cada região no método utilizando a silicona, a região anterior apresentou médias inferiores, diferindo estatisticamente das regiões média e posterior, que não diferiram entre si. Estes resultados não podem ser comparados com outros trabalhos utilizando silicona, pois a maioria dos estudos realizava a pesagem da silicona como parâmetro de desajuste, e os poucos estudos que realizaram a medição da espessura da silicona, somente o fizeram na região posterior.

Com relação aos valores obtidos com a análise através do microscópio comparador linear, a melhor adaptação ocorreu na secção anterior e a pior na secção posterior, ficando a secção média com valores intermediários. Este padrão de adaptação da base ao modelo de gesso também foi verificado por outros autores, como ALMEIDA *et al.* (1999), PADOVAN *et al.* (1999), ARIOLI FILHO *et al.* (1999), CONSANI *et al.* (2000) e CONSANI (2000), sendo também consequência de outros fatores coadjuvantes, como forma geométrica do palato (SYKORA & SUTOW, 1993; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999), espessura da base (WOELFEL *et al.*, 1960; WINKLER *et al.*, 1971; CHEN *et al.*, 1988; SADAMORI *et al.*, 1994; SADAMORI *et al.*, 1997) e diferentes locais da base (POLYZOIS, 1990). Por outro lado, ELSHEIKH & ABDEL-HAKIM (1995) encontraram maiores valores de desajuste na secção média e uma melhor adaptação na secção anterior, ficando a secção posterior numa posição intermediária, quando utilizaram a mesma metodologia.

Comparando as médias obtidas pelos dois métodos de avaliação nas 3 secções, observa-se comportamento diferente para cada método em relação à secção média (Tabela 3 e Figura 17). Pelo método da silicona, esta região não diferiu estatisticamente da secção posterior, o que não aconteceu com o método do microscópio comparador, onde houve diferenças significativas entre as 3 secções. É possível que o método de interposição de material, com medição com paquímetro digital, não tenha sido suficientemente preciso para detectar pequenas diferenças entre os pontos referenciais. Pelos dados numéricos obtidos na região posterior e média pelo método da silicona, observa-se uma tendência a valores numéricos superiores na região posterior em relação à região média, apesar desta diferença não ter sido estatisticamente significativa.

Comparando os valores obtidos nos 5 pontos avaliados (Tabela 5 e figura 19) dentro de cada método, verificou-se que o ponto 3, situado na região mediana, apresentou médias significativamente superiores aos demais pontos para ambos os métodos, confirmando os resultados de SKINNER (1949); WOELFEL *et al.* (1960); ANTHONY & PEYTON (1962); WOELFEL *et al.* (1965); TAKAMATA *et al.* (1989); SANDERS (1991), ELSHEIKH & ABDEL-HAKIM (1995) e ARIOLI FILHO *et al.* (1999). Além disso, observou-se que os pontos situados no fundo de sulco apresentaram os menores valores, e os pontos situados sobre a crista do rebordo valores intermediários. Este comportamento foi observado nos 2 métodos, com exceção do lado direito para o método utilizando o microscópio comparador, onde o ponto 2 não diferiu estatisticamente dos pontos 1 e 5, estando de acordo com o trabalho de POLYZOIS (1990). Por outro lado, PADOVAN *et al.* (1999) não encontram diferenças entre os

mesmos pontos estudados, quando utilizaram metodologia empregando microscópio comparador.

O padrão de resultado de desajuste encontrado nos pontos avaliados no método da silicona, onde ocorreu maiores desajustes no ponto médio e menores no fundo de sulco, parece confirmar os trabalho de AL-HANBALI *et al.* (1991) e DYER & HOWLETT (1994) que verificaram que as regiões de fundo de sulco das bases de resina distorceram em direção ao modelo de gesso, enquanto os outros pontos moveram-se em sentido contrário provocando maiores valores de desajuste. Para se chegar a este resultado, onde observou-se valores negativos de desajuste na área de sulco, os autores utilizaram espaçadores de metal, com espessura de 1,99 mm fixados no modelo de gesso, criando um espaço entre o modelo e a base de prótese para a avaliação da distorção do material.

Os dados deste trabalho mostraram que ambos os métodos apresentaram reprodutibilidade e resultados estatísticos semelhantes e assim, ambas as metodologias parecem ser válidas na avaliação de materiais e técnicas. Entretanto, quando estas duas metodologias são comparadas, a análise com microscópio comparador parece oferecer maior precisão e exatidão nas análises, pelo fato de não existir interposição de material entre a base e o modelo.

Inúmeros trabalhos têm sido realizados utilizando diferentes formas de análise da desajuste de bases de prótese e na maioria das vezes a comparação de resultados entre os estudos não é uma conduta adequada, uma vez que até o momento pouco se conhece sobre a real relação entre os diferentes modelos estudados. Assim, estudos como este,

tentam tornar as análises entre estudos comparáveis, bem como mostrar indicativos na escolha de um método quando novos estudos são delineados.

Certamente, mais estudos são necessários para nos fornecer mais informações para elucidar e validar todas as metodologias existentes atualmente, apresentando suas vantagens, desvantagens, limitações e indicações, simplificando a análise de diferentes estudos através de dados consistentes e relevantes.

7- CONCLUSÃO

Diante dos resultados deste estudo, podemos concluir:

1. O método da medição linear do desajuste utilizando microscópio comparador se mostrou mais preciso do que o método da interposição de sílica, apresentando média de desajuste estatisticamente menor, quando foram considerados método, região e pontos estudados.
2. A região anterior apresentou menor desajuste para ambos os métodos, sendo que o método do microscópio apresentou desajuste estatisticamente menor.
3. O ponto 3, situado na linha mediana, apresentou maiores valores de desajuste para ambos os métodos, sendo que o método do microscópio apresentou desajuste estatisticamente menor do que na interposição de sílica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A. Dimensional accuracy of various denture-base materials. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.12, n.1, p.67-81, Jan./Feb. 1962.
2. AL-HANBALI, E., KELLEWAY, J.P., HOWLETT, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. **J Dent**, Oxford, v.19, n.3, p.176-180, Mar. 1991.
3. ANUSAVICE, K.J. *Phillips Materiais Dentários*. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap.11, p.140-160.
4. ALMEIDA, M.H.W. *et al.* Influência da técnica de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. **Rev Fac Odontol**, Passo Fundo, v.4, n.1, p.49-56, jan./jun. 1999.
5. ARIOLI FILHO, J.N. *et al.* A importância da geometria do palato na adaptação de próteses totais superiores. **Rev Fac Odontol**, Passo Fundo, v.4, n.1, p.45-48, jan./jun. 1999.
6. BARCO, M.T. *et al.* The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures- An in vitro and in vivo study. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.42, n.1, p.17-22, July 1979.

