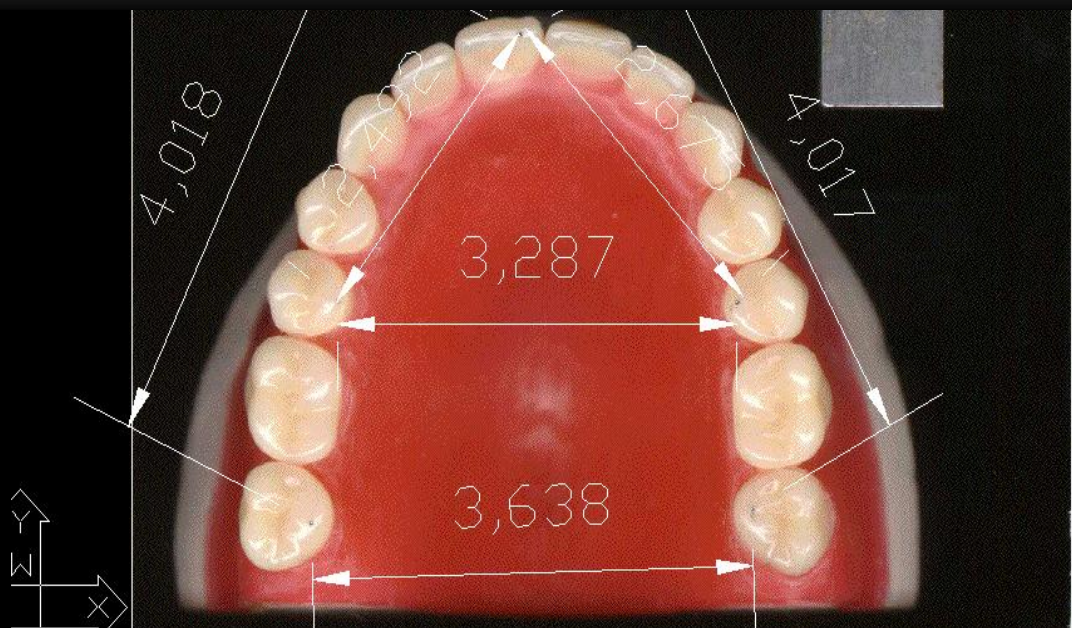




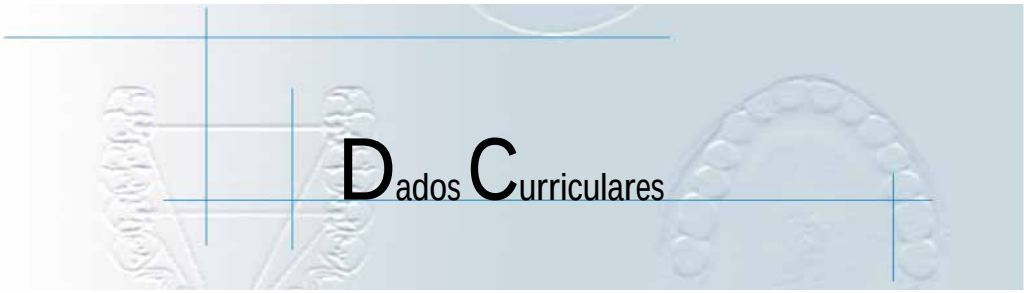
Ricardo Shibayama

Análise da Variação da Posição dos Dentes Artificiais
durante as fases específicas do processamento de Próteses
Totais Superiores Mensurada por Computação Gráfica

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia,
Câmpus de Araçatuba da Universidade
Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, para
obtenção do título de Doutor em Odontologia –
área de concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Titular Humberto Gennari Filho

ARAÇATUBA
2006



Dados Curriculares

Ricardo Shibayama

Filiação: Bunji Shibayama
Kiko Kaminari Shibayama

1993/1998: Curso de Graduação na Universidade Estadual de Londrina

A partir de 1998: Clínica Particular – Londrina – Pr

A partir de 1999: Professor da Disciplina de Prótese Fixa e Oclusão da
Universidade Norte do Paraná

A partir de 2001: Curso de Pós-Graduação em Prótese Dental, Nível Mestrado,
na Faculdade de Odontologia de Araçatuba-Unesp.

A partir de 2003 Professor da disciplina de Prótese Total da Universidade
Estadual de Londrina

A partir de 2004 Curso de Pós-Graduação em Prótese Dental, Nível
Doutorado, na Faculdade de Odontologia do Campus de
Araçatuba -Unesp.



Dedicatória

Aos meus pais, Bunji Shibayama e Kiko Kaminari Shibayama que viabilizaram minha formação profissional e pessoal estando sempre ao meu lado nos momentos necessários.

Aos meus irmãos Rogério Shibayama (in memorian) e Reginaldo Shibayama pelo apoio e respaldo para que este trabalho fosse concluído.



Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Humberto Gennari Filho,
por ter estendido a mão na hora em que
eu mais precisava, pela oportunidade e
confiança depositada em mim, pela
séria orientação durante todos estes
anos.

Obrigado por sempre estar
disposto a compartilhar seus
conhecimentos, pela amizade, respeito
e paciência.



Agradeço de Modo Especial

Aos professores do curso de pós-graduação: Eduardo Piza Pellizer, Eulália Maria Martins da Silva, Marcelo Goiato e Alicio Rosalino Garcia, pela seriedade com que desenvolveram o curso de pós-graduação;

A An Tien Li, pelo auxílio e sugestões valiosas durante a confecção deste trabalho;

Ao professor Édio Vizoni, responsável pela análise estatística;

Às colegas de pós-graduação: Fellippo, Aimee, Karina e Liliana pelo excelente convívio durante estes anos;

Aos docentes e funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-Unesp, onde realizei parte de meu trabalho de pesquisa

Aos funcionários da biblioteca e do curso de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-Unesp que, nas respectivas funções, contribuíram de forma eficiente.

Aos técnicos de laboratório Eduardo Rodrigues Cobo, Jander de Carvalho Inácio e Sérgio Augusto Feitosa, pelo auxílio na parte prática da tese.

À Maria Lúcia Bordan e Marina Midori Sakamoto Kawagoe pela gentileza com que sempre me atenderam.



