



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



MARINALDO HENRIQUE ZAMPIERI

Cirurgião-Dentista

**ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DA BASE DE PRÓTESE TOTAL
SUPERIOR E INFERIOR, SOB INFLUÊNCIA DA INCLUSÃO EM
MUFLA DUPLA**

Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica - Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Piracicaba

2008

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Z14a	Zampieri, Marinaldo Henrique. Alteração dimensional da base de prótese total superior e inferior, sob influência da inclusão em mufla dupla. / Marinaldo Henrique Zampieri. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2008. Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Resinas acrílicas. 2. Adaptação. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)
------	---

Título em Inglês: Dimensional change of the maxillary and mandibular denture base under influence of double flask

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Acrylic resins. 2. Adaptation

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Rafael Leonardo Xediek Consani, Mauricio Tanji, Marcelo Ferraz Mesquita

Data da Defesa: 20-02-2008

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 20 de Fevereiro de 2008, considerou o candidato MARINALDO HENRIQUE ZAMPIERI aprovado.

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

PROF. DR. MAURICIO TANJI

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus pais Maria de Fátima A. Zampieri e Jurandir A. Zampieri, que educando os filhos com amor e afeição, sempre souberam me apoiar nos momentos de dificuldades e se orgulhar de minhas conquistas, não medindo esforços para que os meus desejos se tornassem realidade.

Às minhas irmãs Mariany e Michelle, pelo amor fraterno e afetuoso, constantemente desejando que meus objetivos fossem alcançados.

À minha namorada Marina, pela compreensão, apoio e carinho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Onipresente Deus, por tudo.

Ao Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, Livre Docente da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela confiança e amizade e pela orientação segura de grande mestre, sem a qual a realização deste trabalho de dissertação de mestrado seria impossível.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela amizade, apoio e ensinamentos indispensáveis à minha formação acadêmica.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, representada pela Coordenadoria de Pós-Graduação e Sub-Coordenadoria de Clínica Odontológica, pela oportunidade da realização do Curso de Mestrado.

Ao Conselho Nacional Pesquisa (CNPq), pela concessão da bolsa de Mestrado.

À Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Coordenadora do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela seriedade na condução dos trabalhos.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, Professor Titular da Área de Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e apoio e ensinamentos indispensáveis a minha formação acadêmica.

Ao Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, Professor Titular da Área Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e apoio e ensinamentos indispensáveis à minha formação acadêmica.

Aos demais docentes do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, pelos ensinamentos sempre relevantes à minha formação acadêmica.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, Professor Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela utilização do laboratório, equipamentos e pertences.

À Profa. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, da Área Odontologia Social da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela realização da análise estatística.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela orientação na escolha do modelo estatístico.

Ao Luís Felipe J. Schneider, Doutorando na Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela colaboração na montagem das tabelas e gráficos.

Ao Paulo Roberto Alcarde, técnico em Prótese Dental do laboratório de Pré-Clínica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo auxílio constante.

Ao Eduardo Pinez Campos, técnico em Prótese Dental do laboratório de Produção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela colaboração no laboratório.

Ao Engenheiro Marcos Blanco Cangiani, técnico da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela orientação no uso dos equipamentos do laboratório de Materiais Dentários.

À funcionária Érica Alessandra Pinho Sinhoreti, da Coordenadoria de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela eficiência e gentileza no atendimento burocrático.

Às secretárias Shirley Rosana Sbravatti Moreto e Mônica Elizandra Bonatto Penzani, do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela cortesia no pronto atendimento.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo convívio sempre agradável.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

RESUMO

O propósito deste trabalho foi estudar o efeito de muflas metálicas (convencional e mufla dupla experimental SR) e do tempo pós-prensagem (imediate e 6 horas) no nível de adaptação de bases de prótese total superior e inferior confeccionadas com resina acrílica Clássico ativada termicamente. Foram confeccionados 80 conjuntos modelo de gesso-base de cera distribuídos aleatoriamente em 6 grupos (n=10), de acordo com o tipo de mufla metálica e do tempo pós-prensagem. A resina acrílica foi proporcionada e manipulada de acordo com as instruções do fabricante e prensada na fase plástica com carga inicial de 850 kgf e final de 1.250 kgf em prensa hidráulica de bancada. As bases foram polimerizadas em ciclo de água a 74°C por 9 horas. Depois do esfriamento das muflas até atingir a temperatura ambiente, as bases foram desincluídas, acabadas, fixadas nos respectivos modelos de gesso com adesivo à base de cianoacrilato e seccionados em três secções, correspondentes a distal de caninos (A), mesial de primeiros molares (B) e região palatina posterior (C). Em cada conjunto, o desajuste entre o modelo de gesso e a base de resina foi verificado nos seguintes pontos referenciais: 1- base superior: fundo do sulco vestibular direito e esquerdo, crista do rebordo alveolar direita e esquerda e linha mediana palatina; 2- inferior: fundo do sulco vestibular esquerdo e direito, crista do rebordo alveolar direita e esquerda, e fundo de sulco lingual direito e esquerdo. O desajuste foi verificado com microscópio comparador linear Olympus, com precisão de 0,0005mm. Os dados coletados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). Os resultados mostraram que houve diferença estatística significativa entre as secções, onde A apresentou o melhor resultado, C o pior resultado e B demonstrou valor intermediário, para as bases superior e inferior. Na base de prótese superior, os tempos pós-prensagem em cada tipo de região e tipo de mufla mostraram diferença estatística, exceto na região A, para a mufla simples. Na comparação entre tipos de mufla para cada região no tempo imediato houve diferença estatística significativa para todas as regiões. No tempo pós-prensagem de 6 horas não houve diferença estatística em todas as comparações. Entre os tipos de região para cada tempo pós-prensagem da base inferior, o tempo imediato demonstrou diferença estatística em todas as regiões, quando o tipo de mufla foi comparado. O tempo de espera de 6 horas não mostrou diferença estatística entre as regiões e tipos de muflas.

Palavras chave: resina acrílica, base de prótese, tipo de mufla, adaptação, tempo pós-prensagem.

ABSTRACT

The purpose of this work was to study the use of flask closure (conventional metallic flask closure nº5,5 and double SR flask closure.), regarding the adaptation of the prosthesis base (immediate and after six hours) in the upper total prosthesis base and also the inferior total prosthesis base adaptation. Both prothesis were made of acrylic resin activated by temperature (Classic®). 80 gypsum models were manufactured with wax base randomly distributed in 8 groups (n=10), according to the type of metallic flask closure used and the time that the prothesis remained under pressure (immediate or after six hours). The resin was proportionate and manipulated according to the manufacturer instructions and it was put under pressure in the plastic phase, starting with 850 Kgf until 1250 Kgf utilizing the hydraulic press of workbench. The bases were manufactured and polymerized in water cycle at 74°C for 9 hours. After they reached room temperature, the bases were removed, finished, and replaced in its respective models using cianocrilato adhesive on the base. The models were divided into three sections, corresponding to distal of canines, mesial of first molars and posterior palate region. In each model, the superior and lower maladjustment between the gypsum model and the resin base was verified in the reference points mention above; Superior model: bottom of vestibular sulcus (right and left sides), alveolar crest (right and left sides) and average line of the palate. Lower model: bottom of vestibular sulcus (right and left sides), crest of the edge alveolar crest (right and left sides) and bottom of lingual sulcus (right and left sides). In each section, the maladjustment between the model and resin base was verified with an Olympus comparative linear microscope, with 0,0005mm accuracy. The data were collected and submitted to analysis of variance and to the test of Tukey (5%). The test results demonstrated a significant statistical difference between the sections, where section A showed the best result, C the worst, and B showed an intermediate value, for the lower and upper bases of the prothesis. In the base of the upper prosthesis, the time that the material was under pressure in each region and type of flask closure showed statistical difference, except in region A, for the simple flask closure. In the comparison between types of flask closure for each region in the immediate time showed significant statistical difference for all the regions. There was no statistical difference during the time the material was under pressure (6 hours) for all comparisons. When the types of flask closure were compared regarding region types for each time the lower base was under pressure, the immediate time showed statistical difference in all the regions. There was no statistical difference between the regions and types of flask closure after a period of six hours.

Key words: acrylic resin, base of prosthesis, adaptation and time under pressure.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
3 PROPOSIÇÃO	26
4 METODOLOGIA	27
4.1 MATERIAIS	27
4.2 MÉTODO	28
5 RESULTADOS	37
6 DISCUSSÃO	44
7 CONCLUSÃO	49
REFERÊNCIAS	50
APÊNDICE	57
ANEXOS	65

1. INTRODUÇÃO

Segundo VIEIRA (1976), as inovações técnicas ocorridas com os materiais utilizados na confecção da prótese total foram consideráveis, quando se considera a borracha rígida, conhecida pelos dentistas como vulcanite, até o surgimento das resinas acrílicas em 1937, derivada poli-metilmetacrilato.

Idealizada para suporte dos dentes artificiais, a base da prótese total também é responsável pela distribuição da força mastigatória ao rebordo alveolar, promovendo a estabilidade e retenção da prótese, condição fundamental para permitir ao paciente condições de conforto, fonética e estética, melhorando a função mastigatória (PHILLIPS, 1993).

Trabalhos clássicos de HARMAN (1949) e SKINNER (1951) têm mostrado que a estabilidade dimensional linear da resina acrílica é uma propriedade fundamental na confecção da prótese total. Entretanto, diversas outras variáveis também exerceriam efeito na alteração dimensional da base da prótese, dentre eles a prensagem da resina e o processo de polimerização, este último envolvendo a associação tempo-temperatura.

Segundo os autores SWEENEY (1939), SKINNER & COOPER (1943), SKINNER (1949) e PEYTON & ANTHONY (1963), a alteração dimensional linear que ocorre durante a polimerização continua sendo um fator crítico na retenção e estabilidade da prótese total, mesmo que a absorção de água pela resina acrílica, a atuação compensatória da resiliência da gengiva (JACOBSON & KROLL, 1983) e a ação da saliva interposta entre a base e os tecidos de suporte (POLYZOIS, 1990) compensem, em parte, o desajuste causado pela polimerização da resina acrílica.

Desde que a resina acrílica foi recomendada para confecção de prótese total, os pesquisadores têm procurado melhorar as características das

propriedades físicas, sugerindo modificações na composição química e nos procedimentos de polimerização. Como resultado dessas modificações, a polimerização por irradiação de microondas (NISHII, 1968), calor seco (GAY & KING, 1979), ciclo rápido em água em ebulição (POLYZOIS *et al.*, 1987) e luz visível (TAKAMATA *et al.*, 1989) foram técnicas sugeridas como alternativas ao método de polimerização em ciclo longo de água aquecida.

Apesar dessas inovações, o ciclo de polimerização mais eficiente e aceito no meio odontológico seria o processamento da resina acrílica no ciclo longo em água aquecida (AUSTIN & BASKER, 1982; PHILLIPS, 1993). Entretanto, a literatura tem relatado resultados considerados satisfatórios quando a polimerização também é processada por irradiação de microondas (WALLACE *et al.*, 1991) e por ciclo rápido em água em ebulição (HAYDEN, 1986; POLYZOIS *et al.*, 1987).

Os níveis de adaptação resultantes de diferentes técnicas de polimerização não podem ser alterados depois do processamento da base (CHEN *et al.*, 1988). Pesquisas recentes têm mostrado que a adaptação da base de prótese total ao modelo de gesso continua sendo insatisfatória, principalmente, na região palatina posterior (PADOVAN *et al.*, 1999). Essa adaptação também é influenciada por diversas outras variáveis, como forma do palato (SYKORA & SUTOW, 1993; ARIOLI FILHO *et al.*, 1999), técnicos (CONSANI *et al.*, 2000), tempo pós-prensagem (CONSANI *et al.*, 2001) e marcas comerciais de resinas acrílicas (CONSANI *et al.*, 2002a). Por outro lado, os ciclos de polimerização parecem não exercer efeito marcante sobre a adaptação da base (ALMEIDA *et al.*, 1999).

Em condições de rotina laboratorial, as associações entre contração de polimerização, contração térmica no esfriamento da mufla e distorção resultante da liberação de tensões depois da demuflagem são ocorrências que

pioram a qualidade da adaptação da prótese total (TAKAMATA & SETCOS, 1989).

Com base nessas ponderações, seria conveniente verificar o efeito da inclusão em muflas (metálica convencional e dupla experimental SR) e do tempo pós-prensagem (imediato e após 6 horas) no nível de adaptação das próteses total superior e inferior. A hipótese do estudo é que a adaptação da base de prótese ao modelo de gesso seria afetada pelo tipo de mufla e pelo tempo de espera decorrido antes do início da polimerização.

2. REVISÃO DE LITERATURA

As propriedades mecânicas e físicas de resinas acrílicas em relação a outros materiais usados na confecção de prótese total foram comparadas por Sweeney, em 1939. O autor concluiu que a prótese expandia quando imersa em água e contraía quando exposta ao ar. Do ponto de vista estético e mecânico, as resinas acrílicas apresentaram resultados mais satisfatórios quando comparadas aos demais materiais, como vulcanite e resinas vinílicas.

Em 1941, Kern estudou a alteração dimensional das resinas acrílicas, vinil acrílicas e vulcanites. A alteração dimensional verificada depois do processamento podia ser influenciada pela liberação de tensões, que resultava na distorção da prótese devido à ausência de padronização no comportamento desses materiais.

A estabilidade dimensional da resina acrílica em modelos de arco superior foi verificada por Skinner & Cooper, em 1943. A contração de polimerização foi considerada como a diferença linear (%) entre as referências confeccionadas no modelo original e as réplicas em resina acrílica. As diferenças das alterações dimensionais antes e depois da imersão em água foram comparadas com o modelo matriz. Os autores concluíram que a contração de polimerização podia ser compensada pela expansão ocasionada pela absorção de água.

Em 1949, Skinner verificou que a primeira contração ocorria durante a polimerização da resina. A segunda contração resultava da mudança de

temperatura pelo esfriamento da mufla. A resina ao absorver água expandia, compensando parcialmente a contração de polimerização. A compensação era de diferentes intensidades e dependia da região da base, sendo maior na região palatina posterior. Por essa razão, a compensação não era uniforme, causando a pior adaptação na região palatina posterior.