* De acordo com a NBR-6023, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), de 1989.
Abreviatura dos periódicos conforme o "Medline".

7. BOBBERICK, K.G., MCCOOL, J. Dimensional stability of record bases fabricated from light-polymerized composite using two methods. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.79, n.4, p.399-403, Apr. 1998.

8. BREEDING, L.C., DIXON, D.L., LUND, P.S. Dimensional changes of processed denture bases after relining with three resins. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.66, n.5, p.650-656, Nov. 1991.

9. CARVALHO, J.C.M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. **Rev Fac Odontol S Paulo**, São Paulo, v.10, n.1, p.127-132, jan./jun. 1972.

10. 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.

11. CONSANI, R.L.X. *Efeito do dispositivo RS de contenção, sobre a alteração dimensional das bases de prótese total superior*. Piracicaba, 2000. 119. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

12. _____. *et al.* Influência de operadores na adaptação das bases de prótese total. **Rev Pós-Grad Fac Odontol**, São José dos Campos, v.3, n.1, p.74-80, jan./jul. 2000.

13. DYER, R.A., HOWLETT, J.A. Dimensional stability of denture bases following repair with microware resin. **J Dent**, Oxford, v.22, n.4, p.243-241, out./dez. 1994.

14. ELSHEIKH, H.A., ABDEL-HAKIM, A.M. Accuracy of freely adapted resin record bases. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.73, n.1, p.348-353, Apr. 1995.
15. FIRTELL, D.N., GREEN, A.J., ELAHI, J.M. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.45, n.6, p.598-601, June 1981.
16. FREJLICH, S. *et al.* Moire topography for measuring the dimensional accuracy of resin complete denture bases. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.2, n.3, p.272-279, 1989.
17. GANZAROLLI, S.M. *Avaliação da adaptação e porosidade de bases de prótese, segundo diferentes tipos de resfriamento.* Piracicaba, 1999. 119p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
18. GOODKIND, R.J., SCHULTE, R.C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin base. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.24, n.6, p.662-668, Dec. 1970.
19. HARVEY, W.L., HARVEY, E.V. Dimensional changes at the posterior border of baseplates made from a visible light-activated composite resin. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.62, n.2, p.184-189, Aug. 1989.
20. HUGGET, R., BROCKS, S.C., BATES, J.F. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. **Quintessence Dent Technol**, Washington, v.8, n.2, p.81-85, Feb. 1984.
21. _____. *et al.* Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.68, n.4, p.634-640, Oct. 1992.

22. JACKSON, A.D. *et al.* The dimensional accuracy of two denture bases processing methods. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.2, n.5, p.421-428, Sept./Oct. 1989.
23. KERN, W.R. Possible dimensional changes in denture base materials. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.28, n.12, p.1952-1958, Dec. 1941.
24. KIMURA, H., TERAOKA, F., SAITO, T. Applications of microware for dental technique (Part 2) -adaptability of cured acrylic resins. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.24, p.19-21, Dec. 1984.
25. _____, _____, SUGITA, M. Applications of microware for dental technique (Part 3) -development of model materials for microware polymerization. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.27, p.41-50, Dec. 1987.
26. KYES, F.M. Laboratory's role in sucessful of dentures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.1, n.2, p.196-203, Jan. 1951.
27. LEVIN, B., SANDERS, J.L., REITZ, P.V. The use of microware energy for processing acrylic resins. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.61, n.3, p.381-383, Mar. 1989.
28. LOVE, W.D., GOSKA, F.A., MIXSON, R.J. The etiology of mucosal inflammation associated with dentures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.18, n.6, p.515-527, Dec. 1967.
29. MOWERY, W. *et al.* Dimensional stability of denture base resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.57, n.9, p.345-353, Sept. 1958.
30. NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microware irradiation: With particular reference to heat-curing resins. **J Osaka Dent Univ**, Osaka, v.2, n.1, p.23-40, Feb. 1968.

31. PADOVAN, S.H.M., DOMITTI, S.S., CONSANI, S. Influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20. **Salusvita**, Bauru, v.18, n.2, p.73-88, jul./dez. 1999.
32. PHILLIPS, R.W. *Skinner materiais dentários*. 9.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. p.110.
33. POLYZOIS, G.L. Improving the adaptation of dentures base by ancorage to the casts: a comparative study. **Quintessence Int**, Berlin, v.21, n.5, p.185-190, Mar. 1990.
34. _____. *et al.* Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.57, n.5, p.639-647, May 1987.
35. RIZZATTI-BARBOSA, C.M. *Influência do processamento, polimento e sorção de água na desadaptação da borda posterior de próteses totais superiores polimerizadas por energia de microondas*. Piracicaba, 1999. 114p. Tese (Livre-Docência) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
36. _____. DEL BEL CURY, A.A., PANZERI, H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade das próteses totais. **Rev Odontol Univ S Paulo**, São Paulo, v.9, n.3, p.197-206, jul./set. 1995.
37. RODRIGUES-GARCIA, R.C.M.; DEL BEL CURY, A.A. Reembasamento de prótese: método convencional e por microondas. **Rev Odontol Univ S Paulo**, São Paulo, v.10, n.4, p.295-302, out./dez. 1996.