Epígrafe

“A vida se faz de diversos
recomeços, devemos ficar atentos para
não perdermos a humildade de sempre
estarmos disposto a ouvir e aprender.”

Autor desconhecido

Resumo





Resumo

SHIBAYAMA, R. Análise da variação da posição relativa dos dentes artificiais durante as fases específicas do processamento de próteses totais superiores mensurada por computação gráfica. Araçatuba, 2006. 148p. Tese (Doutorado em Prótese Dentária) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

RESUMO

Foi investigada a alteração da posição dos dentes artificiais durante o processamento de próteses totais desde a fase de enceramento até o polimento, utilizando as resinas de marcas comerciais QC 20 (Dentsply) e Onda Cryl (Clássico - específico para microondas), com inclusão em gesso tipo II e com muralha de silicone, polimerizadas tanto pelo método de banho em água quente, quanto pela polimerização por energia de microondas.

Foram utilizadas 40 amostras, obtidas de um modelo padrão e divididas em 4 grupos de 10, que receberam os seguintes tipos de processamento.

a) grupo 1: incluídos em muflas metálicas com muralha de gesso pedra e polimerização por banho de água quente.

b) grupo 2: incluídos em muflas de fibra de vidro com muralha de gesso pedra e polimerização por microondas.

c) grupo 3: incluídos em muflas metálicas com muralha de silicone e polimerização por banho em água quente.

d) grupo 4: incluídos em muflas de fibra de vidro com muralha de silicone e polimerização por energia de microondas.

Para detecção dos deslocamentos dentais utilizou-se um guia de resina acrílica com 5 pontos pré-determinados nas cúspides dos dentes que proporcionaram pontos de referência nas réplicas permitindo mensurar tais deslocamentos através da digitalização das superfícies oclusais dos dentes e analisados por um programa de computador "AutoCad".

Baseados nos resultados obtidos, de acordo com os materiais e metodologia empregados, concluímos que:

1. Em todas as técnicas de processamento de prótese total estudadas houve alteração da posição dos dentes após o processamento.

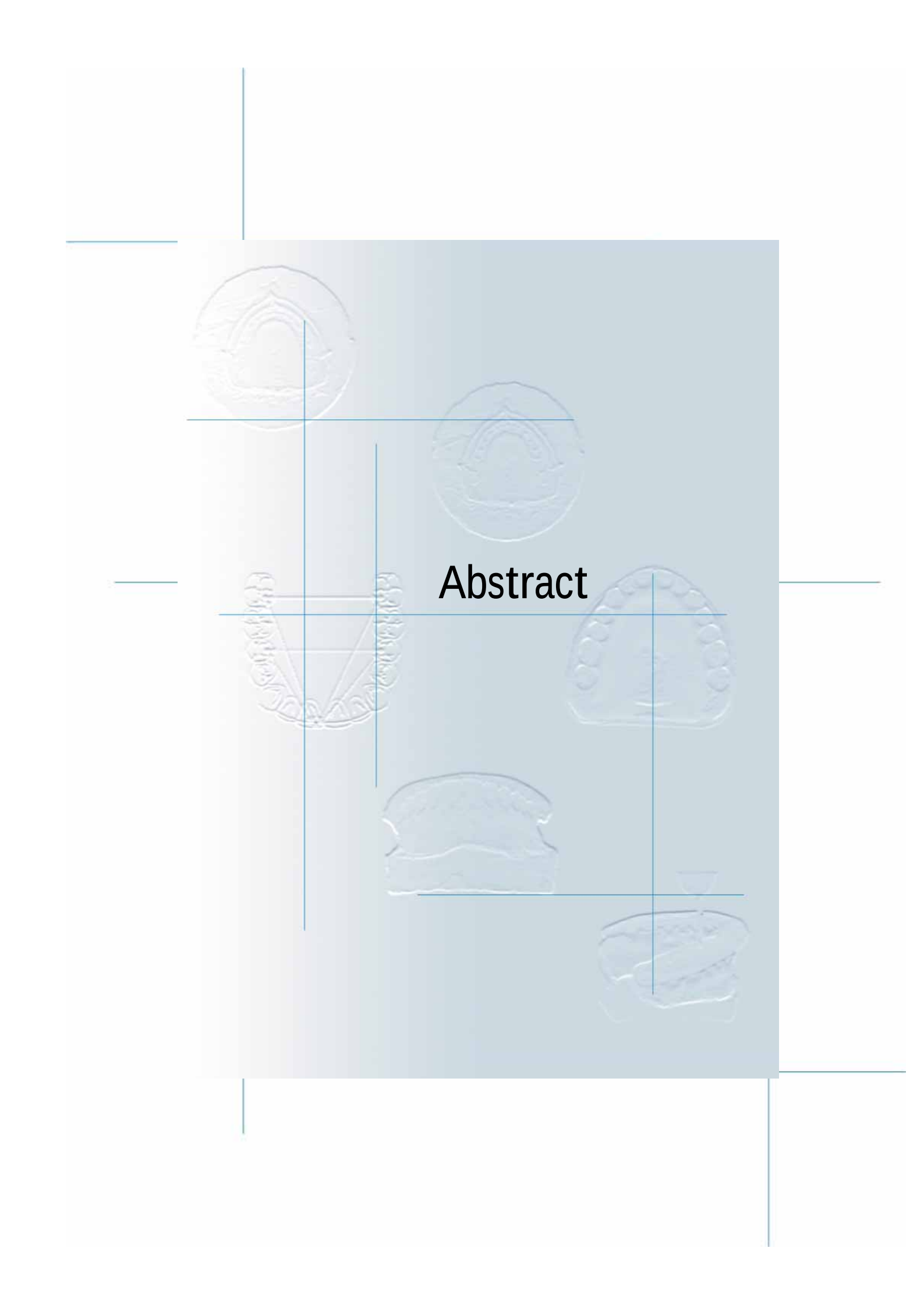
2. A técnica de inclusão com muralha de silicone e polimerização por microondas (grupo 4) apresentou os menores valores de alterações na posição dos dentes durante toda a fase de processamento.

3. Os valores dos segmentos do triângulo menor representados por pontos nas cúspides dos dentes (15, 21 e 25) mostraram-se mais homogêneos do que o triângulo maior representados pelas cúspides dos dentes (17, 21 e 27).