O efeito do tempo de polimerização da resina acrílica sobre a alteração dimensional, o aumento de peso por absorção de água e a resistência transversa foi estudado por Harman, em 1949. Três ciclos de polimerização foram verificados: 71°C por 2 horas e 30 minutos; 1 hora a partir da temperatura ambiente até atingir 100°C e ebulição por 15 minutos; 71°C por 2 horas e 30 minutos e ebulição por 15 minutos. As alterações dimensionais não diferiram estatisticamente entre os métodos comparados. O ciclo de 71°C por 2 horas e 30 minutos não foi suficiente para polimerizar a resina, diminuindo a resistência transversa.

Em 1950, Peyton comparou diferentes métodos nos procedimentos de polimerização da base de prótese total, como calor desenvolvido por placas aquecidas eletricamente e aplicadas sobre a mufla; luz infra-vermelha; estufa; calor induzido por gerador eletrônico; vapor de água; e banho de água convencional. Após a prensagem da resina, a mufla foi deixada repousando no mínimo uma hora antes do procedimento de polimerização, para permitir o escoamento da resina no interior do molde e a liberação de tensões internas nos estágios iniciais. A massa plástica se escoava sob pressão e se fosse processada rapidamente após o fechamento da mufla, podia desenvolver tensões que não seriam liberadas devido à ausência do tempo de espera. Após polimerização e esfriamento em temperatura ambiente, a contração linear

ocorrida no processamento foi analisada e os resultados mostraram valores comparáveis entre os métodos banho de água convencional, luz infravermelha e por indução; embora, dentro de cada técnica houvesse diferença entre os produtos analisados.

Em 1951, Skinner publicou um artigo relacionando propriedades físicas e manipulação de resinas acrílicas, considerando vários fatores que exerciam efeito na ocorrência de alteração dimensional das bases de prótese total, relacionando prensagem, polimerização e a associação tempo-temperatura do ciclo de polimerização.

O efeito da prensagem sobre algumas propriedades da resina acrílica foi verificado por Grunewald *et al.*, em 1952, comparando 3 técnicas: água fervente por 45 minutos, por uma hora e por injeção. Foi verificada a alteração dimensional das bases em cada estágio do processamento, por meio de pontos referenciais colocados no modelo matriz. Nenhuma alteração significativa foi verificada na base de cera, ocorreu alteração na base de resina depois de removida do modelo. A alteração dimensional podia ocorrer nas técnicas devido às tensões induzidas no processo e, depois, quando liberadas pelo ganho ou perda de água em uso clínico.

Estudando a estabilidade dimensional das resinas para base de prótese total, Mowery *et al.*, em 1958, verificaram que a magnitude das variações dimensionais não era muito grande. Em quase todos os casos, a alteração média estava numa escala de -0,05 a + 0,2 mm. Conforme informação dos pacientes, as alterações não afetavam o desempenho da prótese total no uso clínico.

A alteração dimensional ocorrida durante o processamento da prótese foi estudada por Woelfel *et al.*, em 1960, quando confeccionada com diferentes tipos de resina e técnicas de prensagem. Depois da confecção, as próteses foram fixadas em articuladores e as leituras foram feitas com os modelos em relação cêntrica. Os resultados mostraram que a maior alteração linear na secção palatina posterior ocorreu quando a prótese foi retirada do modelo de gesso, sendo maior na inferior e menor na superior. Próteses superior e inferior espessas alteraram menos que as mais finas. Os autores verificaram que todas as próteses apresentaram distorção.

Em 1962, Anthony & Peyton estudaram a adaptação de prótese total confeccionada com resinas acrílicas autopolimerizável, termopolimerizável e injetável, utilizando pantógrafo que media a diferença na altura vertical de duas superfícies. Os autores concluíram que todas as bases exibiram algum grau de contração, como resultado do método de processamento, existindo correlação entre o grau de contração e a quantidade de calor aplicada durante a polimerização. O maior desajuste foi observado na região palatina posterior devido, principalmente, à contração lateral da borda da base.

As alterações dimensionais ocorridas na prótese total foram avaliadas por Paffenbarger *et al.*, em 1962, por meio de pinos metálicos colocados na base, nas distâncias molar a molar e entre as bordas palatinas posteriores, medidas com microscópio comparador, antes e depois da confecção e durante os procedimentos de acabamento. As próteses mais espessas apresentaram menor contração de processamento e menor alteração dimensional durante o uso por causa da sorção de água, e nas condições seca ao ar e aquecida em

água. A prótese mais estável dimensionalmente foi obtida na técnica convencional.

Peyton & Anthony, em 1963, estudaram técnicas de processamento com base nas recomendações dos fabricantes. Utilizaram 7 resinas termopolimerizáveis e 3 por injeção. As bases foram armazenadas em água por 24 horas em temperatura ambiente e as medidas foram feitas em 9 posições de cada secção transversal. As alterações ocorridas na armazenagem em água foram significantes, aparentemente devido à pequenas tensões do processo de esfriamento. As alterações de armazenagem foram pequenas e tendiam melhorar a adaptação inicial da prótese. Verificaram também que a evolução das técnicas de processamento não melhorava, necessariamente, a adaptação, devido a muitos fatores envolvidos no processo.

Woelfel, *et al.*, em 1965, avaliando clinicamente o desempenho das próteses totais confeccionadas com onze tipos de diferentes de materiais para a base, consideraram que a espessura da base era especialmente importante na alteração dimensional, porque governava a rigidez do material, limitando o grau de contração da prótese total. Se a prótese era fina numa área crítica transversal, como na região anterior inferior, a maioria das tensões ocorridas na prótese durante o processamento seria liberada quando a prótese fosse removida do modelo. A liberação de tensão causava contração e se manifestava primeiramente na secção posterior da prótese por causa da sua forma, sendo que o aumento na espessura da base resultava na diminuição da distorção.

Em 1968, Nishii empregou a irradiação por microondas para polimerizar a resina acrílica termo-polimerizável, usando tempos de irradiações de 9, 10 e onze minutos. Verificando as variáveis sorções de água; dureza; resistências à tração e transversal; deflexão; retenção de dentes artificiais; e adaptação da base de prótese total, o autor concluiu que as propriedades físicas das resinas acrílicas foram satisfatórias quanto comparadas as obtidas com a polimerização em água, quando a irradiação foi de 11 minutos. A adaptação da base polimerizada por microondas foi semelhante à obtida pela técnica convencional em água aquecida. As cristas dos rebordos alveolares apresentaram melhores níveis de adaptação, enquanto as bordas laterais e a região palatina mostraram os maiores desajustes por causa da distorção irregular da base.

Vieira, em 1976, descreveu as inovações técnicas dos materiais usados na confecção de bases de prótese, desde o emprego da vulcanite (borracha rígida) e das poli-amidas até o surgimento das resinas acrílicas, como o conjunto de propriedades físicas resultante dos avanços na área.

Em 1979, Lorton & Phillips verificaram a temperatura necessária para induzir alterações na base de resina acrílica. A temperatura para distorção do poli-metilmetacrilato era estabelecida entre 71°C a 94°C e as bases foram ensaiadas nas temperaturas de 70°C, 80°C, 90°C e 100°C. As alterações dimensionais da resina foram suficientes para causar desajuste da prótese ao modelo de gesso, inicialmente quando a base foi aquecida em água acima de 90°C, e essas alterações dimensionais podiam também ser produto de outros fatores envolvidos na confecção das bases.

A possibilidade de polimerizar a resina acrílica por meio de calor seco emitido por prensa aquecida foi estudado por Gay & King, em 1979. Amostras retangulares com diferentes espessuras foram incluídas em muflas e as resinas acrílicas processadas nas temperaturas de 100°C por 10 minutos; 75°C por 15 minutos; 70°C por 20 minutos e 60°C por 30 minutos. Como controle, amostras semelhantes foram obtidas em ciclos rápidos de 30, 45 e 60 minutos à temperatura de 100°C, e por ciclo longo de 9 horas à temperatura de 75°C. O processamento das resinas por meio de placas aquecidas não promoveu porosidades, sendo um processo que podia ser utilizado em muitas situações laboratoriais.

A influência dos ciclos de polimerização sobre o nível de monômero residual das bases de prótese total foi estudada por Austin & Basker, em 1982,. Os autores verificaram que no ciclo curto houve pouca variação de tempo e temperatura durante o processamento, produzindo próteses que provavelmente poderiam mais facilmente induzir reação da mucosa bucal, quando comparadas às próteses produzidas por ciclos longos.

Em 1983, Jacobson & Kroll verificando os fatores que promovem o suporte da prótese total, verificaram que a estabilidade ocorria quando a prótese se apoiava sobre uma área superficial sem tecidos friáveis ou móveis, capazes de resistir às forças durante a função. Os tecidos capazes de resistir ao deslocamento vertical deviam ficar em íntimo contato com a base da prótese, e a compensação era feita pelo tecido resiliente, provendo movimento uniforme da base durante a função. Os tecidos moles deveriam ficar unidos firmemente ao osso cortical, conter uma camada resiliente de submucosa recoberta pela mucosa queratinizada. Essas condições diminuía o

deslocamento da base, decresciam o trauma do tecido mole e reduziam as alterações de reabsorção ao longo do tempo.

Em 1984, Lechner & Lautenschlager verificaram as alterações de processamento ocorridas na base de prótese total superior, com 2mm de espessura. Retenções simétricas foram feitas nos modelos nas regiões de tuberosidades. O contorno da prótese total foi observado com radiografias para localizar os parafusos de precisão. As próteses foram confeccionadas em água à temperatura de 74°C por 16 horas. A contração não foi influenciada pela espessura da base, pela presença ou ausência de retenções, ou pelos ciclos de polimerização. Na região palatina, as alterações de contorno não correspondiam ao afastamento promovido pela contração da base. Essas observações indicavam distorção da prótese total na região lateral da tuberosidade, impossibilitando a perfeita adaptação ao modelo de gesso na região posterior.

Wolfaardt *et al.*, em 1986, verificaram o efeito do isolante, proporção monômero/polímero, inclusão do modelo, pressão interna e ciclo de polimerização sobre a alteração dimensional da resina termopolimerizada. As medidas de alteração dimensional foram efetuadas com micrômetro com precisão de 0,001mm, nas regiões finas e espessas pré-determinadas nas amostras em forma de cruz. Não houve uniformidade no comportamento dimensional e as alterações dimensionais variaram de acordo com a espessura da resina e dependia da posição dentro da mufla.

A resistência à fratura de resinas acrílicas polimerizadas pelo método convencional e por energia de microondas foi comparada por Hayden, em

1986, em bases com espessura de 2mm, com carga efetuada na linha média da região palatina do lado interno da base. Houve diferença estatística significativa entre as resinas acrílicas polimerizadas em ciclo curto e por energia de microondas. A resina polimerizada por microondas não absorveu tanta energia antes da fratura quando comparada com a resina polimerizada em banho de água convencional.

Em 1987, Polyzois *et al.* verificaram a estabilidade dimensional de resinas acrílicas processadas em ciclo rápido e convencional. A estabilidade dimensional foi medida em 4 distâncias na base e 3 nos dentes antes da inclusão, depois do processamento, depois da demuflagem e depois da armazenagem em água à temperatura ambiente por 1 semana. Todas as próteses contraíram e as contrações lineares das distâncias da base e dos dentes foram menores que 1%. As alterações verificadas nas distâncias borda a borda e molar a molar foram menores que 0,5mm e 0,2mm, respectivamente. A prótese processada em ciclo rápido apresentou menor distorção na área palatina mediana que a prótese confeccionada no ciclo convencional.

O efeito da espessura e do ciclo de polimerização sobre a estabilidade dimensional da base de prótese total foi verificado por Chen *et al.*, em 1988. Depois dos processamentos de acordo com a recomendação dos fabricantes, a adaptação na região palatina posterior e a alteração dimensional de molar a molar foram determinadas em microscópio comparador com 0,001mm de precisão. Durante o processamento ocorreram contração de polimerização e distorção induzida por tensões. A contração térmica diferencial entre o modelo de gesso e a resina causou tensão residual na prótese. Esse fato seria o

principal contribuinte para a liberação de tensões quando a prótese era retirada do modelo. A liberação de tensões pela prótese superior tendia a puxar a borda para dentro, causando a elevação da região palatina. Não houve diferença estatística significativa na quantidade de contração na prótese processada pelos ciclos estudados. Na região posterior houve discrepância entre a base e o modelo na escala de 0,23mm a 0,50mm, com a base mais espessa mostrando fenda mais larga. Na prótese mais fina, a contração foi maior na dimensão molar a molar. A mudança linear de molar a molar podia ser corrigida clinicamente por meio de ajustes oclusais; entretanto, a região palatina posterior era área crítica em relação à retenção e grande discrepância nessa área dificilmente seria corrigida após o processamento.

Takamata *et al.*, em 1989, compararam a precisão dimensional de prótese total confeccionada com resinas acrílicas termo-polimerizável, ativadas por luz visível e por energia de microondas. Verificaram a alteração dimensional da prótese pela colocação de silicone para moldagem entre a base de resina e o modelo de gesso. Depois da remoção, o silicone era pesado em balança analítica. As medidas dimensionais de adaptação foram feitas com microscópio comparador, nas posições envolvendo a fenda da borda palatina posterior na linha média, na lateral vestibular posterior e nas cristas alveolares. Cada medida foi repetida 3 vezes e a média determinou a largura da fenda. Todos os grupos mostraram contração, principalmente entre os rebordos vestibulares. A resina ativada por luz produziu adaptação com valor intermediário e a melhor adaptação foi verificada nas resinas polimerizadas quimicamente e ativadas por energia de microondas.

A revisão de literatura a respeito da alteração dimensional e dos métodos de polimerização de resinas acrílicas feita por Takamata & Setcos, em 1989, mostrou que diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso pioravam os problemas de contração ocorridos na polimerização. A combinação entre contração de polimerização, contração térmica e liberação de tensões durante a demuflagem resultava em adaptação imprecisa da prótese total ao tecido bucal. A adaptação precisa era muito importante, considerando que a distância entre a base e o tecido de suporte era fator importante na estabilidade e retenção da prótese.

Polyzois, em 1990, estudou adaptação das bases de prótese total ancoradas sobre o modelo de gesso. As ancoragens foram realizadas por meio de uma franja colocada na extremidade palatina posterior ou através de orifícios confeccionados no modelo de gesso, próximos ao local correspondente à linha mediana na região palatina posterior. As próteses totais foram confeccionadas pela técnica de rotina, usando resina acrílica polimerizada pelo ciclo em banho de água a 70° C por oito horas. O conjunto modelo de gesso-base de resina acrílica foi seccionado transversamente na região dos segundos molares e sagitalmente através da linha mediana. As distâncias entre base e modelo foram medidas com microscópio com ocular micrométrica, em sete posições na secção transversal e quatro posições na secção mediana. Os valores médios foram considerados como a quantidade de discrepância em cada posição de medida. O autor concluiu que ambas bases ancoradas mostraram resultados superiores em adaptação quando comparados com o método convencional. O maior desajuste foi observado nas secções transversa e mediana da região posterior da base.