38. RYGE, G., FAIRHURST, C.W. An evaluation of denture adaptation on the basis of contour meter recordings. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.9, n.5, p.755-760, Sept./Oct. 1959.
39. SADAMORI, S., NISHII, T., HAMADA, T. et al. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin **Int J Prosthodont**, Lombard v.10, n.1, p.35-43, Jan. 1997.
40. _____. *et al.* Dimensional changes of relined denture bases with heat-cured , microware-activated, autopolymerizing, and visible light-cured resins. A Laboratory study. **Aust Dent J**, Saint Leonards, v.40, n.5, p.322-326, 1995.
41. _____. *et al.* Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.72, n.1, p.19-22, July 1994.
42. SALIM, S., SADAMORI, S., HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.67, n.6, p.879-881, June 1992.
43. SANDERS, E.L., LEVIN, B., REITZ, P.V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microware energy and conventional water bath. **Quintessence Int**, Berlin, v.22, n.3, p.181-186, Mar. 1991.
44. SHLOSBERG, S.R. *et al.* Microware energy polymerization of poly (methilmethacrylate) denture base resin. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.2, n.5, p.453-458, 1989.
45. SKINNER, E.W. Acrylic resins: An appraisal of their use in dentistry. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.39, n.3, p.261-268, Mar. 1949.

46. SMITH, L.T., POWERS, J.M. Relative fit of new denture resins polymerized by heat, light and microware energy. **Am J Dent**, San Antonio, v.5, n.3, p.140-142, June 1992.
47. SPENCER, H.R., GARIAEFF, P. The present status of vulcaneti versus plastics as a baseplate material. **Contact Pt.**, San Francisco, v.27, n.2, p.263-267, June 1949.
48. STANFORD, J.W., PAFFENBARGER, G.C. Processing denture base resins: heat-curing type. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.53, n.7, p.72-73, July 1956.
49. SWEENEY, W.T. Denture base material: acrylic resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.26, n.11, p.1863-1873, Nov. 1939.
50. _____, PAFFENBARGER, G.C., BEALL, J.R. Acrylic resin for denture. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.20, n.1, p.7-33, Jan. 1942
51. SYKORA, O., SUTOW, E.J. Comparasion of the dimensional stability of two waxes and two acrylic resin processing techniques in the production of complete dentures. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.17, p.219-227, May 1990.
52. _____, _____. Posterior palatal seal adaptation: influence of a high expansion stone. **J Oral Reahabil**, Oxford, v.23, p.342-345, May 1996.
53. _____, _____. Posterior palatal seal adaptation: influence processing technique, palate shape and imersion. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.20, p.19-31, Jan. 1993.
54. TAKAMATA, T., SETCOS, J.C. Resin denture bases: Review of accuracy and methods of polymerization. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.2, n.6, p.555-562, Nov./Dec. 1989.

55. TAKAMATA, T. *et al.* Adaptation of acrylic resin denture as influenced by the activation mode of polymerization. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.119, n.2, p.271-276, Aug. 1989.
56. TURCK, M.D. *et al.* Direct measurement of dimensional accuracy with three denture-processing techniques. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.5, n.4, p.367-372, 1992.
57. WALLACE, P.W. *et al.* Dimensional accuracy of denture resin cured by microware energy. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.66, n.3, p.403-408, Sept. 1991.
58. WINKLER, S. *et al.* Processing changes in complete dentures constructed from pour resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.82, n.2, p.349-353, Feb. 1971.
59. WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. **Int Dent J** Saint Albans, v.9, n.4, p.451-460, May 1959.
60. _____, _____, SWEENEY, W.T. Changes in denture during storage in water and service. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.21, n.2, p.329-338, Apr. 1977.
61. _____, _____, _____. Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.70, n.5, p.1170-1188, May 1965.
62. _____, _____, _____. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.61, n.10, p.413-430, Oct. 1960.

63. ZISSIS, A., HUGGET, R., HARRISON, A. Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. **J Dent**, Great-Britain, v.19, n.6, p.199-206, Feb. 1991.

ANEXO 1 - Medição da desadaptação (mm) da base de prótese (modelo 1)

Modelo no. 1												
	no.	Base	Base+silicona			Média	D. P.	microscópio			Média	D. P.
Região A	1	1,99	2,030	2,260	2,150	2,147	0,115	0,178	0,143	0,141	0,154	0,021
	2	2,390	2,630	2,730	2,600	2,653	0,068	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	3	2,100	2,370	2,420	2,290	2,360	0,066	0,173	0,169	0,152	0,165	0,011
	4	2,410	2,330	3,030	2,970	2,777	0,388	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	5	2,150	2,330	2,410	2,320	2,353	0,049	0,122	0,107	0,122	0,117	0,009
Região B	1	2,380	2,650	2,620	2,670	2,647	0,025	0,162	0,162	0,149	0,158	0,008
	2	2,370	2,740	2,850	2,830	2,807	0,059	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	3	1,800	2,290	2,380	2,290	2,320	0,052	0,334	0,344	0,350	0,343	0,008
	4	2,530	2,930	3,080	3,010	3,007	0,075	0,338	0,230	0,278	0,282	0,054
	5	2,560	2,820	2,840	2,710	2,790	0,070	0,105	0,081	0,116	0,101	0,018
Região C	1	2,400	2,590	2,590	2,520	2,567	0,040	0,136	0,092	0,094	0,107	0,025
	2	2,210	2,500	2,540	2,430	2,490	0,056	0,221	0,220	0,218	0,220	0,002
	3	2,390	3,150	3,190	3,010	3,117	0,095	0,722	0,732	0,716	0,723	0,008
	4	2,190	2,930	2,890	2,630	2,817	0,163	0,577	0,604	0,610	0,597	0,018
	5	2,380	2,580	2,650	2,530	2,587	0,060	0,183	0,186	0,190	0,186	0,004

ANEXO 2 - Medição da desadaptação (mm) da base de prótese (modelo 2)