4. Estas alterações dimensionais de contrações e expansões nos dois triângulos seguem uma seqüência uniforme para todos os segmentos, ou seja, quando um segmento é alterado os outros também se alteram, não sendo portanto, uma ocorrência aleatória.

5. Dos resultados obtidos no estudo podemos afirmar que a utilização da barreira de silicone ao invés da muralha de gesso para a inclusão de próteses totais resulta em menores alterações dimensionais da posição dos dentes independentemente do tipo de polimerização utilizado.

Palavras-Chave: 1. Resinas acrílicas 2. Prótese total superior 3. Microondas
4. Silicones 5. Dente artificial

The background of the slide is a light blue gradient. It features several faint, semi-transparent dental mold patterns, including maxillary and mandibular arches and individual tooth impressions, arranged in a grid-like fashion. A thin blue grid is overlaid on the background, with lines intersecting at various points. The word "Abstract" is centered in the middle of the slide.

Abstract



A

bstract

SHIBAYAMA, R. Analysis of relative artificial teeth position changes during specific upper denture processing phases by means of computer graphics. Araçatuba, 2006. 148p. Thesis (PhD in Dental Prosthodontics) The Dental School, Sao Paulo State University "Julio de Mesquita Filho".

ABSTRACT

Artificial teeth position changes were investigated during the upper complete denture processing, resins QC 20 (Dentsply) and Onda Cryl (Clássico – specific for microwave energy) were used and flaked in type II gypsum stone mould or silicone mould, polymerized in hot water bath as well in microwave polymerization.

Forty specimens were used, which were obtained from one standard cast, and divided into four groups of ten that were processed as the following:

- a) group I (control): flaked in metallic muffles with gypsum stone barrier and conventional polymerization.
- b) group II: flaked in glass fiber muffles with gypsum stone barrier and polymerization by microwave energy.
- c) group III: flaked in metallic muffles with silicone barrier and conventional polymerization.

d) group IV: flaked in glass fiber muffles with silicone barrier and microwave polymerization.

An acrylic resin guide was used to detect teeth displacements, this guide was marked with 5 predetermined points in teeth cuspids that has proportionate reference points in the replicas. These points were used to measure, by AutoCad software, teeth displacements by digitized occlusal surface of the teeth.

Based upon the results, according to the employed material and method, the following can be concluded:

1. It was observed teeth position changes after denture processing in all experimental groups.

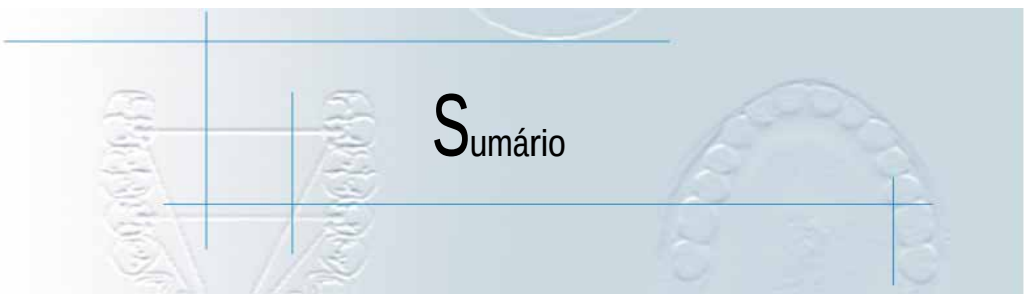
2. The technique of flasking with silicone mould and microwave polymerization (group 4) presented minor degree of teeth position changes during all the processing.

3. The segments that constitute the smaller triangle represented by the points of teeth 15, 21 and 25 showed more homogeneity and linearity than the bigger triangle represented by the cuspids of 17, 21 and 27.

4. These dimensional changes of shrinkage and expansion in both triangles followed a uniform sequence for all the segments, that is, as one segment changes, the others follow it, thus, they don't occur randomly.

5. From the results of the study, the use of silicone mould instead of gypsum stone mould for total denture flasking resulted in minor degree of dimensional changes regardless to the method of polymerization.

Key words: acrylic resin, upper complete denture, microwave, silicone, artificial teeth.



Sumário

Resumo	14
Abstract	15
Lista de Figuras	19
Lista de Quadros	20
1 Introdução.....	22
2 Revisão da Literatura.....	26
3 Proposição.....	80
4 Material e Método.....	82
5 Resultado.....	95
6 Discussão	102
7 Conclusão.....	119
8 Referências Bibliográficas	122
Anexos.....	133



Lista de Figuras

Figura 1 –	Matriz de silicone com escapes para saída de resina fluida.....	83
Figura 2 –	Dentes artificiais posicionados na matriz de silicone.....	83
Figura 3 –	Molde com a cera fundida	84
Figura 4 –	Réplica em cera da dentadura padrão	84
Figura 5 –	Esquema oclusal da dentadura padrão com os pontos demarcados.....	85
Figura 6a –	Guia posicionado sobre a dentadura padrão.....	86
Figura 6b -	Guia reposicionado sobre a réplica (marcação/transferência dos pontos a serem mensurados).....	86
Figura 7 –	Início da mensuração bidimensional	87
Figura 8 –	Mensuração final executada através do Autocad.....	88