Em 1991, Sanders *et al.*, verificaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional em banho de água aquecida. As bases foram recortadas na região posterior do palato, na porção correspondente aos primeiros molares e armazenadas em água por 24 horas. Após a armazenagem, as bases foram recolocadas nos modelos sob carga axial de 90 kg. A fenda entre base e modelo foi verificada em cinco posições com escalas graduadas de 0,04 a 0,25 mm. Os resultados mostraram que a região correspondente à crista do rebordo sofreu a menor desadaptação, em alguns corpos-de-prova, menos que 0,04 mm. A região palatina mediana mostrou a maior desadaptação, abrangendo uma escala entre 0,04 mm a 0,15 mm. Os autores concluíram que as resinas formuladas para microondas não mostraram melhor adaptação que as convencionais, sendo ambas semelhantes.

Em 1991, Wallace *et al.* compararam a precisão dimensional da base de prótese total processada por energia de microondas e pelo método convencional. Uma arcada superior com 7 pontos referenciais: linha mediana anterior do palato; direita e esquerda da crista do rebordo posterior correspondente ao segundo molar; linha mediana média e posterior e direita e esquerda do tubérculo palatino foi utilizada como padrão. Em cada grupo foram feitas 10 bases com as resinas polimerizadas pela técnica convencional em água aquecida a 74°C por 9 horas e por microondas com energia de 86 a 500W. Após o esfriamento em temperatura ambiente, as bases foram demufladas, acabadas e armazenadas em água por 1 mês. As medidas entre os pontos foram feitas com microscópio comparador. Os resultados mostraram diferença significativa entre o grupo controle e parte do grupo processado em microondas em 2 das 5 dimensões (anterior ao segundo molar e ao longo do

palato posterior). O método de polimerização por microondas resultou em bases com melhor estabilidade dimensional.

Phillips, em 1993, verificou a adaptação da prótese total aos tecidos de suporte considerando a força máxima de mordida exercida pelo paciente desdentado, ou seja, 1/6 da exercida por uma pessoa com dentição natural. A adaptação da base à estrutura bucal devia ser a melhor e mais adequada para manter a qualidade do conforto, estética e, principalmente, da eficiência da mastigação. O ciclo de polimerização mais aceito era aquele com temperatura de 74°C , por 9 horas.

Sykora & Sutow, em 1993, estudaram o efeito da técnica de processamento, forma do palato e tempo de imersão em água na adaptação da base ao palato posterior. As bases foram construídas pela técnica de injeção e de compressão com espessuras de 1,5 a 2,0mm, consideradas aceitáveis clinicamente. A adaptação da superfície interna da base na região do palato posterior sobre o modelo de gesso foi verificada com microscópio comparador, em 5 posições ao longo da borda posterior da base, imediatamente depois do processamento e antes da demuflagem, depois do acabamento e polimento; após imersão em água por 1 hora, 1 dia e 1 semana. A fenda resultante foi significativa para ambas as técnicas de processamento e a adaptação foi melhor na técnica de injeção, com diferença estatística significativa. A magnitude da discrepância da borda posterior foi diretamente dependente da forma do palato e da imersão em água, onde o palato plano mostrou maior distorção quando comparado ao profundo. As maiores alterações lineares verificadas na borda posterior do palato ocorreram quando

as bases foram removidas do modelo de gesso, com menores valores na técnica de injeção.

A alteração dimensional na região posterior da prótese total superior foi estudada por Corrêa, em 1994 (Parte I). Orifícios foram feitos no modelo de gesso ao lado da região correspondente as fovéolas palatinas, a partir de bases confeccionadas com 1 ou 2 lâminas de cera. As próteses foram polimerizadas após espera de 40 horas na prensa, nos ciclos: até atingir 100°C, reduzindo para 40°C e reaquecendo até 110°C; fogo baixo por 30 minutos, desligado por 5 minutos e reaquecimento por 30 minutos e ebulição por 30 minutos; água fervente por 30 minutos. Depois da demuflagem, as bases foram avaliadas visualmente quanto à adaptação ao modelo. A alteração dimensional em relação à região de palato foi inversamente proporcional à espessura das bases, sendo a melhor adaptação obtida com prótese mais espessa.

Kimpara & Muench, em 1996, verificaram a influência de variáveis de processamento na alteração dimensional da prótese total de resina acrílica. Foram confeccionados modelos de maxila edêntula com bases de cera de 2 mm de espessura. Nos dentes foram colocados pinos de fio ortodôntico, como pontos referenciais para as medidas realizadas com perfilômetro. O ciclo de polimerização empregado foi elevação da temperatura em 30 minutos até os 65°C, mantida por 1 hora, seguida de ebulição em 30 minutos, com permanência por mais 1 hora. A contração de polimerização foi compensada pela expansão que ocorreu pela absorção de água. A polimerização feita imediatamente ou 24 horas após a prensagem da resina não influiu na magnitude da contração. Proporcionalmente, a contração entre bordas opostas foi maior que ao longo delas.

A influência de uma nova técnica nas alterações dimensionais ocorridas na confecção de prótese total foi verificada por Gomes *et al.*, em 1998b. Próteses totais foram construídas contendo no plano de cera 4 peças piramidais com base triangular, com encaixe tipo macho e fêmea paralelos entre si. Depois da prensagem da resina, as muflas foram colocadas entre as placas Getom e polimerizadas após 15 horas de espera em bancada, no ciclo de 60°C por 3 horas, seguido de mais 9 horas a 70°C. A alteração dimensional da base de resina foi verificada nas distâncias entre as peças piramidais nos sentidos lateral e ântero-posterior. As alterações dimensionais da base de resina foram controladas pela contensão da mufla pela placa Getom, pelo tempo de espera de quinze horas e pelo ciclo de polimerização em baixa temperatura.

De acordo com Gomes *et al.*, em 1998a, para evitar a alteração dimensional as muflas deveriam ser posicionadas entre as placas Getom, fixadas por quatro parafusos. Na fase plástica, a prensagem da resina foi efetuada com carga de 1.250kgf. De acordo com esses autores, a resina acrílica depois de prensada continuava reagindo por muitas horas. A prótese pode apresentar alteração indesejável se o ciclo de polimerização começasse nesse período. Depois da prensagem, deve-se esperar pelo menos 12 horas até o início da polimerização em ciclo de água.

Almeida *et al.*, em 1999, avaliaram a adaptação de acordo com as variáveis de polimerização sob a influência do calor seco, por energia de microondas e por ciclo convencional. Bases de cera foram confeccionadas sobre modelos de gesso com 2 mm de espessura e incluídas em muflas

metálicas para o ciclo de polimerização em banho de água a 74°C por 9 horas, por calor seco em estufa a 74°C por 9 horas e em muflas plásticas para o ciclo de microondas a 900W de potência por 3 minutos. Depois da demuflagem, acabamento e polimento, as bases foram fixadas aos modelos com adesivo instantâneo, sendo metade dos conjuntos seccionada em 3 cortes látero-laterais, correspondentes a distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e região palatina posterior, e o restante seccionado em 3 cortes ântero-posteriores, correspondentes a crista dos rebordos direito e esquerdo e linha mediana do palato. A alteração dimensional entre a borda interna da base e o modelo de gesso nos pontos referenciais foi realizada com microscópio comparador. O desajuste não foi influenciado pelas técnicas de processamento. Nas 3 técnicas, o maior desajuste ocorreu na região palatina posterior e o menor desajuste ocorreu na região anterior do palato.

Arioli Filho *et al.*, em 1999, estudaram o efeito da forma do palato (triangular, oval e plano) na adaptação de bases de prótese. Bases de acetato com 1,5mm de espessura foram confeccionadas sobre os modelos de gesso, representando arcadas de maxila desdentada de acordo com a forma anatômica. Sobre as bases foram montados os dentes artificiais e o conjunto incluído em mufla metálica. Após prensagem, polimerização e demuflagem, os modelos foram seccionados nas regiões de distal de caninos, fossa central dos primeiros molares e região palatina posterior. Os desajustes foram mensurados com microscópio comparador de 0,001mm de precisão. A forma do palato interferiu no ajuste das bases, a forma triangular apresentou a maior média de desajuste e a forma plana a menor média de desajuste. Na região palatina posterior verificou-se o desajuste mais significativo.

As alterações de adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina QC-20 polimerizada em ciclo rápido (20 minutos em água fervente); em ciclo convencional (água a 74° C por nove horas); e por energia de microondas (500 W por três minutos) foram avaliadas por Padovan *et al.*, em 1999. As bases foram construídas com espessura de 1,5 mm a partir de placas de acetato sobre modelos de gesso, incluídas em muflas metálicas e plásticas. Após polimerização, os conjuntos modelo-base foram removidos das muflas e seccionados transversalmente nas posições anterior, média e posterior. O desajuste entre base e modelo foi verificado em sete pontos referenciais para cada secção, com microscópio comparador. Os autores concluíram que não houve diferença estatística entre os desajustes promovidos pelos ciclos de polimerização convencional e rápido, ambos com melhor adaptação que a apresentada pelo ciclo de microondas. A menor adaptação ocorreu na linha média da região anterior e a maior na região posterior da linha mediana do palato.

Consani *et al.*, em 2000, avaliaram a influência de operadores na adaptação das bases de prótese total, onde cada operador confeccionou 5 conjuntos modelo de gesso-base de cera, incluídos pela técnica tradicional em muflas metálicas. A resina acrílica Clássico polimerizada termicamente foi proporcionada e manipulada de acordo com as instruções do fabricante. Depois da prensagem final em prensa de bancada sob carga de 1.250 kgf, as muflas foram colocadas em prensa de mola e a resina acrílica submetida ao ciclo de polimerização em água aquecida a 74°C por 9 horas. As bases de resina foram fixadas no modelo com adesivo instantâneo e o conjunto seccionado lateralmente nas regiões correspondentes à distal de caninos (A), mesial dos primeiros molares (B) e palatina posterior (C). O desajuste da base

de resina ao modelo de gesso foi verificado com microscópio comparador, em 5 pontos para cada tipo de corte. O nível de desajuste da base foi influenciado pelos operadores e as diferenças foram estatisticamente significantes para um dos operadores.

O efeito do tempo pós-prensagem (6 horas, 12 horas e 24 horas) na alteração dimensional da base de prótese total incluída em mufla metálica, submetida ao ciclo de polimerização em água aquecida a 74°C por 9 horas, foi verificado por Consani *et al.*, em 2001. O desajuste entre modelo e base foi verificado em microscópio comparador em 5 posições para cada tipo de corte e os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa entre os tempos de pós-prensagem imediato e 6 horas, assim como entre os tempos de 12 e 24 horas. Entretanto houve diferença significativa entre os grupos com prensagem imediata e após 6 horas e os grupos com prensagem após 12 e 24 horas.

Em 2002a, Consani *et al.* verificaram a alteração dimensional de diferentes marcas comerciais de resina acrílica para confecção de bases de prótese superior. As resinas utilizadas Clássico, Vipcril e Meliodent Multicryl foram preparadas e polimerizadas de acordo com as recomendações de cada fabricante. Depois da polimerização, as bases foram fixadas nos modelos com adesivo instantâneo e seccionadas para verificação da adaptação das regiões correspondentes a distal dos caninos, mesial do primeiro molar e posterior do palato. O padrão de distorção verificado na região posterior de palato foi confirmado pela diferença significativa entre as 3 marcas comerciais de resinas estudadas. Não houve diferença estatística significativa entre as regiões de canino e mesial de primeiro molar.

O efeito dos estágios da resina acrílica na adaptação da base de resina acrílica foi verificado por Consani *et al.*, em 2002b. A resina acrílica nos estágios fibroso, plástico ou borrachóide foi prensada em muflas metálicas de acordo com os métodos convencional e RS de contensão e polimerizada em ciclo de água a 74°C por 9 horas. O conjunto base de resina-modelo de gesso foi seccionado transversalmente em 3 porções e a adaptação entre modelo e base mensurada em 5 pontos em cada secção. As diferentes fases da resina acrílica mostraram valores de adaptação com diferença estatisticamente significativa, com menores discrepâncias no método de contensão com o dispositivo RS. O melhor resultado de adaptação foi verificado na secção anterior e o pior na região palatina posterior, em ambos os métodos de prensagem da mufla.

Em 2003, Consani *et al.* Verificaram a estabilidade dimensional de bases de prótese total confeccionada de acordo o dispositivo RS usado na contensão da mufla metálica. Cinquenta bases foram confeccionadas com a resina acrílica nas fases fibrosa, plástica ou borrachóide. As bases foram polimerizadas em ciclo de água a 74°C por 9 horas. Depois da polimerização, as bases foram esfriadas na água de polimerização por 5 horas, demufladas, acabadas e fixadas no modelo de gesso com adesivo instantâneo. O conjunto foi seccionado em 3 secções transversais e a fenda entre modelo e base mensurada em 5 pontos em cada secção. Com o dispositivo RS, os diferentes estágios mostraram diferentes valores de adaptação. O melhor resultado foi obtido na fase plástica, seguido pela fase fibrosa e borrachóide.

Em 2004, Consani *et al.* Verificaram a influência do tipo de inclusão na adaptação de bases de prótese total, em relação ao tempo pós-prensagem (imediato, 6, 12 e 24 horas.), com polimerização em ciclo convencional e métodos de prensagem convencional e pelo sistema RS. O sistema RS promoveu menor distorção da base quando comparado com a prensagem convencional, com exceção do tempo pós-prensagem de 24 horas. Houve diferença estatística significativa entre os métodos de prensagem somente na secção C. No método convencional, os tempos imediatos e de 6 horas mostraram valores sem diferença estatística significativa entre si, assim como entre os tempos pós-prensagem de 12 e 24 horas.