Modelo no. 2												
	no.	Base	Base+silicona			Média	D. P.	microscópio			Média	D. P.
Região A	1	2,320	2,470	2,460	2,510	2,480	0,026	0,021	0,010	0,031	0,021	0,011
	2	3,050	3,420	3,520	3,340	3,427	0,090	0,042	0,040	0,028	0,037	0,008
	3	3,240	3,400	3,490	3,390	3,427	0,055	0,260	0,246	0,249	0,252	0,007
	4	3,220	3,590	3,590	3,620	3,600	0,017	0,071	0,069	0,078	0,073	0,005
	5	2,250	2,340	2,350	2,340	2,343	0,006	0,024	0,036	0,022	0,027	0,008
Região B	1	2,310	2,440	2,340	2,360	2,380	0,053	0,060	0,050	0,048	0,053	0,006
	2	3,280	3,600	3,580	3,530	3,570	0,036	0,051	0,046	0,047	0,048	0,003
	3	2,560	3,150	3,090	3,090	3,110	0,035	0,298	0,307	0,297	0,301	0,006
	4	3,130	3,550	3,570	3,420	3,513	0,081	0,185	0,161	0,173	0,173	0,012
	5	2,470	2,590	2,630	2,490	2,570	0,072	0,010	0,014	0,020	0,015	0,005
Região C	1	2,460	2,640	2,600	2,470	2,570	0,089	0,027	0,027	0,038	0,031	0,006
	2	2,800	3,240	3,120	3,170	3,177	0,060	0,119	0,118	0,123	0,120	0,003
	3	2,780	3,470	3,390	3,460	3,440	0,044	0,421	0,362	0,367	0,383	0,033
	4	2,730	3,250	3,190	3,230	3,223	0,031	0,270	0,230	0,239	0,246	0,021
	5	2,160	2,280	2,280	2,250	2,270	0,017	0,083	0,077	0,077	0,079	0,003

ANEXO 3 - Medição da desadaptação (mm) da base de prótese (modelo 3)

Modelo no. 3												
	no.	Base	Base+silicona				Media	D. P.	microscópio			Média D. P.
Região A	1	2,180	2,290	2,270	2,290	2,283	0,012	0,084	0,069	0,072	0,075	0,008
	2	2,830	2,950	2,960	2,990	2,967	0,021	0,049	0,037	0,037	0,041	0,007
	3	2,320	2,560	2,540	2,580	2,560	0,020	0,156	0,173	0,154	0,161	0,010
	4	2,700	2,910	2,890	2,920	2,907	0,015	0,081	0,067	0,064	0,071	0,009
	5	1,970	2,100	2,160	2,150	2,137	0,032	0,050	0,047	0,052	0,050	0,003
Região B	1	2,580	2,700	2,540	2,810	2,683	0,136	0,100	0,081	0,087	0,089	0,010
	2	3,200	3,420	3,460	3,600	3,493	0,095	0,115	0,123	0,116	0,118	0,004
	3	2,450	2,950	3,040	3,140	3,043	0,095	0,258	0,247	0,244	0,250	0,007
	4	2,940	3,290	3,410	3,280	3,327	0,072	0,113	0,119	0,112	0,115	0,004
	5	2,680	2,750	2,800	2,960	2,837	0,110	0,083	0,067	0,080	0,077	0,009
Região C	1	2,040	2,190	2,240	2,100	2,177	0,071	0,055	0,058	0,054	0,056	0,002
	2	2,270	2,490	2,620	2,650	2,587	0,085	0,119	0,110	0,120	0,116	0,006
	3	2,780	3,270	3,460	3,370	3,367	0,095	0,339	0,322	0,317	0,326	0,012
	4	2,460	2,700	2,890	2,870	2,820	0,104	0,173	0,162	0,160	0,165	0,007
	5	2,030	2,250	2,200	2,300	2,250	0,050	0,057	0,070	0,058	0,062	0,007

ANEXO 4 - Medição da desadaptação (mm) da base de prótese (modelo 4)

Modelo no. 4												
	no.	Base	Base+silicona				Média	D. P.	microscópio			Média D. P.
Região A	1	2,020	2,150	2,090	2,200	2,147	0,055	0,050	0,035	0,028	0,038	0,011
	2	2,510	2,670	2,740	2,800	2,737	0,065	0,041	0,048	0,045	0,045	0,004
	3	2,150	2,860	2,710	2,580	2,717	0,140	0,212	0,231	0,228	0,224	0,010
	4	2,670	2,890	2,870	2,910	2,890	0,020	0,051	0,037	0,044	0,044	0,007
	5	2,090	2,300	2,270	2,300	2,290	0,017	0,071	0,052	0,051	0,058	0,011
Região B	1	2,460	2,720	2,660	2,560	2,647	0,081	0,085	0,081	0,078	0,081	0,004
	2	2,510	2,920	2,900	2,980	2,933	0,042	0,039	0,034	0,030	0,034	0,005
	3	2,110	2,680	2,600	2,680	2,653	0,046	0,114	0,104	0,101	0,106	0,007
	4	2,600	3,020	3,090	3,100	3,070	0,044	0,079	0,060	0,056	0,065	0,012
	5	2,390	2,600	2,540	2,560	2,567	0,031	0,046	0,042	0,046	0,045	0,002
Região C	1	2,240	2,610	2,350	2,470	2,477	0,130	0,072	0,055	0,048	0,058	0,012
	2	2,200	2,470	2,420	2,430	2,440	0,026	0,023	0,027	0,027	0,026	0,002
	3	2,160	2,790	2,740	2,820	2,783	0,040	0,267	0,254	0,239	0,253	0,014
	4	2,040	2,330	2,390	2,460	2,393	0,065	0,120	0,087	0,086	0,098	0,019
	5	1,840	1,990	2,050	2,030	2,023	0,031	0,063	0,064	0,072	0,066	0,005

ANEXO 5 - Medição da desadaptação (mm) da base de prótese (modelo 5)