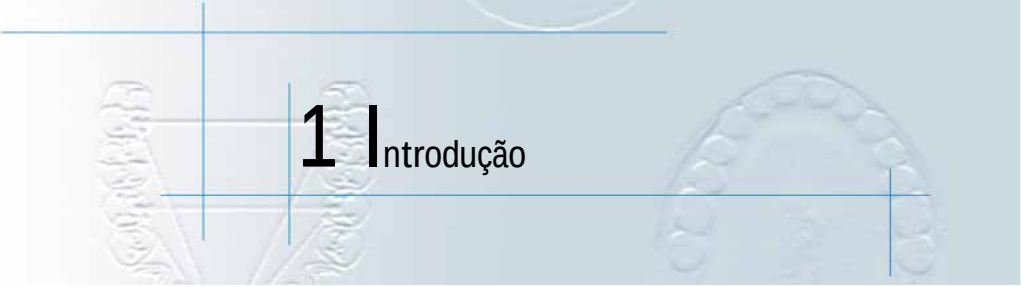
Lista de Tabelas e Gráficos

Tabela 1 -	tabela das médias para o grupo 1 dos segmentos a/b/c/d/e/f (muralha de gesso/polimerização convencional).....	96
Tabela 2 -	tabela das médias dos segmentos para o grupo 2 dos segmentos a/b/c/d/e/f (muralha de gesso/polimerização por energia de microondas).....	96
Tabela 3 -	tabelas das médias para o grupo 3 dos segmentos a/b/c/d/e/f (muralha de silicone/polimerização convencional)	97
Tabela 4 -	tabelas das médias para o grupo 4 dos segmentos a/b/c/d/e/f (muralha de silicone/polimerização por energia de microondas)	97
Gráfico 1 -	técnica de inclusão com gesso e polimerização convencional (grupo1).....	98
Gráfico 2	técnica de inclusão com gesso e polimerização por microondas (grupo 2).....	98
Gráfico 3	técnica de inclusão com silicone e polimerização convencional por banho de água quente (grupo3)	99
Gráfico 4	técnica de inclusão com silicone e polimerização por microondas (grupo 4).....	99

1

Introdução





1 Introdução

As reabilitações bucais completas contribuem para a saúde física e emocional dos pacientes. A prótese total envolve os conhecimentos técnicos e clínicos, sendo a parte técnica referente ao uso de aparelhos mais exatos, como os articuladores semi ou totalmente ajustáveis, materiais de última geração, melhoria da estética pelo uso de dentes artificiais conjuntamente com a caracterização do tecido gengival, e a utilização de aparelhos precisos para controlar a polimerização da resina, sendo atualmente utilizado o sistema de polimerização por energia de microondas. Na área clínica a confecção das próteses totais convencionais e das “overdentures” que apoiadas em dentes, raízes residuais ou implantes ósseo-integrados, completam o quadro de evolução, demonstrando com bastante clareza o progresso neste vasto campo das próteses totais.

Ao tratarmos de um paciente com próteses totais, objetivamos que as mesmas restabeleçam condições aceitáveis para que o sistema mastigatório realize suas funções básicas de mastigação, fonação, deglutição, estética, sendo sua confecção baseada em

uma série de fases clínicas e laboratoriais seqüenciais e interligadas, de modo que o erro em uma dessas fases pode inviabilizar o restante do trabalho. A base da prótese total permite que haja retenção, estabilidade e estimulação do rebordo remanescente devido às cargas mastigatórias incidentes na mesma. Sobre esta base ocorre a montagem dos dentes artificiais, portanto o seu correto processamento é fundamental para uma perfeita adaptação sem alterações que prejudiquem a posição dos dentes.

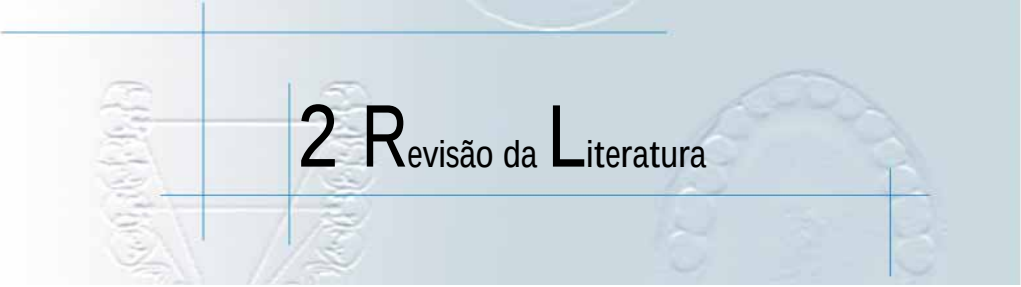
Com as alterações dimensionais dos materiais empregados na confecção das próteses totais, surgem modificações nas posições dos dentes e na dimensão vertical, com repercussão na oclusão e nos movimentos mandibulares, o que implica em ajustes adicionais tanto no articulador quanto na boca do paciente.

Assim, com o intuito de diminuir estas alterações dimensionais durante o processamento das próteses totais, diversos autores propuseram modificações na técnica como a utilização da energia de microondas e das silicones durante o processamento das mesmas, visando avaliar combinações que ofereçam próteses mais estáveis, evitando grandes alterações na morfologia oclusal durante o ajuste oclusal, propiciando dessa forma uma superfície mais original, cortante e mais estética.

Portanto, faz-se necessário o conhecimento prévio dos materiais odontológicos a serem utilizados para nos certificarmos de suas possibilidades e limitações, procedendo de maneira correta para minimizá-las. Um importante critério de seleção do material da base da dentadura é a capacidade de garantir com precisão a adaptação ou a reprodução da impressão original, além do domínio das técnicas de inclusão e polimerização que complementam o quadro necessário para prover próteses que tragam benefício e conforto ao paciente e satisfaçam o protesista.

2

Revisão da Literatura



2 Revisão da Literatura

Podemos iniciar a revisão de literatura observando que todo trabalho que envolve a fase laboratorial deve ter a cooperação entre o cirurgião dentista e o técnico de prótese dentária para que a confecção das mesmas tenha embasamento biológico (SAIZAR, 1950).

Aldrovandi (1956); Lerner e Pfeiffer (1964) e Le Pera (1968) preconizaram em seus trabalhos a confecção de escapes internos no gesso de inclusão, para permitir alojamento de acrílico que se dilata ao esquentar-se, reduzindo o aumento da dimensão vertical. Esse cuidado evitava possíveis danos, tais como a distorção do modelo por excesso de pressão no ato de fechamento da mufla e o empenamento da dentadura.

Woelfel et al. (1960) realizaram um estudo com 186 dentaduras completas feitas de 12 materiais diferentes, usando diferentes processos técnicos recomendados pelos fabricantes. A relativa precisão de adaptação foi determinada por: 1) comparação da posição do pino-guia incisal de um articulador Hanau antes e após a polimerização das dentaduras; 2) mensuração da alteração

de posição de molar a molar no modelo de cera para a dentadura polida; 3) exame das secções transversais das dentaduras polimerizadas circundadas pela inclusão do gesso; 4) registro da adaptação das dentaduras polidas e 5) observação da relativa adaptação das dentaduras na boca. A distorção das dentaduras foi pequena, de 0,12% a 0,10%, mostrando que as deformações clínicas muito grandes não ocorreram.