Anusavice, em 2005, descrevendo as resinas acrílicas e suas propriedades relatou que a contração linear exercia um efeito significativo na adaptação da base de prótese total. Quanto maior for a contração linear maior será a discrepância observada na adaptação. Baseada na contração volumétrica projetada em 7%, a resina pode exibir contração linear de 2% ou até menos que 1%. Durante os estágios iniciais de esfriamento da mufla, a resina permanecia amolecida e a pressão de confinamento mantida pela mufla causaria contração em velocidade similar ao do gesso circundante. À medida que o esfriamento evolui, a resina amolecida atinge a temperatura de transição vítrea, passando do estado amolecido para o de rigidez vítrea, contraindo-se numa velocidade diferente do gesso, portanto, a contração de natureza térmica. A fricção entre a parede de gesso e a resina amolecida pode inibir a contração de polimerização, estabelecendo tensão tradicional por contração térmica quando a resina torna-se rígida. A liberação de tensões internas promovia alterações dimensionais.

A influência da desinfecção por microondas na adaptação da base de prótese total, confeccionada com resina acrílica Clássico foi verificada por Pavan *et al.*, em 2005. A adaptação da base ao modelo de gesso foi verificada em 5 pontos referenciais na região palatina posterior. Os resultados mostraram que o grupo não submetido à desinfecção por microondas (controle) mostrou o maior desajuste entre a base e modelo na linha mediana palatina posterior e na crista do rebordo esquerdo.

Em 2006, ABD-Shukor *et al.* verificaram o efeito de ciclos simulados de secagem sobre a alteração dimensional da base de prótese total. As próteses confeccionadas com Trevalon (polimerização convencional), Trevalon Success (por injeção), Acron MC (microondas) e Microbase (microondas por injeção) foram mantidas hidratadas em temperatura ambiente por dois anos. As mensurações entre as distâncias pré-molar a pré-molar, molar a molar e pré-molar a molar foram efetuadas depois de 8 horas de hidratação e depois de 4 ciclos de desidratação e hidratação. As próteses foram dimensionalmente mais estáveis na distância antero-posterior que na dimensão transversal palatina.

Em 2007, Consani *et al.* verificaram o efeito da desinfecção por microondas em bases de prótese confeccionadas com 2 métodos de contenção da mufla: convencional com grampo metálico e com dispositivo RS de contenção. As bases foram confeccionadas com resina clássica polimerizadas em água a 74° C por 9 horas. Dez bases para cada método foram submetidas por desinfecção simulada em 150ml de água destilada num forno de microondas a 150W por 3 minutos e as bases controles não foram desinfetadas. Três cortes transversais foram feitos no conjunto base-modelo,

correspondendo a distal de caninos, mesial de primeiro molar e região palatina posterior. As medidas foram feitas nas bases usando microscópio comparador em cinco pontos para cada corte para determinar a adaptação: bordas marginal direita e esquerda, crista do rebordo direito e esquerdo e região média. Os resultados foram submetidos a análise de variância de 5%. Em todos os métodos a maior desadaptação ocorreu na região palatina posterior.

3. PROPOSIÇÃO

O propósito desse estudo foi verificar a influência do nível de adaptação das bases de prótese total superior e inferior, confeccionadas com resina acrílica Clássico ativada termicamente, sob a influência das variáveis:

1. Tipo de mufla

1.1 Metálica convencional.

1.2 Metálica dupla SR experimental com parafusos.

2. Tempo para início da polimerização.

2.1 Imediato.

2.2 Depois de 6 horas da prensagem inicial.

4. METODOLOGIA

4.1 Materiais

O tipo comercial da resina acrílica e fabricante estão relacionados no Quadro 1. O produto Clássico é uma resina acrílica convencional (Figura 1), comercializada na forma de pó e líquido, baseada no copolímero do poli-metilmetacrilato, com ativação térmica.

Quadro 1 – Material, componentes e fabricante da resina acrílica.

MATERIAL	COMPONENTES	FABRICANTE
Resina acrílica Clássico [®] ativada termicamente	Copolímero de poli-metil metacrilato	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP.



Figura 1 – Resina acrílica Clássico

4.2 Método

4.2.1 Preparo dos corpos-de-prova

A partir de moldes de silicone Elite Double (Zhermack, Rovigo, Itália) e Rema-Sil (Dentaurum, Alemanha), representando uma arcada maxilar e uma mandibular desdentadas, com rebordo normal, sem irregularidades e retenções (Figuras 2 e 3) foram confeccionados 80 modelos (Figuras 4 e 5) em gesso pedra tipo III tipo III Herodent (Vigodent S/A Comércio e Indústria, Rio de Janeiro, RJ), proporcionado na relação 100g de pó para 30mL de água e manipulado de acordo com as instruções do fabricante.

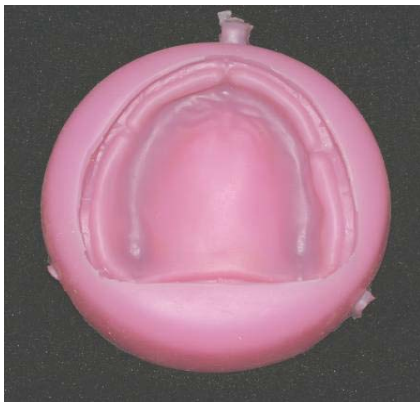


Figura 2 – Molde da arcada maxilar. Figura 3 – Molde da arcada mandibular.



Figura 4- Modelo superior.

Figura 5- Modelo inferior.

4.2.2 Confeção das bases de cera

As bases de cera foram confeccionadas com duas lâminas de cera rosa nº 7 Epoxiglass (Com. e Ind. de Produtos Químicos Ltda.), plastificadas sobre chama de lamparina a álcool. As lâminas de cera foram adaptadas sobre o modelo de gesso (Figuras 6 e 7), com leve pressão digital, recortando, em seguida, os excessos com instrumento cortante Le Cron (Dental Duflex, São Paulo-SP). A espessura final das bases com 2 mm (Almeida *et al.*, 1999) foi verificada com espessímetro Golgran (Com. e Ind. de Instrumentos Odontológicos Ltda.).



Figura 6 – Base de cera superior.



Figura 7 – Base de cera inferior.

Em seguida, os modelos com as respectivas bases em cera foram separados em 6 grupos (n=10) e incluídos pela técnica laboratorial de rotina em mufla metálica convencional (Figura 8) e em mufla dupla experimental SR com parafusos (Figura 9), de acordo com o protocolo experimental:



Figura 8 - Mufla simples com grampo.



Figura 9 - Mufla dupla com parafusos.

Grupo 1- Prensagem final da resina acrílica para o modelo superior, fixação da mufla em grampo metálico e início imediato da polimerização em água aquecida a 74°C por 9 horas.

Grupo 2- Prensagem final da resina acrílica para o modelo inferior, fixação da mufla em grampo metálico e início imediato da polimerização em água aquecida a 74°C por 9 horas.

Grupo 3- Prensagem final da resina acrílica para os modelos superior e inferior em mufla dupla com parafusos e início imediato da polimerização em água aquecida a 74°C por 9 horas.

Grupo 4- Prensagem final da resina acrílica para o modelo superior, fixação da mufla em grampo metálico e início da polimerização após 6 horas em água aquecida a 74°C por 9 horas.

Grupo 5- Prensagem final da resina acrílica para o modelo inferior, fixação da mufla em grampo metálico e início da polimerização após 6 horas em água aquecida a 74°C por 9 horas.

Grupo 6- Prensagem final da resina acrílica para os modelos superior e inferior em mufla dupla com parafusos e início da polimerização após 6 horas em água aquecida a 74°C por 9 horas.

4.2.3 Inclusão do conjunto modelo-base de cera

Os modelos de gesso superior e inferior contendo as respectivas bases em cera foram isolados com vaselina em pasta (Rioquímica, São José do Rio Preto, SP) aplicada com pincel. Em seguida foram fixados na parte inferior de muflas metálicas Safrany nº 5,5 (Metalúrgica J. Safrany, São Paulo, SP) ou mufla dupla experimental SR com parafusos, com gesso comum (Rio, Rio Claro, SP) proporcionado na relação 100g de pó para 50mL de água. A espatulação foi manual por 1 minuto, de acordo com as instruções do fabricante.

Após a presa, o gesso de fixação também foi isolado com vaselina em pasta (Rioquímica). A inclusão do conjunto modelo-base foi preenchendo a parte superior das muflas com gesso pedra tipo III Herodent (Vigodent S/A Comércio e Indústria, Rio de Janeiro, RJ) proporcionado na relação 200g de pó para 60mL de água e espatulado manualmente por 1 minuto, de acordo com as instruções do fabricante.

Depois de 1 hora da inclusão, as muflas foram retiradas da prensa e colocadas em água em ebulição por 5 minutos para plastificação da base de cera. Depois de retiradas do recipiente com água em ebulição, as muflas foram abertas e as bases de cera removidas. Em seguida, a superfície de gesso foi lavada com solução de água aquecida e detergente líquido (Minuano, Luziânia, Goiânia, GO), para remoção dos vestígios de cera e vaselina.

4.2.4 Prensagem e polimerização.

O gesso de inclusão foi isolado com alginato de sódio Cel-Lac (SS White, Rio de Janeiro, RJ) aplicado com pincel. A resina acrílica termopolimerizável (Clássico; Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP) foi proporcionada em frascos de plástico, na relação volumétrica polímero/monômero de 3 para 1 e colocada em pote de vidro com tampa (Jon - Comércio de Produtos Odontológicos, São Paulo - SP), de acordo com as instruções do fabricante. Na fase plástica (Consani *et al*, 2003), a resina foi homogeneizada manualmente, colocada sobre o modelo de gesso e a prensagem inicial foi efetuada em prensa hidráulica de bancada Línea 2000 (VH Ltda, Araraquara, SP), com carga lenta e gradual até atingir 850 kgf de pressão, para extravasar o excesso de material. Durante a prensagem inicial, uma folha de celofane umedecida com água permaneceu entre a resina acrílica e o modelo de gesso.

Após abertura da mufla, remoção da folha de celofane e recorte dos excessos de resina, a prensagem final foi efetuada, em ambos os tipos de mufla, com pressão de 1.250 kgf (GOMES *et al.*, 1998b). As muflas dos Grupos 1 e 2 foram retiradas da prensa hidráulica, transferidas para grampos metálicos de fixação (Figura 8) e levadas imediatamente para a termopolimerizadora de controle automático Termotron ® (Termotron do Brasil Ltda., Piracicaba, SP) com água à temperatura ambiente, e regulada para o ciclo de polimerização de 9 horas a 74°C.

As prensagens da muflas dos Grupos 4 e 5 foram realizadas nas mesmas condições dos Grupos 1 e 2 e levadas após 6 horas da prensagem para polimerização na termopolimerizadora Termotron ® com água à temperatura ambiente, e regulada para o ciclo de polimerização de 9 horas a 74°C. Nos Grupos 3 e 6, as prensagens iniciais foram realizadas nas mesmas condições

dos grupos anteriores, com exceção que foram incluídos em mufla dupla (Figura 10). No Grupo 3, a polimerização será imediata e no Grupo 6, após 6 horas de descanso e polimerizada em termopolimerizadora Termotron ®, regulada para o ciclo de polimerização de 9 horas a 74°C.



Figura 10- Inclusão em mufla dupla.

4.2.5 Abertura das muflas, remoção e acabamento das bases

Após completo esfriamento à temperatura ambiente, as muflas foram abertas e os conjuntos modelo-base de resina (Figuras 11 e 12) retirados do gesso de inclusão. Em seguida, as bases foram separadas dos modelos e os excessos grosseiros das bordas removidos com broca Maxi-cut ® (Edenta, Labordental, São Paulo, SP), cuidando para que o desgaste não alterasse a adaptação das bordas das bases nos respectivos modelos.



Figura 11 – Modelo superior desincluído.



Figura 12 – Modelo inferior desincluído.

4.2.6 Fixação das bases nos modelos

As bases em resina acrílica foram fixadas nos respectivos modelos com adesivo instantâneo à base de cianoacrilato Super Bonder ® (Loctite, Cotia, SP), colocado na região correspondente à crista do rebordo alveolar. A fixação foi sob carga estática de 1 kgf, durante 1 minuto, com a intenção de evitar possíveis deslocamentos da base durante o corte do conjunto.

4.2.7 Recorte do conjunto modelo-base

O conjunto modelo-base foi adaptado num dispositivo para corte (Figura 13) com o propósito de padronizar os recortes do modelo-base. Com serra manual foram realizados três cortes transversais paralelos entre si, abrangendo as regiões: A - anterior, correspondente à distal dos caninos direito e esquerdo; B- mediano, correspondente à mesial dos primeiros molares direito e esquerdo; e C- palatina posterior. As secções foram lixadas suavemente para regularizar as superfícies e facilitar a visualização do nível de adaptação durante a medição.

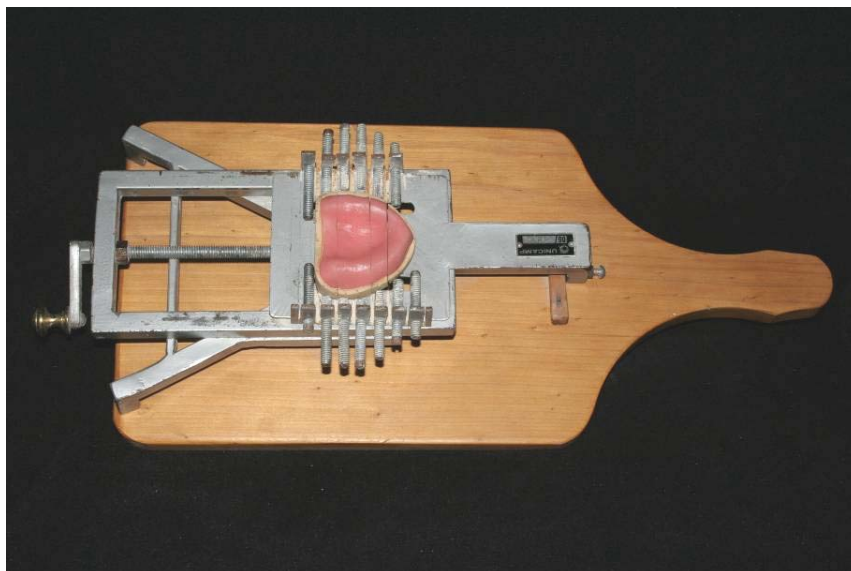


Figura 13- Dispositivo para corte.

4.2.8 Avaliação da adaptação

A alteração dimensional ocorrida na resina acrílica, influenciada pelos tipos de muflas metálicas (convencional ou experimental dupla SR, com parafusos) e tempo pós-prensagem (imediate e após 6 horas) foi avaliada nas secções transversais do modelo-base de resina com microscópio comparador (Olympus, Japão), com leitura digital e precisão de 0,0005mm.