Modelo no. 5													
	no.	Base	Base+silicona				Média	D. P.	microscópio			Média	D. P.
Região A	1	1,790	1,920	1,940	1,940	1,933	0,012	0,129	0,124	0,130	0,128	0,003	
	2	2,820	3,200	3,320	3,220	3,247	0,064	0,232	0,227	0,237	0,232	0,005	
	3	2,490	3,390	3,080	3,070	3,180	0,182	0,430	0,447	0,438	0,438	0,009	
	4	2,830	3,180	3,170	3,180	3,177	0,006	0,332	0,321	0,336	0,330	0,008	
	5	1,920	2,010	1,950	1,950	1,970	0,035	0,171	0,205	0,172	0,183	0,019	
Região B	1	2,230	2,620	2,680	2,670	2,657	0,032	0,189	0,203	0,186	0,193	0,009	
	2	2,800	3,220	3,190	3,330	3,247	0,074	0,285	0,267	0,271	0,274	0,009	
	3	2,170	2,900	2,750	3,060	2,903	0,155	0,498	0,504	0,500	0,501	0,003	
	4	2,810	3,260	3,330	3,450	3,347	0,096	0,345	0,340	0,343	0,343	0,003	
	5	2,170	2,380	2,360	2,530	2,423	0,093	0,298	0,288	0,288	0,291	0,006	
Região C	1	2,470	2,850	2,910	2,830	2,863	0,042	0,267	0,269	0,274	0,270	0,004	
	2	2,190	2,560	2,610	2,700	2,623	0,071	0,277	0,279	0,285	0,280	0,004	
	3	2,540	3,290	3,200	3,260	3,250	0,046	0,567	0,556	0,554	0,559	0,007	
	4	2,570	2,920	3,030	2,980	2,977	0,055	0,438	0,421	0,411	0,423	0,014	
	5	2,450	2,520	2,530	2,510	2,520	0,010	0,068	0,075	0,073	0,072	0,004	

ANEXO 6 - Medição da desadaptação (mm) da base de prótese (modelo 6)

Modelo no. 6													
	no.	Base	Base+silicona				Média	D. P.	microscópio			Média	D. P.
Região A	1	1,730	2,020	1,850	1,820	1,897	0,108	0,118	0,092	0,098	0,103	0,014	
	2	2,610	3,080	3,060	2,910	3,017	0,093	0,151	0,149	0,158	0,153	0,005	
	3	2,680	3,060	3,070	2,960	3,030	0,061	0,337	0,359	0,355	0,350	0,012	
	4	2,680	3,060	3,030	3,000	3,030	0,030	0,281	0,285	0,288	0,285	0,004	
	5	1,750	1,970	1,930	1,880	1,927	0,045	0,228	0,211	0,218	0,219	0,009	
Região B	1	2,150	2,350	2,270	2,400	2,340	0,066	0,246	0,254	0,248	0,249	0,004	
	2	2,990	3,490	3,460	3,430	3,460	0,030	0,292	0,288	0,303	0,294	0,008	
	3	2,100	2,750	2,770	2,610	2,710	0,087	0,628	0,599	0,601	0,609	0,016	
	4	2,840	3,170	3,210	3,100	3,160	0,056	0,400	0,395	0,397	0,397	0,003	
	5	2,120	2,250	2,260	2,170	2,227	0,049	0,254	0,266	0,254	0,258	0,007	
Região C	1	2,280	2,550	2,510	2,490	2,517	0,031	0,237	0,236	0,241	0,238	0,003	
	2	2,470	2,860	2,840	2,630	2,777	0,127	0,390	0,386	0,391	0,389	0,003	
	3	2,690	3,200	3,480	3,180	3,287	0,168	0,765	0,752	0,758	0,758	0,007	
	4	2,050	2,560	2,530	2,470	2,520	0,046	0,481	0,490	0,483	0,485	0,005	
	5	2,000	2,160	2,110	2,090	2,120	0,036	0,130	0,134	0,144	0,136	0,007	

ANEXO 7 - Medição da desadaptação (mm) da base de prótese (modelo 7)

Modelo no. 7												
	no.	Base	Base+silicona		Media	D. P.	microscópio			Média	D. P.	
Região A	1	1,610	1,660	1,710	1,710	1,693	0,029	0,045	0,024	0,043	0,037	0,012
	2	3,050	3,260	3,290	3,370	3,307	0,057	0,063	0,073	0,069	0,068	0,005
	3	3,410	3,620	3,690	3,640	3,650	0,036	0,187	0,197	0,203	0,196	0,008
	4	2,870	3,130	3,130	3,190	3,150	0,035	0,106	0,082	0,088	0,092	0,012
	5	1,930	2,000	2,030	2,070	2,033	0,035	0,033	0,033	0,025	0,030	0,005
Região B	1	2,520	2,600	2,680	2,690	2,657	0,049	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	2	3,120	3,460	3,440	3,460	3,453	0,012	0,089	0,078	0,086	0,084	0,006
	3	2,460	2,720	2,880	2,820	2,807	0,081	0,241	0,242	0,241	0,241	0,001
	4	2,980	3,170	3,260	3,290	3,240	0,062	0,180	0,176	0,181	0,179	0,003
	5	2,100	2,160	2,390	2,270	2,273	0,115	0,041	0,039	0,037	0,039	0,002
Região C	1	2,030	2,140	2,290	2,260	2,230	0,079	0,065	0,052	0,068	0,062	0,009
	2	2,380	2,700	2,700	2,710	2,703	0,006	0,097	0,101	0,095	0,098	0,003
	3	3,000	3,430	3,330	3,350	3,370	0,053	0,347	0,340	0,347	0,345	0,004
	4	2,410	2,890	2,800	2,850	2,847	0,045	0,212	0,211	0,213	0,212	0,001
	5	1,830	1,970	2,010	2,120	2,033	0,078	0,084	0,083	0,085	0,084	0,001

ANEXO 8 - Medição da desadaptação (mm) de base de prótese (modelo 8)