Marcroft et al. (1961) avaliaram o desempenho de uma técnica utilizando muralha de silicone de moldagem, na inclusão de próteses totais comparada com a técnica de inclusão com gesso tipo II. Esse processo demonstrou melhores resultados com relação ao relacionamento oclusal dos dentes.

Nishii (1968) iniciou os estudos sobre o método de polimerização por energia de microondas, o qual foi chamado na época de método de polimerização dielétrica ou aquecimento dielétrico. Este método, segundo o autor, é imediato e homogêneo, na medida em que ocorre um aquecimento tanto na superfície quanto da parte interna da massa de resina, de maneira rápida e uniforme. Em seu trabalho utilizou amostras de 65x13x9 mm, quando verificou a geração de porosidade com irradiação de energia de microondas durante nove minutos. O autor também irradiou amostras com dimensões específicas por 9, 10, 11 e 12 minutos

verificando as seguintes propriedades físicas: 1) sorção de água; 2) dureza; 3) tração; 4) resistência transversal; 5) deflexão transversal; 6) resistência à retenção dos dentes artificiais e 7) adaptação das bases das próteses. A adaptação foi verificada através de um microscópio de mensuração com a utilização de nove pontos diferentes como referência. Após a obtenção dos resultados, o autor concluiu que: a) uma polimerização livre de porosidade foi obtida com uma mufla perfurada, diminuindo a energia de alta-freqüência e b) as propriedades físicas das resinas irradiadas por 11 minutos foram tão satisfatórias quanto as polimerizadas em banho de água aquecida.

Tucker e Freeman (1971) compararam dois métodos de inclusão (muralha de gesso e muralha de silicone). Confeccionaram 50 pares de dentaduras, divididas em dois grupos quanto ao material de revestimento. O primeiro grupo utilizava o gesso, e o outro uma camada de silicone revestida de gesso. As alterações dimensionais foram detectadas através da alteração do pino incisal de um articulador semi-ajustável. Não foram encontradas diferenças estatísticas significantes entre as duas técnicas. Entretanto, observaram que a silicone apresentou várias vantagens com relação ao gesso, já que diminuiu o tempo de acabamento e polimento das próteses.

Reisbick (1971) estudou, durante a fase de inclusão, a influência da camada de silicone na adaptação da resina acrílica ao modelo de gesso. Foram confeccionados 20 corpos de prova, que simulavam próteses totais sem os dentes artificiais, que foram divididos em dois grupos de 10 amostras cada. O primeiro grupo foi incluído em mufla recobrendo-se o modelo encerado com uma camada uniforme de silicone e, o 2º grupo utilizou somente o gesso-pedra. A adaptação da resina foi verificada após seu seccionamento conjuntamente com o modelo de gesso, em lugares pré-determinados, e as mensurações feitas através de um microscópio. As próteses confeccionadas com a camada de silicone foram as que apresentaram melhor adaptação, principalmente na área de rebordo alveolar.

Saizar (1972) verificou que a fidelidade dimensional é influenciada pela compressão do gesso, pela expansão térmica do acrílico, pela retração da massa de resina e pela retração da resina pelo resfriamento da mufla. Observou que o coeficiente de expansão térmica do acrílico, do bronze da mufla e do gesso são diferentes, sendo o coeficiente do acrílico cinco vezes maior que o bronze da mufla, e este último, com coeficiente semelhante ao gesso.

Carvalho (1972) recomendou alguns itens para diminuir as alterações dimensionais nas resinas acrílicas:

a) dar preferência à fase plástica durante a sua colocação na mufla;

b) ser prensada em muflas sem parafuso e mantida sob pressão numa prensa dotada de molas, para que ela, ao ser polimerizada, sofra uma expansão vertical antes de se contrair.

c) deixar a mufla esfriar lentamente à temperatura ambiente após seu processo de polimerização.

d) após a demuflagem, deixar a dentadura num recipiente com água.

Wesley et al.(1973) realizou um trabalho para verificar a alteração no pino incisal após o processamento das próteses totais. Observou que o plano oclusal das dentaduras não é o mesmo antes e depois do processamento, devido as variações no posicionamento de um ou mais dentes na base da dentadura, e o empenamento da base da dentadura quando esta é separada do modelo.

Parker (1974) verificou que podem ocorrer mudanças na prótese total, devido: a) às alterações dos dentes e da base de resina acrílica; b) à movimentação dos dentes durante o enceramento; c) à técnica de inclusão, prensagem, processamento;

d) à remoção do modelo e) à demuflagem; f) ao acabamento e polimento; g) às mudanças nos tecidos bucais e h) à perda da dimensão vertical e relação central.

Muench e Ueti (1974) estudando as alterações dimensionais da resina acrílica em próteses totais, compararam as técnicas de inclusão convencional com muralha de gesso e com muralha de silicone. Observaram que existe algum fator além da contração de polimerização que influi na alteração da posição dos dentes nas próteses totais. Verificaram que as duas técnicas mostraram um aumento na dimensão vertical após os processamentos, tendo a com o silicone menor tendência de alteração da dimensão vertical. Os autores sugeriram que o deslocamento individual dos dentes ou uma distorção da base de dentadura podem ser fatores adicionais nas alterações dimensionais.

Zakhari (1976) verificou o relacionamento da inclusão com vários tipos de gesso e silicone nas alterações oclusais e a importância da abertura vertical na técnica de inclusão por compressão da resina acrílica. Confeccionou 80 dentaduras, dividindo-as em quatro grupos com diferentes técnicas de inclusão para cada um deles. Os quatro métodos de inclusão foram os seguintes: 1) inclusão do modelo encerado com camada de silicone

e reforço de gesso pedra, 2) camada de silicone com as faces oclusais do modelo recobertos por gesso pedra, 3) total recobrimento com gesso pedra, 4) recobrimento com gesso comum, mas com as faces oclusais cobertas com gesso pedra. Tiveram como resultado que:

a) mudanças nas posições dos dentes podem ocorrer devido a uma inclusão inadequada, ocasionando um aumento da dimensão vertical.

b) utilizando as técnicas de inclusão com gesso ou silicone, obteve aumentos da dimensão vertical menores que 1mm.