Em cada secção, a distância entre a borda interna da base e a borda externa do modelo (Figuras 14 e 15) foi medida por um operador, em cada um dos cinco pontos referenciais: **Modelo superior:** a - fundo do sulco vestibular direito, b - crista do rebordo alveolar direito; c - linha mediana palatina; d - crista do rebordo alveolar esquerdo; e - fundo do sulco vestibular esquerdo. **Modelo inferior:** a - fundo do sulco vestibular direito; b - crista do rebordo

alveolar direito; c - fundo do sulco lingual direito; d - fundo do sulco lingual esquerdo; e - crista do rebordo alveolar esquerdo; f - fundo do sulco vestibular esquerdo.

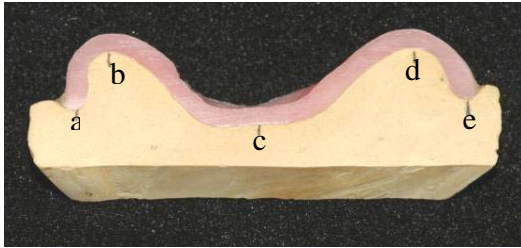


Figura 14- Pontos referenciais superior.

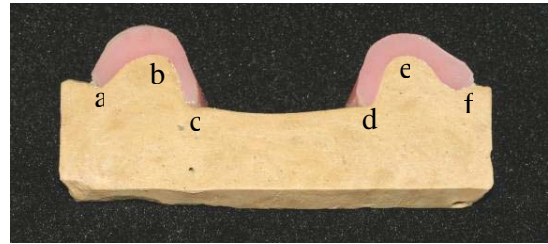


Figura 15- Pontos referenciais inferior.

4.3 Análise estatística

Os valores dos níveis de adaptação foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). Os fatores analisados foram tipo de mufla metálica e tempo pós-prensagem e suas interações.

5. Resultados

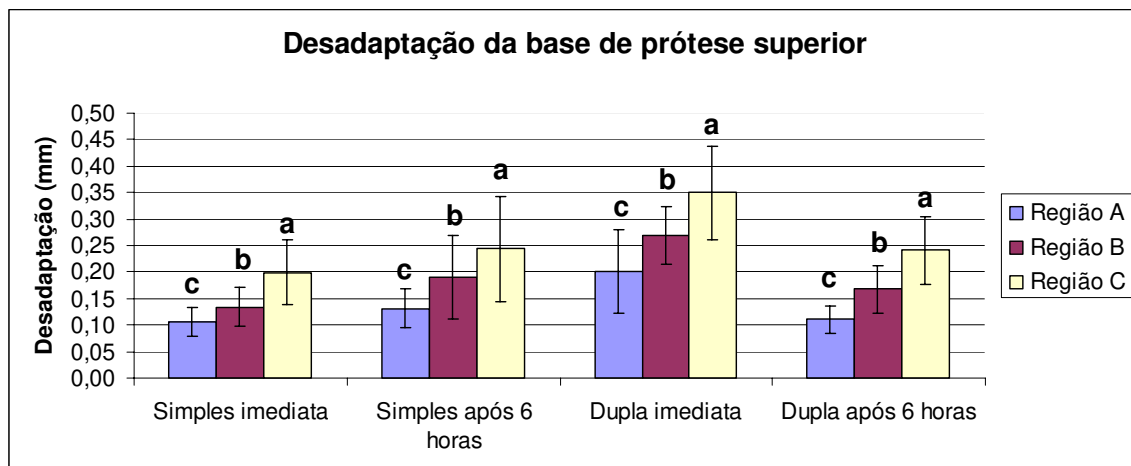
Os resultados da desadaptação das bases de prótese total superior e inferior, confeccionadas com resina acrílica Clássico ativada termicamente, sob influência do tipo de mufla metálica e tempo de espera para a polimerização, foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%) e apresentam os seguintes aspectos:

As Tabela 1 e Figura 16 mostram que houve diferença estatística significativa nos índices de desadaptação da base superior de resina entre as regiões A, B e C. Na mufla simples com polimerização imediata, a menor desadaptação ocorreu na região A, a região C teve a maior desadaptação e a região B valores intermediários. No tempo de espera de 6 horas, ocorreu comportamento similar entre as regiões. Na mufla dupla, tanto no tempo imediato como na espera por 6 horas, ocorreu comportamento similar entre a adaptação das regiões, conforme descrito para a mufla simples.

Tabela 1- Médias (desvio padrão) da desadaptação da base de prótese total superior (mm) em função do tipo de mufla e tempo de espera para polimerização para cada região.

Tipo de mufla	Região	Tempo de espera	
		Imediato	6 horas
Simples	A	0,107 (0,02) c	0,130 (0,03) c
	B	0,134 (0,03) b	0,189 (0,07) b
	C	0,199 (0,06) a	0,243 (0,09) a
Dupla	A	0,200 (0,07) c	0,110 (0,02) c
	B	0,268 (0,05) b	0,167 (0,04) b
	C	0,349 (0,08) a	0,241 (0,06) a

Médias seguidas de letras distintas dentro de cada tipo de mufla para os tempos imediato e de 6 horas diferem entre si pela análise de variância e teste de Tukey ($p < 0,05$).



Letras minúsculas distintas apontam diferença estatística significativa, entre as regiões dentro de cada grupo, pela análise de variância e teste de Tukey ($p < 0,05$).

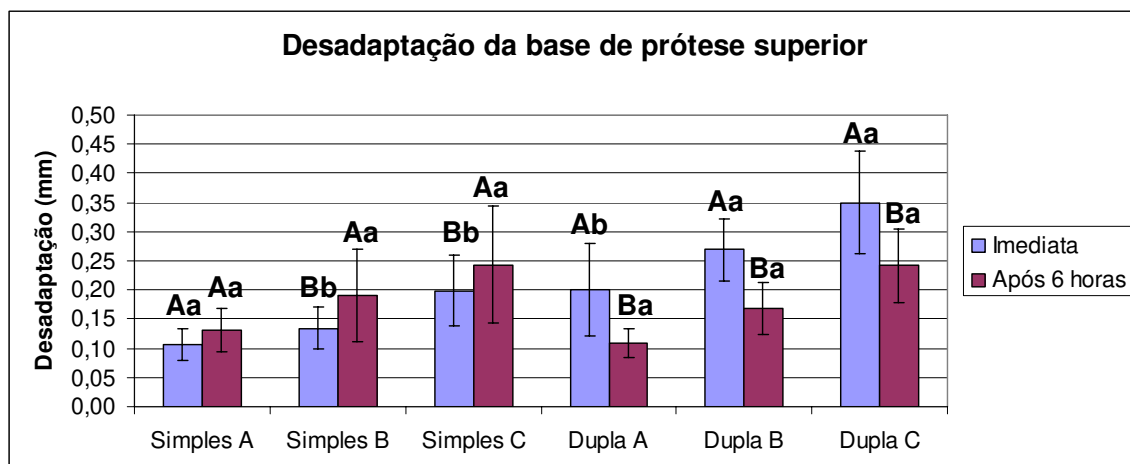
Figura 16 - Representação gráfica das médias da desadaptação da base de prótese total superior (mm) em função do tipo de mufla e tempo de espera para polimerização para cada região.

As Tabela 2 e Figura 17 mostram a comparação entre tempos de espera para polimerização em relação ao tipo de região em cada tipo de mufla. Não houve diferença estatística significativa apenas na região A na mufla simples. Quando a comparação foi feita entre tipos de muflas para cada região, no tempo de espera imediato houve diferença estatística significativa para todas as regiões. No tempo de espera de 6 horas não houve diferença estatística significativa em todas as comparações.

Tabela 2- Médias e (desvio padrão) da desadaptação da base de prótese total superior (mm) em função da comparação entre tipos de mufla e tempo de espera para polimerização para cada região.

Região	Tipo de mufla	Tempo de espera	
		Imediato	6 horas
A	Simples	0,107 (0,02) Ab	0,130 (0,03) Aa
	Dupla	0,200 (0,07) Aa	0,110 (0,02) Ba
B	Simples	0,134 (0,03) Bb	0,189 (0,07) Aa
	Dupla	0,268 (0,05) Aa	0,167 (0,04) Ba
C	Simples	0,199 (0,06) Bb	0,243 (0,09) Aa
	Dupla	0,349 (0,08) Aa	0,241 (0,06) Ba

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal para cada região e tempo pós-prensagem e minúsculas na vertical para cada região entre muflas em cada coluna) diferem entre si pela análise de variância ($p < 0,05$).



Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas para cada região e tempo pós-prensagem e minúsculas para cada região entre as muflas) diferem entre si pela análise de variância ($p < 0,05$).

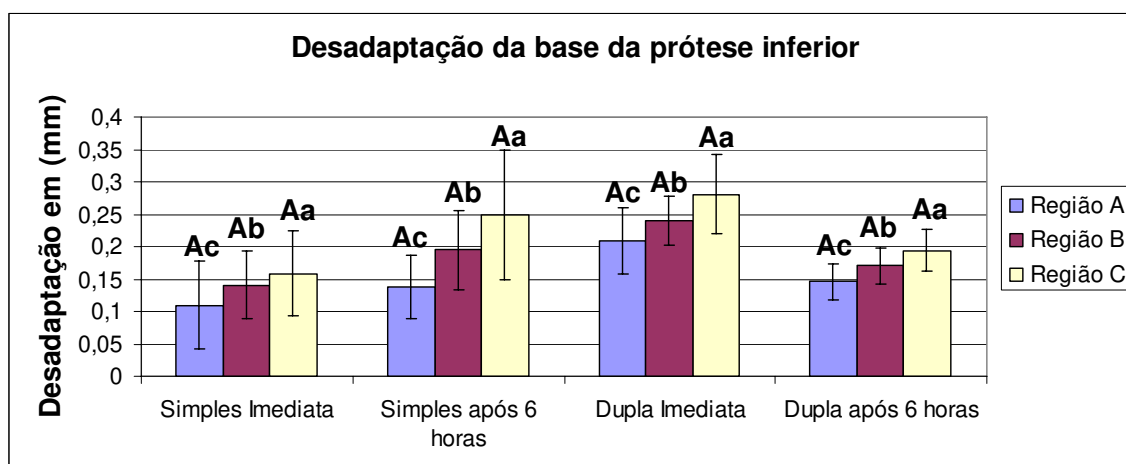
Figura 17 - Representação gráfica das médias da desadaptação da base de prótese total superior (mm) em função da comparação entre tipos de mufla e tempo de espera para polimerização para cada região.

As Tabela 3 e Figura 18 mostram que houve diferença estatística significativa nos índices de desadaptação da base inferior de resina entre as regiões A, B e C. Na mufla simples com polimerização imediata, a menor desadaptação ocorreu região A, a região C teve a maior desadaptação e a região B valores intermediários. No tempo de espera de 6 horas, ocorreu comportamento similar entre as regiões. Na mufla dupla, tanto no tempo imediato como na espera por 6 horas, ocorreu comportamento similar entre a adaptação das regiões, conforme descrito para a mufla simples.

Tabela 3- Médias e (desvio padrão) da desadaptação da base de prótese total inferior (mm) em função do tipo de mufla, tempo de espera para polimerização e para cada região.

Tipo de mufla	Região	Tempo de espera	
		Imediato	6 horas
Simples	A	0,109 (0,06) Ac	0,137 (0,04) Ac
	B	0,141 (0,05) Ab	0,194 (0,06) Ab
	C	0,158 (0,06) Aa	0,249 (0,09) Aa
Dupla	A	0,208 (0,05) Ac	0,145 (0,02) Ac
	B	0,240 (0,03) Ab	0,170 (0,02) Ab
	C	0,280 (0,06) Aa	0,194 (0,03) Aa

Letras minúsculas distintas apontam diferença estatística significativa, entre as regiões dentro de cada mufla e letras maiúsculas distintas mostram diferença significativa entre tempos para cada região, pela análise de variância análise e teste de Tukey ($p < 0,05$).



Letras minúsculas distintas apontam diferença estatística significativa, entre as regiões dentro de cada mufla e letras maiúsculas distintas mostram diferença significativa entre tempos para cada região, pela análise de variância análise e teste de Tukey ($p < 0,05$).

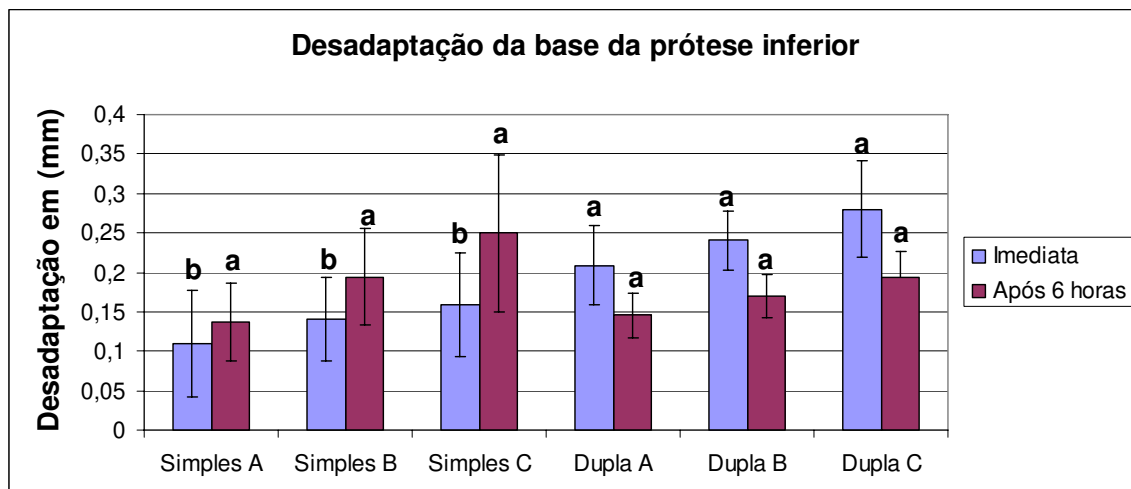
Figura 18 - Representação gráfica das médias da desadaptação da base de prótese total inferior (mm) em função do tipo de mufla e tempo de espera para polimerização para cada região.

As Tabela 4 e Figura 19 mostram a comparação em relação ao tipo de região entre cada tipo de mufla para cada tempo de espera na base de prótese total inferior. No tempo imediato houve diferença estatística significativa em todas as regiões quanto os tipos de muflas foram comparados. Essa comparação não mostra diferença estatística no tempo pós-prensagem de 6 horas.