Modelo no. 8												
	no.	Base	Base+silicona		Media	D. P.	microscópio			Média	D. P.	
Região A	1	2,260	2,450	2,440	2,430	2,440	0,010	0,161	0,191	0,179	0,177	0,015
	2	2,870	3,240	3,070	3,020	3,110	0,115	0,228	0,223	0,223	0,225	0,003
	3	2,300	2,660	2,690	2,580	2,643	0,057	0,379	0,375	0,370	0,375	0,005
	4	2,790	3,060	3,210	3,180	3,150	0,079	0,102	0,078	0,103	0,094	0,014
	5	2,270	2,460	2,380	2,310	2,383	0,075	0,188	0,146	0,143	0,159	0,025
Região B	1	2,170	2,500	2,650	2,570	2,573	0,075	0,168	0,176	0,171	0,172	0,004
	2	3,060	3,540	3,450	3,430	3,473	0,059	0,316	0,311	0,325	0,317	0,007
	3	2,450	3,050	2,960	3,030	3,013	0,047	0,428	0,421	0,417	0,422	0,006
	4	2,970	3,310	3,220	3,150	3,227	0,080	0,116	0,123	0,112	0,117	0,006
	5	2,050	2,380	2,280	2,170	2,277	0,105	0,096	0,107	0,110	0,104	0,007
Região C	1	2,220	2,660	2,410	2,360	2,477	0,161	0,134	0,121	0,118	0,124	0,009
	2	2,780	3,000	3,120	3,090	3,070	0,062	0,277	0,268	0,276	0,274	0,005
	3	2,710	3,300	3,410	3,270	3,327	0,074	0,571	0,538	0,544	0,551	0,018
	4	2,780	2,940	3,100	3,020	3,020	0,080	0,341	0,327	0,313	0,327	0,014
	5	1,730	2,090	2,080	2,000	2,057	0,049	0,135	0,123	0,123	0,127	0,007

ANEXO 9 - Medição da desadaptação (mm) da base de prótese (modelo 9)

Modelo no. 9													
	no.	Base	Base+silicona				Media	D. P.	microscópio			Média	D. P.
Região A	1	2,520	2,670	2,690	2,680	2,680	0,010	0,041	0,037	0,034	0,037	0,004	
	2	2,800	3,120	3,000	3,120	3,080	0,069	0,059	0,060	0,073	0,064	0,008	
	3	2,510	2,670	2,640	2,700	2,670	0,030	0,224	0,234	0,235	0,231	0,006	
	4	2,560	2,840	2,860	2,960	2,887	0,064	0,109	0,121	0,114	0,115	0,006	
	5	2,470	2,620	2,650	2,700	2,657	0,040	0,067	0,069	0,063	0,066	0,003	
Região B	1	3,230	3,370	3,370	3,440	3,393	0,040	0,120	0,110	0,113	0,114	0,005	
	2	2,750	2,890	2,950	3,060	2,967	0,086	0,092	0,091	0,092	0,092	0,001	
	3	1,940	2,220	2,260	2,440	2,307	0,117	0,194	0,195	0,198	0,196	0,002	
	4	2,270	2,590	2,610	2,730	2,643	0,076	0,215	0,222	0,227	0,221	0,006	
	5	2,010	2,100	2,170	2,160	2,143	0,038	0,065	0,055	0,068	0,063	0,007	
Região C	1	2,190	2,370	2,420	2,480	2,423	0,055	0,087	0,076	0,078	0,080	0,006	
	2	2,230	2,520	2,510	2,570	2,533	0,032	0,171	0,151	0,164	0,162	0,010	
	3	2,460	2,920	2,980	3,020	2,973	0,050	0,398	0,399	0,389	0,395	0,006	
	4	1,920	2,150	2,210	2,230	2,197	0,042	0,271	0,273	0,269	0,271	0,002	
	5	2,030	2,190	2,180	2,190	2,187	0,006	0,088	0,093	0,073	0,085	0,010	

ANEXO 10 - Medição da desadaptação (mm) da base de prótese (modelo 10)

Modelo no. 10												
	no.	Base	Base+silicona			Media	D. P.	microscópio			Média	D. P.
Região A	1	2,370	2,560	2,470	2,520	2,517	0,045	0,160	0,150	0,168	0,159	0,009
	2	2,480	2,720	2,800	2,730	2,750	0,044	0,194	0,223	0,224	0,214	0,017
	3	2,230	2,540	2,570	2,640	2,583	0,051	0,282	0,277	0,297	0,285	0,010
	4	2,730	2,960	2,920	2,940	2,940	0,020	0,147	0,135	0,144	0,142	0,006
	5	2,450	2,630	2,680	2,690	2,667	0,032	0,141	0,128	0,142	0,137	0,008
Região B	1	2,460	2,620	2,740	2,740	2,700	0,069	0,110	0,117	0,107	0,111	0,005
	2	2,440	2,770	2,730	2,750	2,750	0,020	0,184	0,188	0,176	0,183	0,006
	3	1,990	2,370	2,350	2,380	2,367	0,015	0,288	0,298	0,296	0,294	0,005
	4	2,600	2,990	2,950	3,000	2,980	0,026	0,305	0,305	0,316	0,309	0,006
	5	2,590	2,860	2,770	2,750	2,793	0,059	0,187	0,201	0,195	0,194	0,007
Região C	1	2,390	2,460	2,510	2,520	2,497	0,032	0,147	0,132	0,123	0,134	0,012
	2	2,270	2,480	2,510	2,540	2,510	0,030	0,203	0,223	0,216	0,214	0,010
	3	2,600	3,110	3,140	3,170	3,140	0,030	0,381	0,400	0,395	0,392	0,010
	4	2,420	2,710	2,700	2,720	2,710	0,010	0,359	0,340	0,353	0,351	0,010
	5	2,770	2,840	2,860	2,840	2,847	0,012	0,092	0,093	0,085	0,090	0,004

ANEXO 11 - RELATÓRIO ESTATÍSTICO

1. ANÁLISE ESTATÍSTICA

O modelo matemático para análise da variância foi o do delineamento inteiramente casualizado no esquema fatorial, cuja expressão é a seguinte (PIMENTEL GOMES, 1987; STELL & TORRIE, 1970)¹:

$$y_{ijkl} = m + M_i + R_j + P_k + (MR)_{ij} + (MP)_{ik} + (RP)_{jk} + (MRP)_{ijk} + e_{ijkl}$$

onde:

- y_{ijkl} = valor observado referente ao i-ésimo método, da j-ésima região, do k-ésimo ponto e na l-ésima repetição;
- m = fator fixo, estimado pela média geral;
- M_i = efeito do i-ésimo método;
- R_j = efeito da j-ésima região;
- P_k = efeito do k-ésimo ponto;
- $(MR)_{ij}$ = efeito da interação do i-ésimo método com a j-ésima região;
- $(MP)_{ik}$ = efeito da interação do i-ésimo método com o k-ésimo ponto;
- $(RP)_{jk}$ = efeito da interação da j-ésima região com o k-ésimo ponto;
- $(MRP)_{ijk}$ = efeito da interação do i-ésimo método, com j-ésima região e com o k-ésimo ponto;
- e_{ijkl} = erro aleatório correspondente às parcelas (variação do acaso sobre as observações da l-ésima repetição, do i-ésimo método, j-ésima região e

¹PIMENTEL-GOMES, F. **Curso de Estatística Experimental**. Livraria Nobel, 1987, 466 p.