Woelfel (1977) e Boucher et al (1977) enfatizaram a importância de verificar o correto fechamento final da mufla, pois a menor diferença durante este procedimento pode acarretar movimentação dos dentes, aumento da dimensão vertical, fraturas de dentes de porcelana e erros na oclusão das próteses totais.

Becker et al. (1977) compararam algumas propriedades físicas da resina acrílica quando processada através de uma técnica com gesso/silicone, sistema de resina fluida, e uma técnica de inclusão somente com gesso e polimerização por banho de água quente. Utilizaram para o estudo 27 modelos, os quais foram divididos em 3 grupos de 9 modelos para cada técnica. Sete pontos foram perfurados nos modelos com profundidade de 1 a

1,5mm para servir de referência para as mensurações que foram feitas em quatro etapas: 1) antes do processamento, 2) depois do processamento, mas antes da separação dos modelos, 3) depois da separação do modelo e 4) depois do acabamento e polimento. Todas as medidas foram feitas duas vezes para evitar o erro do operador. Concluíram que todas as três técnicas demonstraram alterações tridimensionais na posição dos dentes e que nenhuma delas mostraram-se superior às outras em estabilidade dimensional.

Bombonatti et al. (1978) utilizaram uma camada plástica de espuma para o forramento interno das muflas com o intuito de diminuir as alterações da posição dos dentes, resultantes do processo de polimerização de próteses totais. Concluíram que o forramento interno das muflas com uma camada de espuma de plástico produziu alterações dimensionais menores na posição dos dentes. A expansão de presa do gesso, expansão térmica da resina acrílica, contração de polimerização desta e sua contração térmica se comportaram com maior liberdade quando do emprego desse forramento com espuma de plástico; promovendo menores tensões induzidas, tensões liberadas e menor movimentação dos dentes.

Bombonatti (1978) sugeriram um estudo comparativo entre 5 técnicas de processamento de próteses totais: 1) isolante à

base de silicone: Flexitone, polimerização lenta e gradual de 3 horas, abertura da mufla após o resfriamento lento; 2) isolante à base de silicone: Flexitone, polimerização lenta e gradual em 3 horas, abertura da mufla a 70°C; 3) isolamento com hidrocolóide, resina fluida polimerizada a 50°C sob pressão; 4) matriz de gesso isolada com Cel-lac, polimerização lenta e gradual em 3 horas e abertura da mufla após o resfriamento lento; 5) matriz de gesso isolada com Cel-lac, polimerização lenta e gradual em 3 horas e abertura da mufla a 70°C. Como resultado, observaram que a técnica 1 e 2 não mostraram superioridade sobre as técnicas 3, 4 e 5, e também não houve superioridade da técnica 2 sobre a técnica 4.

Bombonatti et al. (1979/1980) estudaram uma técnica de processamento de resina acrílica de próteses totais, quando associando a técnica de inclusão de muralha de silicone à utilização de resinas fluidas. Utilizaram três métodos de inclusão: a) molde rígido de gesso, b) molde rígido isolado com silicone e c) molde de hidrocolóide reversível. A adaptação das próteses totais superiores foi avaliada através da interposição e pesagem de silicone de moldagem nos três diferentes métodos de inclusão. Os autores observaram que as dentaduras obtidas com a técnica de inclusão em moldes rígidos isolados com silicone proporcionaram menor

alteração dimensional por palatino do que aquelas em moldes de hidrocolóide ou em moldes rígidos de gesso.

Mainieri et al. (1980) propuseram um estudo sobre a movimentação dos dentes artificiais e alteração da dimensão das bases de próteses totais processadas por dois métodos de inclusão diferentes (inclusão apenas com gesso e inclusão revestida por uma camada de silicone e incluída com gesso). Foram utilizadas dez amostras para o experimento (próteses totais), divididas em dois grupos de cinco para cada tipo de inclusão. Utilizou-se o calor úmido e resina termopolimerizável para o processamento das próteses totais. Concluíram que não houve diferenças significativas entre os dois grupos com relação à dimensão vertical e desadaptação das bases das próteses. Os resultados indicaram um deslocamento dos dentes artificiais em direção ao palato na técnica de inclusão com camada de silicone.

Compagnoni (1981) pesquisou sobre a alteração da dimensão vertical nas bases de dentaduras completas, comparando duas técnicas de isolamento do gesso durante a inclusão. A primeira técnica consistia em isolar o gesso de inclusão da mufla com a contra-mufla, com um isolante à base de alginato, Cel-Lac, enquanto a segunda técnica substituíu esse isolante por uma lâmina de cera azul Barbosa de espessura de 0,29mm. Utilizou-se uma

amostra de 15 casos para cada técnica estudada. As variações da dimensão vertical nas bases das dentaduras foram mensuradas através de um micrômetro TESA com precisão de 0,001mm. Concluiu-se que: 1) em ambas as técnicas de isolamento notou-se alteração da dimensão vertical nas bases das dentaduras completas, 2) a técnica de isolamento com cera promoveu um alteração média da dimensão vertical menor que a técnica de isolamento à base de alginato.

Kimura et al. (1983) estudaram a polimerização de resinas termopolimerizáveis em diferentes proporções através do método de polimerização por energia de microondas, utilizando dentes de porcelana e de resina para este estudo. Utilizaram as potências de 200 e 500 watts para a polimerização das resinas. A adaptação das bases da prótese foi avaliada ao comparar as técnicas de polimerização através de energia de microondas e do banho de água quente. Os autores obtiveram como resultado que as próteses polimerizadas por energia de microondas apresentaram melhor adaptação, e que, com o uso do microondas, a mistura da resina torna-se mais homogênea quando comparado com a técnica de polimerização por banho de água quente.

Dukes et al. (1983) compararam diferentes materiais de inclusão e avaliaram as alterações na dimensão vertical de

oclusão. Utilizaram as seguintes técnicas de inclusão: a) com camada de silicone e gesso tipo IV, b) totalmente com gesso tipo IV, c) totalmente com gesso tipo III, d) combinação de gesso tipo II (primeira camada) e preenchido com gesso tipo IV e e) apenas com gesso tipo II. Todos os grupos utilizaram a mesma resina (Lucitone) e o mesmo ciclo de polimerização (9h a 73°C) e resfriadas a temperatura ambiente. O grupo que apresentou melhores resultados foi o da inclusão com camada de silicone/gesso tipo IV, apresentando maior fidelidade da dimensão vertical de oclusão.