Tabela 4 - Médias (desvio padrão) da desadaptação da base de prótese total inferior (mm) em função do tipo de mufla e tempo de espera para polimerização para cada região.

Região	Tipo de mufla	Tempo de espera	
		Imediato	6 horas
A	Simples	0,109 (0,06) b	0,137 (0,04) a
	Dupla	0,208 (0,05) a	0,145 (0,02) a
B	Simples	0,141 (0,05) b	0,194 (0,06) a
	Dupla	0,240 (0,03) a	0,170 (0,02) a
C	Simples	0,158 (0,06) b	0,249 (0,09) a
	Dupla	0,280 (0,06) a	0,194 (0,03) a

Médias seguidas por letras minúsculas distintas em cada coluna comparando os tipos de mufla para cada região diferem entre si pela ANOVA, $p < 0,05$.



Médias seguidas por letras distintas minúsculas comparando cada região entre os tipos de muflas para cada tempo pós-prensagem diferem entre si pela ANOVA, $p < 0,05$.

Figura 19 - Representação gráfica das médias da desadaptação da base de prótese total inferior (mm) em função do tipo de mufla, tempo de espera para polimerização e para cada região.

6. Discussão

O presente trabalho teve por objetivo avaliar a alteração dimensional ocorrida na base de resina acrílica, influenciada pelo tipo de mufla (metálica convencional e dupla experimental SR com parafusos) e tempo de espera para o início da polimerização (imediato e após 6 horas).

A contração linear da resina acrílica causa efeito significativo na adaptação de base de prótese total. Assim, quanto maior a contração linear, maior a discrepância observada na base da prótese total. Baseada na contração volumétrica da resina acrílica projetada em 7%, esse material pode apresentar contração linear de 2% ou até menor que 1% (Anusavice, 2005).

O principal objetivo da hipótese deste trabalho *in vitro* que as variáveis poderiam exercer influência no nível de adaptação da base de resina ao modelo de gesso foi confirmada em parte.

A intenção deste estudo foi evitar que a espessura da base pudesse ser outro fator promovendo efeito sobre a distorção. Segundo alguns autores, a base mais espessa causaria menor alteração dimensional quando comparada com a base menos espessa (Wolfaardt *et al*; 1986, Chen *et al*;1988, Corrêa, 1994). Provavelmente, as bases com secção mais espessa são suficientemente mais rígidas para prevenir liberação de algumas tensões quando removidas do molde (Woelfel *et al*; 1960). Por esse motivo, neste trabalho a espessura da base foi de 2 mm.

Analizando os resultados das Tabela 1 e Figura 16 nota-se que houve diferença estatística significativa nos índices de adaptação da base de prótese superior entre as regiões, mostrando aumento crescente dos valores de desadaptação da região A para a região C. Este fato ocorreu tanto na mufla

simples como na dupla e em ambos os tempos de espera para o início da polimerização.

A região posterior da base tem sido considerada como um dos mais importantes fatores causadores da distorção ocorrida na prótese (Takamata & Setcos, 1989; Phillips, 1993; Skinner, 1949; Woelfel *et al.*, 1960; Anthony & Peyton, 1962; Woelfel, 1965; Lecher & Lautenschlager, 1984; Sanders *et al.*, 1991; Abd-Shukor *et al.*, 2006). A distorção da base de resina também está na dependência de inúmeros outros fatores, como anatomia do arco dental (Sykora & Sutow, 1993; Arioli Filho *et al.*, 1999), técnicas de polimerização (Skinner, 1949; Paffenbarger *et al.*, 1962; Lorton & Phillips, 1979), influência de operadores (Consani *et al.*, 2000) e marca comercial da resina acrílica (Consani *et al.*, 2002a).

Neste estudo, o padrão de distorção apresentado não foi influenciado pelo tipo de mufla e pelo tempo de espera antes da polimerização, comprovando os resultados de estudos anteriores relatando que a maior distorção da base ocorre sempre na região palatina posterior (Woelfel, 1960; Anthony & Peyton, 1962; Woelfel, 1965; Lecher & Lautenschlager, 1984; Sanders, 1991; Almeida *et al.*, 1999; Consani *et al.*, 2002b; Pavan *et al.*, 2005; Consani *et al.*, 2007).

As Tabela 2 e Figura 17 mostram a comparação entre tempos de espera em relação ao tipo de região em cada tipo de mufla. Com exceção da região A com a mufla simples, houve diferença estatística significativa em todas as regiões e tipos de muflas quando os tempos de espera foram comparados. Esses valores foram menores no tempo de espera imediato com a mufla simples e maiores no tempo de espera imediato com a mufla dupla. Esse resultado comprova a complexidade envolvida no processamento da prótese total, quando inúmeras variáveis estão associadas. Além disso fatores

insuficientes esclarecidos ou definidos também são responsáveis pela distorção da base (Lorton & Phillips, 1979).

Os dados obtidos com a mufla simples no tempo imediato não confirmam resultados anteriores, onde não existe diferença significativa entre os tempos imediato e 24 horas (Kimpara & Muench, 1996) ou quando existe diferença entre os tempos pós-prensagem apenas na região palatina posterior (Consani *et al.*, 2004). Na mufla dupla, o tempo de espera de 6 horas mostrou melhores níveis de adaptação, confirmando resultado prévio (Gomes *et al.*, 1998a). O tempo de espera antes do início da polimerização permite o escoamento da massa da resina no interior do molde de gesso e a liberação de tensões internas durante o estágio inicial (Peyton, 1950). Talvez este fato tenha contribuído para que os melhores resultados de adaptação ocorresse no tempo de espera de 6 horas.

Quando a região foi comparada em relação ao tipo de mufla, no tempo imediato houve diferença estatística significativa em todas as regiões, onde a mufla dupla ocasionou os maiores índices de desadaptação. Entretanto, no tempo de espera de 6 horas não houve diferença estatística significativa. Provavelmente, o tempo de espera de 6 horas padronizou a liberação das tensões induzidas no processamento (Kern, 1941; Grunewald *et al.*, 1952), minimizando a distorção da base confeccionada em ambos os tipos de muflas. O mesmo fato não ocorreu no tempo imediato, resultado que realça as prováveis diferenças existentes entre os tipos de muflas, em relação ao efeito ocasionado no nível de adaptação.

As Tabela 3 e Figura 18 mostram que houve diferença estatística significativa nos índices de adaptação da base inferior entre as regiões A, B e C. Nas muflas simples e dupla com polimerizações imediata e após 6 horas, a

menor desadaptação ocorreu região A, a região C apresentou o maior desajuste e a região B mostrou valores intermediários.

Embora com regiões diferentes anatomicamente, a base inferior apresentou comportamento similar ao da base superior, isto é, menor desajuste na região A, maior na C e valores intermediários na B. Esse padrão de distorção provavelmente ocorreu devido à anatomia do arco inferior, que a semelhança do arco superior apresenta uma região com maior retenção (anterior) e outra com menor retenção (posterior com extremidade livre), estabelecendo um padrão de distorção similar entre ambas as próteses, quando as regiões foram comparadas em cada tipo de base .

Neste caso, o padrão de distorção da base inferior causado pela alteração dimensional da resina acrílica também não foi influenciado pelo tipo de mufla e pelo tempo de espera, comprovando o resultado de estudo anterior que relata que a maior distorção da base ocorre sempre em região livre e passível de maior distorção (Woelfel, 1960). Embora não tenha sido objetivo do presente trabalho comparar estatisticamente as distorções mostradas por ambas as próteses, esse autor relata que o maior índice de distorção ocorreu na prótese inferior, devido à diferença de forma entre a base superior e inferior.

As Tabela 4 e Figura 19 mostram a comparação em relação ao tipo de região entre cada tipo de mufla para cada tempo de espera da base inferior. No tempo imediato houve diferença estatística significativa em todas as regiões quanto o tipo de mufla foi comparado. Essa comparação não mostra diferença estatística no tempo de espera de 6 horas. Esse resultado também comprova a complexidade envolvida no processamento da prótese total inferior, quando inúmeras variáveis estão combinadas.

Os dados obtidos com a mufla simples no tempo imediato foram menores e estatisticamente diferentes dos mostrados pela mufla dupla. Este

resultado é de difícil explicação e compreensão. Como este fato também ocorreu com a base superior, é provável que os resultados tenham sido influenciados de maneira marcante pelo tipo de mufla. No tempo de espera de 6 horas não houve diferença estatística significativa entre os tipos de muflas, significando que o tempo de espera para polimerização tenha compensado a influência das muflas, estabilizando as discrepâncias promovidas na base.

Maior tempo de espera para o início da polimerização permite o escoamento da massa de resina no interior do molde de gesso, liberando tensões internas (Peyton, 1950) e promovendo melhor nível de adaptação (Gomes *et al.*, 1998a; Consani *et al.*, 2001).

Considerando a complexidade envolvida no processamento da prótese total, o presente estudo mostra a importância do efeito do tipo de mufla e do tempo de espera para o início da polimerização na precisão dimensional da base. Entretanto, este estudo mostra algumas limitações no processamento da prótese com a mufla dupla. A mais importante seria o fato de na mufla simples a desadaptação ser maior quando comparada com o tempo pós-prensagem de 6 horas.

Mesmo que segundo os pacientes, a magnitude das distorções numa escala de -0,05 a +0,20mm não afete significativamente o desempenho da prótese em uso (Mowery *et al.*, 1958), a mufla dupla não deveria ser usada com a técnica para polimerização imediata da resina acrílica. Mesmo nesta condição essa mufla promoveu discrepância numa escala inferior aquela reportada por Chen *et al.*, (1988) que não pode ser corrigida clinicamente.

7. Conclusão

De acordo com a metodologia adotada e com base na análise estatística e discussão dos resultados foi possível concluir que:

1. Houve diferença estatística significativa nos índices de adaptação da base superior. Os melhores valores de adaptação ocorreram na região A, os piores na C e os intermediários na B, para ambos os tipos de muflas e tempos pós-prensagem.
2. Com exceção da região A na mufla simples para a base superior, nas demais regiões houve diferença estatística significativa quando os tempos pós-prensagem foram comparados. Somente no tempo imediato houve diferença estatística significativa entre os tipos de muflas em todas as regiões.
3. Houve diferença estatística significativa nos índices de adaptação da base inferior. Os melhores valores de adaptação ocorreram na região A, os piores na C e os intermediários na B, para ambos os tipos de muflas e tempos pós-prensagem.
4. No tempo imediato houve diferença estatística significativa em todas as regiões quando os tipos de muflas foram comparados. Essa comparação não mostra diferença estatística no tempo pós-prensagem de 6 horas.

REFERÊNCIAS *

Abd-Shukor SS, Juszczak AS, Clark RKF, Radford DR. The effect of cyclic drying on dimensional changes of acrylic resin maxillary complete dentures. *J Oral Rehabil* 2006; 33(9): 654-659.

Almeida MHW, Domitti SS, Consani S, Consani RLX, Milan FM. Influência da técnica de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. *Rev Fac Odontol* 1999; 4(1): 49-56.

Anthony DH, Peyton FA. Dimensional accuracy of various denture-base materials. *J Prosthet Dent* 1962; 12(1): 67-81.

Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários*. 11^a ed; Rio de Janeiro : Elsevier; 2005: 679-713.

Arioli-Filho JN, Domitti SS, Consani S, Molloy Jr FA. A importância da geometria do palato na adaptação de próteses totais superiores. *Rev Fac Odontol* 1999; 4(1): 45-48.

Austin AT, Basker RM. Residual monomer levels in denture bases. *Br Dent J* 1982; 153(12): 424-426.

* De acordo com a norma da FOP/UNICAMP, baseada na norma do Internacional Committee of Medical Journal Editors – Grupo Vancouver. Abreviatura de periódicos em conformidade com o Medline.

Chen JC, Lacefield WR, Casteblerry DJ Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. Dent. Mater 1988; 4(1): 20-24.

Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Almeida, MHW. Influência de operadores na adaptação das bases de prótese total. Rev Pós-Grad Fac Odontol 2000; 3(1):74-80.

Consani RLX, Domitti SS, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Efeito do tempo pós-prensagem da resina acrílica na alteração dimensional da base de prótese total. Pesqui Odontol Bras 2001; 15(2):112-118

Consani RLX, Domitti SS, Consani S. Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. Braz Dent J 2002a; 13(1):57-60.

Consani RLX, Domitti SS, Consani S. Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. J Prosthet Dent 2002b; 88(3): 285-289

Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Correr-Sobrinho L Dimensional stability of maxillary denture bases flaked with the RS tension system. Braz J Oral Sci 2003; 2(4): 152-155.

Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Consani S. Effect of packing types on the dimensional accuracy of denture resin cured by conventional cycle in relation to post-pressing times. Braz Dental J 2004; 15(1): 63-67.

Consani RLX, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Influence of simulated microwave disinfection on complete denture base adaptation using different flask closure methods. J Prosthet Dent 2007; 97:173-178.

Corrêa GA. Alteração dimensional da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para seu estudo. ParteI- Alteração quanto à espessura. ABO Nac 1994; 2(2): 110-113.

Gay W, King GE. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. J Prosthet Dent 1979;42(4): 437-440.

Gomes T, Mori M, Corrêa GA, Matson E. Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em prótese total. Rev Fac Odontol São Paulo1998a 12(2):181-187.

Gomes T, Mori M, Corrêa GA. Atlas de caracterização em prótese total e prótese parcial removível. São Paulo: Livraria Santos, 1998-b, cap. 5, p. 31-36.

Grunewald AH, Paffenbarger GC, Dickson G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. J Am Dent Assoc 1952; 44(2): 269-284.

Hayden WJ. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. Gen Dent 1986; 34(5): 367-371.

Harman IM. Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. J Am dent Assoc 1949;38(1):188-203.

Jacobson TE, Kroll AJ. A contemporary review of the factors involved in complete dentures. Part III: Support J Prosthet Dent 1983; 49(3):306-313.

Kern WR. Possible dimensional changes in denture base materials. J Am Dent Assoc 1941; 28(12): 1952-1958.

Kimpara ET, Muench A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. Rev Pós Grad Fac Odontol 1996; 3(2): 110-114.

Lechner SK, Lautenschlager EP. Processing changes in maxillary complete dentures. J Prosthet Dent 1984; 52(1): 20-24.

Lorton L, Phillips RW. Heat-released stress in acrylic dentures. J Prosthet Dent 1979; 42(1): 23-26.

Mowery WE, Burns CL, Dickson G, Sweeney WT. Dimensional stability of denture base resins. J Am Dent Assoc 1958; 57(9): 345-353.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: With particular reference to heat-curing resins. J Osaka Dent Univ 1968; 2(1) 23-40.