STELL, R.G.D. & TORRIE, J.H. **Principles and Procedures of Statistics – With Special Reference to the Biological Sciences**. McGraw-Hill, New York, 1960, 481p.

k-ésimo ponto), supostos homocedásticos, independentes e normalmente distribuídos.

O esquema de análise da variância e teste F para causas de variação foi o seguinte:

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Métodos	1	SQ Métodos	QM Métodos	QM Métodos/QM Res
Regiões	2	SQ Regiões	QM Regiões	QM Regiões/QM Res
Pontos	4	SQ Pontos	QM Pontos	QM Pontos/QM Res
Met.×Reg.	2	SQ Met.×Reg.	QM Met.×Reg.	QM Met.×Reg./QMRes
Met.×Pont	4	SQ Met.×Pont	QM Met.×Pont	QM Met.×Pont/QMRes
Reg.×Pont	8	SQ Reg.×Pont	QM Reg.×Pont	QM Reg.×Pont/QMRes
Met.×Reg.×Pont	8	SQ Met.×Reg.×Pont	QM Met.×Reg.×Pont	QM Met.×Reg. ×Pont/QMRes
Resíduo	270	SQ Resíduo	QM Resíduo	
Total	299	SQ Total		

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

A razão QM Causas de Variação/QM Res. testa as hipóteses:

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

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

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

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação de Métodos com Regiões (QM Met.×Reg./QMRes);

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação de Métodos com Pontos (QM Met.×Pont/QMRes);

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação de Regiões com Pontos (QM Reg.×Pont/QMRes);

H_0 : não existe diferença entre as médias da interação de Métodos com Regiões e Pontos (QM Met.× Reg.×Pont/QMRes);

Considerou-se como nível mínimo para rejeição dessas hipóteses 5%, ou seja, sempre que o valor da probabilidade do teste F for menor ou igual a 0,05 ($\alpha \leq 0,05$), rejeita-se a hipótese de nulidade, isto é, aceita-se que existe diferença significativa entre pelo menos duas médias de tratamentos (Métodos, Regiões, Pontos ou as interações entre eles), e procede-se, então, ao detalhamento da análise. Observe-se que a interpretação dos testes inicia-se pela interação tripla e, apenas se esta não for significativa procede-se o estudo das interações duplas, e finalmente, se a interação tripla e as interações duplas não forem significativas, faz-se o estudo de cada um dos efeitos principais do modelo isoladamente (Métodos, Regiões e Pontos).

Dado que os três fatores em estudo (Métodos, Regiões e Pontos) são qualitativos, sempre que o teste F detectou diferença significativa entre suas médias, ou entre as médias das interações, realizou-se o detalhamento da análise através do teste de Tukey, considerando-se, também, um nível mínimo de significância de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

O teste de Tukey testa a hipótese, por exemplo:

$$H_0: m_{R1} - m_{R2} = 0 ;$$

sendo m_{R1} , m_{R2} , respectivamente, as médias obtidas pelas regiões 1 e 2; e assim por diante, para as médias do outro fator e da interação 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:

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

onde:

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

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

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

r = número de repetições (amostras).

As médias obtidas pelas regiões são consideradas diferentes estatisticamente se, por exemplo, $m_{R1} - m_{R2} \geq \text{d.m.s. calculada}$.

2. 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;
- erros com distribuição normal (ou aproximadamente normal).

Para se testar essas pressuposições procedeu-se à análise exploratória de dados (Hoaglin, et al., 1991)², através de:

- **Teste de homogeneidade de variâncias:** utilizou-se o teste do $F_{\max}$, que consiste em obter a razão entre a maior e a menor variância de tratamentos (para cada variável) e compará-la com um valor tabelado:

$$F_{\max} = \frac{S_{\max}^2}{S_{\min}^2} \sim F_{(k_{\text{trat}}; v-1_{\text{rep}})}$$

Se o valor obtido for maior que o tabelado, rejeita-se a hipótese de que as variâncias de tratamentos são homogêneas, havendo necessidade de se estudar se essa heterogeneidade pode ser eliminada com uma transformação dos dados ou não. Se o valor obtido for menor que o tabelado, não se rejeita a hipótese de homogeneidade de variâncias.

- **Análise gráfica dos resíduos:** 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 de 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.

- **Diagrama de “ramos e folhas”**: ordenação dos dados de forma programada para mostrar sua distribuição aproximada, dispersão, assimetria, curtose, agrupamento de valores e, principalmente, detecção de “outliers” (dados discrepantes) e sua localização espacial, alertando para possíveis problemas não notados durante o experimento (p.e., material estranho ao experimento em algum ponto ou região).

² HOAGLIN, D.C.; MOSTELLER, F.; TUKEY, J.W. Análise Exploratória de Dados. Técnicas Robustas, Trad. Ed. Salamandra, Coleção Novas Tecnologias, Lisboa, 1991, 446p.

3. RESULTADOS

3.1. Análise Exploratória dos Dados

Através do teste do $F_{\text{máx}}$ e da análise exploratória de dados foi evidenciado que os dados da variável desajuste apresentavam heterogeneidade de variâncias, e então buscou-se uma transformação na tentativa de restabelecer essa pressuposição para a realização dos testes. Encontrou-se que a variável deveria ser transformada em $1/(x+1)$.

A análise gráfica dos resíduos para a variável transformada é mostrada na Figura 1, e permite afirmar que as pressuposições de independência (através da forma do gráfico), de normalidade (através dos intervalos dos resíduos padronizados) e também de homogeneidade de variâncias foram restabelecidas com o uso da transformação.