Kimura et al. (1984) pesquisaram a adaptação de bases de próteses confeccionadas com resina acrílica convencional, que foram submetidas à polimerização por banho de água quente e por energia de microondas. As bases foram confeccionadas com espessuras de 1,5mm na região do palato e 3 a 4,5mm na região da crista do rebordo alveolar. Cinco pontos na região posterior da prótese serviram de referência para verificar a desadaptação da base. Um microscópio de mensuração foi utilizado para medir o espaço entre o modelo original e a base da resina. A adaptação foi medida nos seguintes estágios: 1) logo após a abertura da mufla; 2) após 20 dias de armazenamento, a 20°C; 3) após 20 dias de armazenamento, a 20°C, e mais 2 dias em solução salina a 20°C. As bases polimerizadas por energia de microondas ficaram melhor

adaptadas e não houve alteração no armazenamento. As bases polimerizadas pelo método convencional mostraram desadaptação quando armazenadas por 20 dias a 20°C. Concluíram também que a contração foi maior nas regiões mais espessas.

Reitz et al (1985) estudaram a polimerização de dentaduras de resina acrílica por energia de microondas e suas propriedades físicas, tais como porosidade, dureza e resistência transversal. Dez tiras de resina de metilmetacrilato foram processadas em banho de água quente por 8 horas na temperatura de 165°F. As dimensões das tiras eram de 25x12x2,5 mm. Outras 10 tiras de tamanho idêntico, foram processadas em forno de microondas com potência de 400W e 2 minutos e meio de cada lado. Testes foram realizados para mensurar o grau de porosidade, dureza e resistência transversal das amostras. Os resultados dos estudos indicaram que as propriedades físicas de porosidade, dureza e resistência transversal das amostras processadas pelo método de energia de microondas equivalem as propriedades físicas quando da utilização do método de polimerização convencional, por banho de água quente. Em secções finas de tiras das amostras, não houve diferenças estatísticas significantes entre as amostras dos dois métodos utilizados. A área de porosidade observada foi menor que 30um em diâmetro.

Shetty e Udani (1986) afirmaram que as discrepâncias oclusais (movimento dos dentes em direção oclusal) durante o processamento de dentaduras têm sido mensuradas pelo uso de articuladores ou instrumentos similares avaliados pela abertura do pino incisal e que estes tipos de mensuração não são dignos de confiança para a medição precisa da movimentação dos dentes. Sugerem nos estudos um tipo de mensuração do movimento dos dentes artificiais em três dimensões no espaço. Pequenos pinos de metal são incorporados nos dentes artificiais, agindo como pontos definitivos de referência.

Utilizaram para a mensuração um microscópio de aumento de 10 vezes capaz de executar medições tanto no plano vertical quanto no horizontal nas dentaduras em cera. Dentes de porcelana e resina (anteriores e posteriores) foram testados com intervalo de 2, 4, 7 e 24 horas. Foi constatado que invariavelmente ocorre movimento dos dentes, mas faltou, segundo os estudos, correlação na direção e tempo da movimentação dos dentes nas dentaduras em cera.

De Clerck (1987) propôs e patenteou um método de polimerização por energia de microondas partindo da hipótese de que o calor para a quebra da molécula de peróxido de benzoíla, até que surjam radicais livres, pode ser criado dentro da resina, e que a

temperatura fora da mufla pode permanecer fria. Com esta técnica, o calor pode ser distribuído mais eficientemente e a polimerização pode ser mais rápida com menor risco de porosidade. Essa técnica elimina o tempo necessário para transferir o calor do forno ou da água através das várias estruturas, como a mufla, o gesso e a própria resina.

Microondas podem ser usadas para polimerização generalizada dentro da resina. Elas são ondas eletromagnéticas produzidas por um gerador chamado de magnetron. Fornos de microondas domésticos usam a frequência de 2450 megahertz que dá uma onda de aproximadamente 12 cm. Moléculas de metilmetacrilato são capazes de orientar-se no campo eletromagnético do microondas e na frequência de 2450 megahertz suas direções mudam aproximadamente 5 bilhões de vez por segundo. Conseqüentemente, numerosas colisões intermoleculares ocorrem e causam rápida polimerização. Em razão das microondas não passarem o metal, muflas convencionais metálicas não podem ser usadas quando da polimerização das resinas acrílicas; assim é necessário o uso de muflas desenvolvidas para o uso específico. O autor conclui que o processamento por microondas tem um grande potencial para a diminuição do tempo e economia de dinheiro no processamento de dentaduras. Resinas polimerizadas por fornos de

microondas têm uma quantidade baixa de monômero residual e as mesmas propriedades físicas das resinas polimerizadas convencionalmente. Esta técnica requer muflas especiais e fornos de microondas programáveis, equipamentos especialmente preparados necessários para melhores resultados.

Al Doori et al. (1988) avaliaram a aplicação de energia de microondas para polimerização de bases de dentaduras de resina acrílica, comparada ao sistema convencional de banho de água quente com respeito ao peso molecular, conversão do monômero e porosidade dos quatro materiais acrílicos. Os valores do peso molecular dos materiais polimerizados usando energia de microondas e sistema de banho de água foram essencialmente iguais. A polimerização por microondas com 70 watts por 25 minutos minimizou a porosidade. Neste estudo pareceu que a polimerização por microondas não oferecia vantagem sobre a polimerização rápida pelo sistema de banho de água quente, demonstrando que a energia por microondas pode eficientemente polimerizar bases de dentaduras, mas que em secções espessas há risco de porosidade. Considerando a limpeza, não há vantagens sobre o método de polimerização por água quente.

Levin et al. (1989) realizaram uma revisão da literatura sobre o uso da energia por microondas para polimerizar

resinas acrílicas, e verificaram que as propriedades físicas das resinas polimerizadas por esse método são semelhantes às aquelas utilizadas pelo método convencional.