Padovam SHM, Domitti SS, Consani S. Influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20. *Salusvita* 1999; 18(2):73-88

Paffenbarger GC, Woelfel JB, Sweeney WT. Dimensional changes in dentures. *Dental Pract* 1962; 13(2): 64-69.

Pavan S, Arioli-Filho JN, Santos PH, Mollo Jr.FA. Effect of microwave treatments on dimensional accuracy of maxillary acrylic resin denture base. *Braz Dent J* 2005; 16(2): 119-123.

Peyton FA. Packing and processing denture base resins. *J Am Dent Assoc* 1950; 40(5): 520-528.

Peyton FA, Anthony DH. Evaluation of dentures processed by different techniques. *J Prosthet Dent* 1963 ;13(2) :269-282.

Phillips RW. *Skinner materiais dentários*.1993; 9a ed, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan: 110.

Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis AJ, Demetriou PP. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. *J Prosthet Dent* 1987; 57(5):639-647.

Polyzois GL. Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. *Quintessence Int*:1990; 21(3):185-190.

Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. Quintessence Int 1991; 22(3): 181-186.

Skinner EW, Cooper EN. Physical properties of denture resins: Part I. Curing shrinkage and water sorption. J Am dent Assoc:1943; 30(12):1845-1852.

Skinner EW. Acrylic resins: An appraisal of their use in dentistry. J Am. Dent. Assoc 1949; 39(3):261-268.

Skinner EW. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. J. Prosthet Dent 1951; 1(1-2):161-167.

Sykora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. J Oral Rehabil 1993; 20(1):19-31.

Sweeney WT. Denture base material: acrylic resins. J Am Dent Assoc 1939; 26(11):1863-1873.

Takamata T, Setcos JC. Resin denture bases: Review of accuracy and methods of polymerization. Int J Prosthodont 1989; 2(6): 555-562.

Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. J Am Dent Assoc 1989; 119(8): 271-276.

Vieira DF. Bases para a aplicação racional dos materiais odontológicos. 1976; 2ª. ed. São Paulo: Atheneu : 329.

Wallace PW, Graser GN, Myers ML, Proskin HM. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. J Prosthet Dent 1991; 66(3):403-408.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Dimensional changes occurring in dentures during processing .J Am Dent Assoc 1960; 61(10):413-430.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Clinical evaluation of complete denture made of 11 different types of denture base materials. J Am Dent Assoc 1965;70(5):1170-1188.

Wolfaardt J, Cleaton-Jones P, Fatti P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly (methyl methacrylate). J Prosthet Dent 1986; 55(4): 518-525.

APÊNDICE

Resultados originais, em milímetros.

Quadro I - Mensurações da prensagem e polimerização imediata da base superior.

Corte	Pontos referenciais					CP1
	a	b	c	d	e	
A	0.1625	0.0120	0.1930	0.0445	0.2280	
B	0.1770	0.0560	0.2560	0.0145	0.2620	
C	0.3315	0.0270	0.3305	0.1420	0.3170	
CP2						
A	0.2860	0.0255	0.1755	0.0135	0.1870	
B	0.2820	0.0145	0.0090	0.0560	0.2600	
C	0.5215	0.1720	0.1530	0.0695	0.3340	
CP3						
A	0.3480	0.0275	0.1300	0.0140	0.0690	
B	0.2490	0.0850	0.0250	0.0100	0.2070	
C	0.5615	0.2010	0.2520	0.1120	0.3950	
CP4						
A	0.2065	0.0370	0.0765	0.0255	0.1355	
B	0.1905	0.0145	0.1360	0.0075	0.2110	
C	0.3370	0.0250	0.1530	0.0205	0.1850	
CP5						
A	0.2745	0.0220	0.1950	0.0370	0.1605	
B	0.2870	0.0100	0.2690	0.1905	0.3795	
C	0.4850	0.2175	0.2580	0.0060	0.3115	
CP6						
A	0.1250	0.0235	0.1320	0.0095	0.2285	
B	0.1955	0.0110	0.1810	0.0195	0.3565	
C	0.4785	0.0090	0.2065	0.0130	0.3265	
CP7						
A	0.2270	0.0390	0.1230	0.0080	0.0225	
B	0.2370	0.0370	0.1535	0.0085	0.1810	
C	0.2645	0.0095	0.2315	0.0315	0.3325	
CP8						
A	0.1295	0.0130	0.0715	0.0635	0.0115	
B	0.1105	0.0115	0.1890	0.1150	0.1290	
C	0.1510	0.0115	0.1230	0.0595	0.1710	
CP9						
A	0.1730	0.0115	0.1550	0.0130	0.2925	
B	0.2390	0.0205	0.0455	0.0460	0.1840	
C	0.3495	0.0630	0.0305	0.0580	0.2755	
CP10						
A	0.2270	0.0235	0.1230	0.0095	0.0225	
B	0.1955	0.0115	0.1810	0.0195	0.1840	
C	0.2645	0.0370	0.2065	0.0205	0.3115	

Quadro II - Mensurações da prensagem e polimerização após 6 horas da base de prótese superior;

Corte	Pontos referenciais					CP1
	a	b	c	d	e	
A	0,1655	0,0060	0,1270	0,0275	0,2200	
B	0,0915	0,0145	0,1275	0,0215	0,2490	
C	0,2770	0,0565	0,1250	0,0575	0,0195	
CP2						
A	0,2370	0,0250	0,1925	0,0215	0,2395	
B	0,1280	0,0385	0,2010	0,0330	0,1960	
C	0,2765	0,0265	0,2065	0,0515	0,1840	
CP3						
A	0,1005	0,0290	0,0265	0,0300	0,1140	
B	0,0635	0,0450	0,0975	0,0525	0,0970	
C	0,1895	0,0740	0,1890	0,0935	0,1415	
CP4						
A	0,2530	0,0380	0,1575	0,0320	0,2650	
B	0,3085	0,0390	0,2150	0,0450	0,2515	
C	0,3585	0,0475	0,2650	0,0465	0,1330	
CP5						
A	0,3455	0,0575	0,0375	0,0290	0,3225	
B	0,3760	0,0425	0,1460	0,0630	0,3045	
C	0,4780	0,0930	0,2525	0,1385	0,5595	
CP6						
A	0.1930	0.0510	0.0465	0.0370	0.0860	
B	0.2595	0.1635	0.0750	0.0675	0.3860	
C	0.4355	0.1660	0.2850	0.1355	0.5045	
CP7						
A	0.1745	0.0425	0.0890	0.0660	0.2385	
B	0.2130	0.1655	0.2750	0.2520	0.6635	
C	0.1340	0.1640	0.5885	0.3060	0.3415	
CP8						
A	0.1335	0.0596	0.0705	0.0665	0.3385	
B	0.1415	0.1015	0.1460	0.3075	0.7060	
C	0.4870	0.1835	0.4280	0.3575	0.6575	
CP9						
A	0.1815	0.0720	0.0745	0.0925	0.3330	
B	0.2245	0.0750	0.1400	0.1025	0.4415	
C	0.2975	0.1495	0.1320	0.1690	0.4790	
CP10						
A	0.2885	0.2340	0.1705	0.0485	0.1615	
B	0.2995	0.2845	0.2695	0.1160	0.3555	
C	0.3000	0.2125	0.2990	0.2140	0.3990	

Quadro III - Mensurações da prensagem e polimerização imediata da base de prótese inferior.

Corte	Pontos referenciais					f
	a	b	c	d	e	
A	0.2625	0.0070	0.1295	0.2170	0.0345	0.1985
B	0.2840	0.0200	0.1600	0.3125	0.0820	0.1585
C	0.0310	0.0490	0.2660	0.1090	0.0775	0.1675
CP2						
A	0.1795	0.0450	0.2855	0.2300	0.0405	0.2020
B	0.2845	0.0350	0.2425	0.1350	0.0260	0.1245
C	0.2575	0.0785	0.2480	0.2125	0.0870	0.3770
CP3						
A	0.0205	0.0180	0.0325	0.0199	0.0510	0.1270
B	0.0335	0.0345	0.1835	0.1530	0.0945	0.2980
C	0.2085	0.1220	0.2105	0.2825	0.0990	0.3080
CP4						
A	0.1290	0.0385	0.0415	0.0175	0.0360	0.0345
B	0.1465	0.0235	0.1150	0.1000	0.0430	0.1290
C	0.0725	0.0565	0.1505	0.1480	0.0675	0.1750
CP5						
A	0.0615	0.0295	0.0795	0.0590	0.0260	0.0350
B	0.1945	0.0245	0.1495	0.0845	0.0280	0.0655
C	0.1200	0.0650	0.0975	0.0285	0.0590	0.0580
CP6						
A	0.0720	0.0550	0.0785	0.1375	0.0675	0.1750
B	0.1340	0.0155	0.2680	0.2925	0.1130	0.3055
C	0.1420	0.1080	0.2235	0.1720	0.2270	0.2995
CP7						
A	0.1255	0.0615	0.1300	0.0915	0.0745	0.1700
B	0.1475	0.0610	0.1375	0.0585	0.0670	0.2640
C	0.2660	0.1115	0.0970	0.0660	0.1075	0.2505
CP8						
A	0.0850	0.1795	0.1960	0.1250	0.0690	0.1595
B	0.1170	0.0500	0.2435	0.1125	0.0370	0.1650
C	0.1880	0.1500	0.2960	0.1490	0.1340	0.1750
CP9						
A	0.2200	0.1720	0.2960	0.2730	0.2915	0.2735
B	0.2620	0.1190	0.3480	0.3805	0.1820	0.2665
C	0.3090	0.1540	0.3695	0.3225	0.2010	0.2760
CP10						
A	0.0620	0.0300	0.0800	0.0595	0.0265	0.0355
B	0.1950	0.0250	0.1500	0.0850	0.0285	0.0660
C	0.1205	0.0655	0.0980	0.0290	0.0595	0.0585

Quadro IV - Mensurações da prensagem e polimerização após 6 horas de descanso da base de prótese inferior.

Corte	Pontos referenciais					f
		b	c	d	e	
A	0.0350	0.0405	0.0650	0.0350	0.0725	0.1925
B	0.0735	0.0505	0.0770	0.1995	0.1980	0.2310
C	0.0810	0.1005	0.1200	0.2600	0.0935	0.2515
CP2						
A	0.1575	0.0480	0.0750	0.0315	0.0465	0.0930
B	0.1975	0.0835	0.1500	0.2020	0.0855	0.0930
C	0.3015	0.1310	0.1655	0.2090	0.1195	0.2375
CP3						
A	0.0740	0.0720	0.0720	0.0825	0.1380	0.1240
B	0.1110	0.0645	0.1390	0.1120	0.1350	0.2060
C	0.1445	0.1155	0.1575	0.1370	0.1215	0.2110
CP4						
A	0.2080	0.0875	0.1370	0.1870	0.0350	0.1260
B	0.2620	0.1290	0.1970	0.2035	0.1140	0.1790
C	0.3120	0.1255	0.2960	0.2025	0.2755	0.3220
CP5						
A	0.1830	0.0870	0.2275	0.2225	0.0960	0.1485
B	0.1150	0.1225	0.2040	0.2845	0.1945	0.2450
C	0.3590	0.2010	0.2825	0.3035	0.2615	0.3860
CP6						
A	0.2600	0.1485	0.2355	0.2370	0.0870	0.2420
B	0.2595	0.2150	0.4100	0.2325	0.2605	0.3645
C	0.2560	0.1250	0.2100	0.4190	0.1570	0.5225
CP7						
A	0.2535	0.0540	0.2155	0.1505	0.1265	0.1155
B	0.4740	0.2285	0.2385	0.2300	0.1525	0.3825
C	0.7295	0.3915	0.5825	0.4035	0.4195	0.3945
CP8						
A	0.1280	0.1350	0.1280	0.1040	0.1255	0.0695
B	0.1355	0.1475	0.1425	0.2215	0.1150	0.1380
C	0.1620	0.1260	0.2110	0.2215	0.1280	0.1800
CP9						
A	0.1640	0.1025	0.2410	0.2975	0.1765	0.3070
B	0.2555	0.1430	0.3475	0.3880	0.1905	0.2035
C	0.2640	0.2105	0.3565	0.2030	0.2186	0.2115
CP10						
A	0.2080	0.0540	0.2275	0.2215	0.0870	0.1485
B	0.2595	0.1225	0.2385	0.2225	0.1140	0.1790
C	0.3120	0.2010	0.2825	0.3035	0.1570	0.3220

Quadro V - Mensurações da prensagem e polimerização imediata da base de prótese superior em mufla dupla.