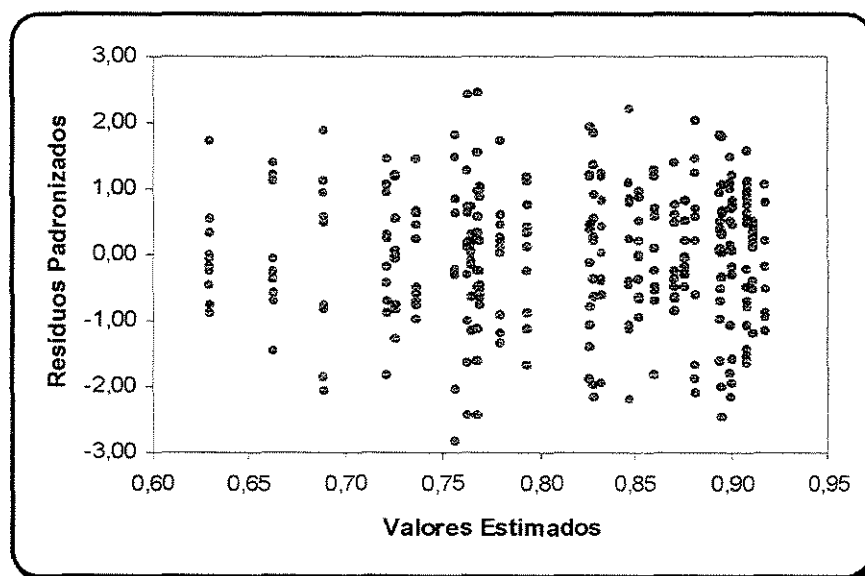


Figura 1 – Análise gráfica de resíduos para a variável Desajuste transformado em $1/(x+1)$.

Os Diagramas de “ramos e folhas” apresentados na Figura 2 mostram que os dados originais da variável estudada apresentam uma leve assimetria para a esquerda, enquanto que para os dados transformados e para os resíduos padronizados dos dados transformados a simetria é quase perfeita, indicando, também que a transformação foi útil para restabelecer a normalidade dos dados. Observa-se, outrossim, a presença de 5 “outliers”

(dados discrepantes) para maior: todos na linha média (ponto 3); 4 deles na região Posterior e 1 na região Média; 2 no método do Microscópio e 3 na Silicona. Parece, portanto, haver uma sistematização da ocorrência de “outliers” na região posterior e na linha média, embora esta sistematização não tenha influenciado significativamente as pressuposições da análise de variância, não comprometendo, assim, o poder dos testes.

Dados Originais: unit = 0.01 1 2 represents 0.12	
22	0* 0000122233333333444444
58	0o 5555566666666666777777778888889999999
96	1* 00000000001111111111222223333333444
135	1o 5555555566666666666677777788888899999
(40)	2* 000000111111112222233333334444444444
125	2o 55555566667777778888889999999
94	3* 00001112222223444444
73	3o 555555666677777788888899999
47	4* 0001222233334
33	4o 777789
27	5* 012344
21	5o 555668999
12	6* 01122
7	6o 69
HI 71,72,72,73,75	
Dados Transformados em 1/(x+1): unit = 0.01 1 2 represents 0.12	
6	5o 677889
23	6* 0112222233344444
38	6o 556667788899999
79	7* 00000011111112222222223333334444444444
125	7o 555555556666667777778888888888999999999
(57)	8* 0000000000000111111111222222223333333333444444444444
118	8o 55555555666666666666777777888888999999999
71	9* 0000000000001111111222222233333333333344444444
23	9o 55555566666666777778
4	10* 0000
Resíduos Padronizados dos dados transformados em 1/(x+1): unit = 0.1 1 2 represents 1.2	
LO -28	
11	-2* 4441110000
29	-1o 999888887666666555
46	-1* 4433211111110000
87	-0o 999988888877777766666666666555555
143	-0* 44444444443333333333222222221111110000000000
(53)	0* 000000001111111122222222223333334444444444
104	0o 5555555555555566666666667777777777888888999999999
46	1* 0000011111111122222233344444
14	1o 557778889
4	2* 0144

* : dígitos secundários 0 1 2 3 4
o : dígitos secundários 5 6 7 8 9

Figura 2 - Diagrama de Ramos e Folhas para a variável Desajuste, considerando observações originais, transformadas e os resíduos padronizados dos dados transformadas.

3.2. Análise da Variância e Comparação de Médias pelo Teste de Tukey

A análise da variância para a variável Desajuste transformado em $1/(x+1)$ encontra-se na Tabela 1.

Tabela 1 - Análise da variância e teste F para a variável Desajuste transformado em $1/(x+1)$.

CAUSAS DE VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Métodos	1	0,4333104	0,4333104	114,3300 **
Regiões	2	0,1637108	0,0818554	21,5977 **
Pontos	4	1,1494610	0,2873652	75,8220 **
Métodos×Regiões	2	0,0119143	0,0059572	1,5718 ^{ns}
Métodos×Pontos	4	0,0509083	0,0127271	3,3581 *
Regiões×Pontos	8	0,0832778	0,0104097	2,7466 **
Métodos×Regiões×Pontos	8	0,0289046	0,0036131	0,9533 ^{ns}
Resíduo	270	1,0232993	0,0037900	
Total	299	2,9447865		
Coeficiente de Variação (%)	-	7,55		

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

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

^{ns} = Não significativo, pelo teste F, considerando-se um n.m.s. de 5% ($\alpha > 0,05$).

Pela Tabela 1, observa-se que o teste F não detectou diferenças significativas ao nível de 5% para a interação tripla (Métodos×Regiões×Pontos) e para a interação de Métodos com Regiões, enquanto as demais causas de variação foram evidenciadas como significativas a um nível de pelo menos 5% pelo teste F. Esses resultados indicam que, quando estudados conjuntamente, os três fatores são independentes e que quando estudados dois a dois, os métodos e regiões são independentes, indicando que a eficiência dos métodos de aferição independem da região que se está avaliando, mas os pontos dependem (interagem) tanto com os métodos como com as regiões.