Corte	Pontos referenciais					CP1
	a	b	c	d	e	
A	0.3550	0.1635	0.2580	0.1425	0.3230	
B	0.4610	0.1820	0.3885	0.1650	0.3080	
C	0.4060	0.3470	0.5895	0.2385	0.4315	
CP2						
A	0.3580	0.1600	0.2625	0.1310	0.2665	
B	0.4630	0.1775	0.3710	0.1585	0.2810	
C	0.3960	0.3875	0.5470	0.2805	0.5130	
CP3						
A	0.2390	0.0995	0.1185	0.1435	0.1295	
B	0.2580	0.1315	0.2480	0.1670	0.2255	
C	0.2630	0.1395	0.3240	0.1830	0.2690	
CP4						
A	0.2435	0.0875	0.1160	0.1086	0.1260	
B	0.2285	0.1370	0.2760	0.1630	0.2155	
C	0.2525	0.1485	0.3540	0.1940	0.2775	
CP5						
A	0.1820	0.1200	0.1775	0.1555	0.3770	
B	0.2840	0.1230	0.3320	0.4250	0.5770	
C	0.2995	0.1950	0.3895	0.5825	0.7650	
CP6						
A	0.1980	0.1135	0.1730	0.1630	0.3740	
B	0.2625	0.1395	0.3170	0.3285	0.5730	
C	0.3115	0.1610	0.4655	0.5925	0.7525	
CP7						
A	0.1830	0.0975	0.2140	0.0905	0.2000	
B	0.2220	0.0605	0.3405	0.2020	0.2395	
C	0.2545	0.0970	0.4350	0.2125	0.3470	
CP8						
A	0.1775	0.0970	0.2125	0.1105	0.2180	
B	0.2325	0.0630	0.3350	0.2190	0.2860	
C	0.2640	0.1000	0.4105	0.2490	0.3420	
CP9						
A	0.1755	0.1290	0.1000	0.1030	0.1185	
B	0.2815	0.1460	0.3645	0.2060	0.2930	
C	0.2865	0.1830	0.4125	0.2555	0.3415	
CP10						
A	0.3755	0.4165	0.3120	0.2235	0.6160	
B	0.3870	0.2270	0.4820	0.2090	0.2800	
C	0.4110	0.4560	0.5430	0.4300	0.2980	

Quadro VI - Mensurações da prensagem após 6 horas em mufla dupla da base superior

Corte	Pontos referenciais					CP1
	a	b	c	d	e	
A	0.1585	0.1210	0.0280	0.0745	0.0550	
B	0.1400	0.0320	0.2495	0.1590	0.1890	
C	0.3360	0.0575	0.3545	0.2380	0.3780	
CP2						
A	0.2400	0.0575	0.0895	0.0345	0.3120	
B	0.2790	0.0820	0.2735	0.2675	0.4445	
C	0.2720	0.0710	0.3320	0.2225	0.4665	
CP3						
A	0.1735	0.0935	0.1375	0.0905	0.2780	
B	0.1460	0.0545	0.3355	0.1220	0.2130	
C	0.1790	0.1040	0.2755	0.1265	0.1640	
CP4						
A	0.1150	0.0630	0.1235	0.0735	0.1220	
B	0.1255	0.0795	0.2155	0.0825	0.1660	
C	0.1590	0.8000	0.3155	0.1595	0.1735	
CP5						
A	0.1025	0.0615	0.0295	0.0860	0.1295	
B	0.1460	0.0775	0.2115	0.0645	0.1340	
C	0.1490	0.0775	0.2875	0.0750	0.1425	
CP6						
A	0.1550	0.0825	0.1250	0.0625	0.1100	
B	0.1640	0.0960	0.1875	0.1235	0.2215	
C	0.1760	0.1225	0.2135	0.1315	0.2740	
CP7						
A	0.1885	0.0730	0.1485	0.0970	0.1100	
B	0.2150	0.0800	0.2780	0.2175	0.3100	
C	0.2975	0.1840	0.2900	0.2310	0.3155	
CP8						
A	0.1225	0.0790	0.1105	0.0930	0.1615	
B	0.1435	0.0900	0.2400	0.1080	0.1740	
C	0.1615	0.1395	0.3115	0.1515	0.1795	
CP9						
A	0.1155	0.0635	0.1240	0.0740	0.1225	
B	0.1260	0.0800	0.2200	0.0900	0.1665	
C	0.1595	0.8005	0.3160	0.1600	0.1740	
CP10						
A	0.1590	0.1215	0.0285	0.0750	0.0555	
B	0.1405	0.0325	0.2500	0.1595	0.1895	
C	0.3365	0.0580	0.3550	0.2385	0.3785	

Quadro VII - Mensurações da prensagem e polimerização imediata da base de prótese inferior em mufla dupla.

Corte	Pontos referenciais					f
	a	b	c	d	e	
A	0.1105	0.0900	0.1725	0.2650	0.3620	0.3620
B	0.1470	0.1508	0.2445	0.4505	0.2245	0.3655
C	0.2800	0.2395	0.4015	0.5200	0.2650	0.3715
CP2						
A	0.1150	0.0960	0.1910	0.2575	0.3500	0.5130
B	0.1955	0.2220	0.2395	0.3995	0.2420	0.3055
C	0.3175	0.2395	0.4300	0.5165	0.2810	0.4330
CP3						
A	0.2800	0.1545	0.2205	0.2345	0.2020	0.2240
B	0.3275	0.0975	0.2245	0.2200	0.1610	0.1945
C	0.3840	0.1555	0.2265	0.2205	0.1825	0.1745
CP4						
A	0.2455	0.1435	0.1935	0.2280	0.1250	0.1815
B	0.3520	0.1180	0.2260	0.2220	0.1025	0.2025
C	0.3525	0.0615	0.2130	0.2035	0.1470	0.1330
CP5						
A	0.2425	0.1380	0.2885	0.1525	0.1430	0.2390
B	0.2925	0.2100	0.3920	0.1775	0.1115	0.2165
C	0.4200	0.3050	0.5200	0.2250	0.1380	0.2560
CP6						
A	0.2335	0.1040	0.3125	0.1465	0.1510	0.2285
B	0.2845	0.2345	0.3950	0.1870	0.1120	0.1970
C	0.4095	0.3250	0.5300	0.2275	0.1415	0.2310
CP7						
A	0.2550	0.0890	0.2705	0.2855	0.2315	0.4130
B	0.3290	0.2265	0.2675	0.2975	0.2655	0.3955
C	0.2295	0.1725	0.2350	0.3130	0.1860	0.2015
CP8						
A	0.2340	0.1405	0.3090	0.2555	0.2425	0.4525
B	0.3180	0.1985	0.2155	0.2630	0.2770	0.4230
C	0.2350	0.1815	0.2520	0.3070	0.2105	0.2055
CP9						
A	0.0960	0.0695	0.0990	0.1195	0.1140	0.0870
B	0.3300	0.1485	0.1795	0.1635	0.1195	0.1640
C	0.4065	0.2570	0.1995	0.5080	0.3390	0.1975
CP10						
A	0.2460	0.1565	0.0865	0.1625	0.1800	0.2355
B	0.3845	0.1160	0.1460	0.3280	0.1290	0.2835
C	0.4010	0.1680	0.2930	0.3345	0.1680	0.3445

Quadro VIII - Mensurações da prensagem e polimerização em mufla dupla inferior, após 6 horas

Corte	Pontos referenciais					f
	a	b	c	d	e	
A	0.1615	0.1150	0.1485	0.1370	0.1215	0.1320
B	0.1675	0.1285	0.2225	0.1450	0.1540	0.1405
C	0.2490	0.1910	0.2355	0.0880	0.1315	0.1460
CP2						
A	0.1380	0.1195	0.1090	0.1330	0.0745	0.2575
B	0.1700	0.1235	0.1255	0.1945	0.1170	0.2890
C	0.2035	0.1350	0.1695	0.3135	0.1840	0.3960
CP3						
A	0.1200	0.1170	0.0900	0.1285	0.1335	0.1470
B	0.1570	0.1385	0.1955	0.1865	0.1565	0.1165
C	0.1965	0.1930	0.2405	0.1860	0.1545	0.1070
CP4						
A	0.1860	0.1100	0.1160	0.1480	0.1055	0.1720
B	0.2285	0.1330	0.1240	0.1680	0.1040	0.2205
C	0.2500	0.1435	0.1480	0.1855	0.1150	0.2285
CP5						
A	0.1540	0.1250	0.1135	0.1155	0.1180	0.1520
B	0.1655	0.1575	0.1380	0.1015	0.0900	0.1675
C	0.1535	0.1300	0.1245	0.1215	0.0940	0.1765
CP6						
A	0.1270	0.1110	0.1235	0.1285	0.2910	0.4065
B	0.1325	0.1905	0.2305	0.2825	0.2975	0.1775
C	0.1570	0.1685	0.2175	0.2856	0.2980	0.1800
CP7						
A	0.1305	0.1020	0.1380	0.1095	0.1090	0.1775
B	0.1585	0.1540	0.1520	0.1610	0.1225	0.1860
C	0.2695	0.1555	0.1835	0.1945	0.1240	0.2070
CP8						
A	0.1550	0.1010	0.1090	0.1285	0.1000	0.1685
B	0.2050	0.1135	0.1450	0.1680	0.1035	0.1700
C	0.2590	0.1735	0.1855	0.1725	0.1400	0.1915
CP9						
A	0.1272	0.1114	0.1238	0.1289	0.2917	0.4069
B	0.1328	0.1909	0.2309	0.2829	0.2979	0.1779
C	0.1572	0.1689	0.2179	0.2860	0.2982	0.1802
CP10						
A	0.1385	0.1200	0.1095	0.1335	0.0750	0.2580
B	0.1705	0.1240	0.1260	0.1950	0.1175	0.2895
C	0.2040	0.1355	0.1700	0.3140	0.1845	0.3965

Análise estatística:

Superior:

The SAS System

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
muf l a	2	dupl a si mpl es
pr enagem	2	esper a i medi at a
regi ao	3	a b c
cp	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Number of Observations Read	120
Number of Observations Used	120

The SAS System

The GLM Procedure

Dependent Variable: superior

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	47	0.86408457	0.01838478	10.04	<.0001
Error	72	0.13181117	0.00183071		
Corrected Total	119	0.99589573			

R-Square	Coef f Var	Root MSE	superior Mean
0.867646	21.91301	0.042787	0.195258

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
muf l a	1	0.09324745	0.09324745	50.94	<.0001
pr enagem	1	0.02615767	0.02615767	14.29	0.0003
muf l a*pr enagem	1	0.14893130	0.14893130	81.35	<.0001
muf l a*pr enagem*cp	36	0.28970901	0.00804747	4.40	<.0001
regi ao	2	0.29541296	0.14770648	80.68	<.0001
muf l a*regi ao	2	0.00721804	0.00360902	1.97	0.1467
pr enagem*regi ao	2	0.00066546	0.00033273	0.18	0.8342
muf l a*pr enagem*regi ao	2	0.00274267	0.00137133	0.75	0.4765

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
muf l a	1	0.09324745	0.09324745	50.94	<.0001
pr enagem	1	0.02615767	0.02615767	14.29	0.0003
muf l a*pr enagem	1	0.14893130	0.14893130	81.35	<.0001
muf l a*pr enagem*cp	36	0.28970901	0.00804747	4.40	<.0001
regi ao	2	0.29541296	0.14770648	80.68	<.0001
muf l a*regi ao	2	0.00721804	0.00360902	1.97	0.1467
pr enagem*regi ao	2	0.00066546	0.00033273	0.18	0.8342

muf l a*pr enage*r egi ao	2	0. 00274267	0. 00137133	0. 75	0. 4765
---------------------------	---	-------------	-------------	-------	---------

Test s of Hypot heses Usi ng the Type III MS
f or muf l a*pr enagem*cp as an Error Term

Sour ce	DF	Type III SS	Mean Squar e	F Val ue	Pr > F
muf l a	1	0. 09324745	0. 09324745	11. 59	0. 0016
pr enagem	1	0. 02615767	0. 02615767	3. 25	0. 0798
muf l a*pr enagem	1	0. 14893130	0. 14893130	18. 51	0. 0001

The SAS System

The GLM Pr ocedur e

Level of muf l a	Level of pr enagem	Level of r egi ao	N	----- super i or ----- Mean	St d Dev
dupl a	esper a	a	10	0. 11014000	0. 02481954
dupl a	esper a	b	10	0. 16785000	0. 04427380
dupl a	esper a	c	10	0. 24143000	0. 06385313
dupl a	i medi at a	a	10	0. 20070000	0. 07818518
dupl a	i medi at a	b	10	0. 26886000	0. 05405035
dupl a	i medi at a	c	10	0. 34982000	0. 08819231
si mpl es	esper a	a	10	0. 13066000	0. 03650556
si mpl es	esper a	b	10	0. 18957000	0. 07931748
si mpl es	esper a	c	10	0. 24331000	0. 09972818
si mpl es	i medi at a	a	10	0. 10727000	0. 02722385
si mpl es	i medi at a	b	10	0. 13441000	0. 03644150
si mpl es	i medi at a	c	10	0. 19907000	0. 06108337

Inferior:

The GLM Pr ocedur e

Level of ----- muf l a	Level of pr enagem	Level of r egi ao	N	----- i nfer i or ----- Mean	St d Dev
dupl a	esper a	a	10	0. 14560000	0. 02826309
dupl a	esper a	b	10	0. 17016000	0. 02731887
dupl a	esper a	c	10	0. 19439000	0. 03149739
dupl a	i medi at a	a	10	0. 20875000	0. 05049346
dupl a	i medi at a	b	10	0. 24019000	0. 03686068
dupl a	i medi at a	c	10	0. 28034000	0. 06098822
si mpl es	esper a	a	10	0. 13745000	0. 04911545
si mpl es	esper a	b	10	0. 19447000	0. 06162002
si mpl es	esper a	c	10	0. 24939000	0. 09958192
si mpl es	i medi at a	a	10	0. 10930000	0. 06745010
si mpl es	i medi at a	b	10	0. 14097000	0. 05289220
si mpl es	i medi at a	c	10	0. 15853000	0. 06562234

Para fins de análise os dados foram transformados em raiz quadrada.

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
muf l a	2	dupl a si mpl es
pr enagem	2	esper a i medi at a
regi ao	3	a b c
cp	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Number of Observations Read	120
Number of Observations Used	120

The GLM Procedure

Dependent Variable: rai zi nf

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	47	0.76353039	0.01624533	10.19	<.0001
Error	72	0.11478006	0.00159417		
Corrected Total	119	0.87831044			

R-Square	Coef f Var	Root MSE	rai zi nf Mean
0.869317	9.450991	0.039927	0.422464

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
muf l a	1	0.09063664	0.09063664	56.86	<.0001
pr enagem	1	0.00039769	0.00039769	0.25	0.6190
muf l a*pr enagem	1	0.17131791	0.17131791	107.47	<.0001
muf l a*pr enagem*cp	36	0.34819112	0.00967198	6.07	<.0001
regi ao	2	0.13857823	0.06928912	43.46	<.0001
muf l a*regi ao	2	0.00649018	0.00324509	2.04	0.1381
pr enagem*regi ao	2	0.00203324	0.00101662	0.64	0.5315
muf l a*pr enage*regi ao	2	0.00588537	0.00294268	1.85	0.1653

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
muf l a	1	0.09063664	0.09063664	56.86	<.0001
pr enagem	1	0.00039769	0.00039769	0.25	0.6190
muf l a*pr enagem	1	0.17131791	0.17131791	107.47	<.0001
muf l a*pr enagem*cp	36	0.34819112	0.00967198	6.07	<.0001
regi ao	2	0.13857823	0.06928912	43.46	<.0001
muf l a*regi ao	2	0.00649018	0.00324509	2.04	0.1381
pr enagem*regi ao	2	0.00203324	0.00101662	0.64	0.5315
muf l a*pr enage*regi ao	2	0.00588537	0.00294268	1.85	0.1653

Tests of Hypotheses Using the Type III MS
for muf l a*pr enagem*cp as an Error Term

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
muf l a	1	0.09063664	0.09063664	9.37	0.0042
pr enagem	1	0.00039769	0.00039769	0.04	0.8405
muf l a*pr enagem	1	0.17131791	0.17131791	17.71	0.0002