Nelson et al. (1991) estudaram as alterações dimensionais observadas na dimensão vertical de oclusão, comparando o processamento convencional e o processamento por microondas. Confeccionaram 30 bases de próteses superiores e 30 inferiores. No primeiro grupo foi utilizada a resina Lucitone, polimerizada por banho de água quente (técnica convencional) por 9 horas a 70°C. O segundo grupo utilizou a mesma resina polimerizada por energia de microondas (500W por 2,5 minutos de cada lado da mufla). As bases receberam dentes de resina acrílica padronizados. Utilizou-se para mensuração das alterações dimensionais um articulador Arcon H-2 conjuntamente com um dispositivo capaz de registrar alterações de até 0,01mm. Os resultados demonstraram que houve diferença significativa nos dados das amostras processado pela energia de microondas, a qual foi maior do que as amostras processadas convencionalmente (alterações dimensionais). Houve aumento da dimensão vertical de até 1mm.

Zissis et al. (1991) fizeram uma revisão da literatura a respeito dos métodos de mensuração utilizados na determinação da

precisão dimensional das bases das próteses totais. Observaram que muitos e diferentes métodos têm sido propostos, mas que existe um certo predomínio no uso de compasso calibrador ou de microscópios lineares. Mas o método que pode oferecer bastante precisão em pesquisas futuras são os sofisticados sistemas computadorizados de mensuração por coordenadas, que permitem obter resultados bastante precisos do posicionamento da base da prótese em relação ao modelo das alterações dimensionais.

Sanders et al. (1991) confeccionaram bases de prova de resina acrílica feitas de três resinas comerciais, processadas por tratamento de banho de água e por energia de microondas. A adaptação das bases ao modelo padrão foi medida para determinar se havia alguma diferença estatística significativa no ajuste que poderia ser atribuído aos diferentes métodos de tratamento e às marcas da resina. Os resultados indicaram uma pequena diferença estatística em favor do tratamento em banho de água quente, mas clinicamente não houve diferenças notáveis nas adaptações das bases, tanto com métodos de tratamento ou com as resinas usadas. A adaptação das dentaduras artificiais feitas com resina acrílica é clinicamente aceitável, tanto com tratamento à base de microondas como com o método de banho de água quente.

Os mesmos autores investigaram as propriedades físicas de muitas resinas para dentaduras, comparando aquelas que têm sido polimerizadas por energia de microondas com as polimerizadas pelo método convencional de banho de água. As discrepâncias na adaptação das dentaduras, nos modelos, não variaram grandemente, seja com dentes de resina ou porcelana, diferentes resinas de dentaduras ou diferentes métodos de polimerização que foram utilizados. Os resultados deste estudo não foram considerados confiáveis porque havia muitas variáveis e poucas amostras.

Neste estudo de 1991, Sanders et al. tiveram o propósito de eliminar algumas das variáveis do estudo prévio para determinar se as bases de dentadura processada por energia de microondas variou significativamente com relação às qualidades adaptativas quando comparadas com as processadas por banho de água quente. Observou-se que as bases processadas por polimerização pelo método de microondas foram tão bem adaptadas ao modelo mestre como as bases de resina processadas pelo método de banho de água. O estudo também mostrou que as bases processadas com resina especiais para microondas não mostraram melhor adaptação ao modelo mestre em relação aos outros dois tipos de resina utilizados no estudo.

Turck et al. (1992) avaliaram a precisão de um sistema de mensuração de coordenadas por computação gráfica na análise da alteração dimensional de próteses (Michigan Computer Graphic Coordinate Mensurament System). Os corpos foram processados por três diferentes técnicas: a) banho de água quente, b) por energia de microondas e com fotopolimerização. Os resultados não demonstraram diferença significativa nas mensurações das próteses, para os três métodos. O sistema mediu 22 pontos em 2 planos frontais para comparar o modelo-mestre com as dentaduras. Os resultados não mostraram diferença significativa nas alterações dimensionais das próteses para os três métodos. Em locais específicos, contudo, a ativação por luz visível produziu marcante distorção na borda lateral, em relação às outras técnicas. O sistema de mensuração foi capaz de medir as dentaduras em relação tridimensional em qualquer ponto do espaço ou superfície ou qualquer objeto dentro de $0,1\mu\text{m}$. Para assegurar exatidão e repetibilidade do sistema, foi utilizado um protocolo no qual o modelo-mestre foi medido 4 vezes antes de cada sessão de mensuração.

Benatti e Muench (1993) realizaram um estudo comparativo entre os métodos de isolamento com resina resiliente, com utilização de silicone e de um hidrocolóide. Avaliaram as

alterações dimensionais e a limpeza das próteses que foram processadas com resina termopolimerizável, utilizando o ciclo de Tuckfield (90 min a 65°C, 30 min até 100°C e 60 min a 100°C). Os autores verificaram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as técnicas, nas alterações dimensionais. Quanto à limpeza, a técnica com a utilização do silicone apresentou resultados significativamente melhores, mostrando facilidades na desinclusão, acabamento e polimento das próteses totais polimerizadas.

Cury et al. (1994) estudaram as propriedades físicas das resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas e método convencional de banho de água quente. Avaliaram as propriedades físicas de sorção e solubilidade em água, a resistência transversal e a flexão máxima antes da fratura e a resistência ao impacto de quatro marcas comerciais de resinas acrílicas dentais, sendo duas polimerizadas de modo convencional em banho de água aquecida, uma polimerizada por microondas e a última resina, autopolimerizável. Os autores tiveram como resultado que a resina polimerizada por energia de microondas apresentou a menor resistência transversal do que a dos outros materiais estudados. Talvez os baixos valores para resistência transversal obtidos neste trabalho tenham decorrido de porosidade observada

que reduziria a resistência em torno de 1/6 a 1/16 em relação à de um polímero denso.

Abuzar et al (1995) investigaram o movimento dental durante o processamento das dentaduras completas de resina acrílica em relação com o formato do palato. Sete pontos foram localizados através de cada modelo. As radiografias foram digitalizadas e as imagens obtidas foram processadas e analisadas por um aparelho mensurador de precisão de movimento do dente. Um índice de forma palatal foi desenvolvido, mostrando que há relação entre a forma do palato e a movimentação dos dentes artificiais antes e após a polimerização. Os palatos profundos e rasos sofrem maior alteração do que os palatos de profundidade média quando se leva em conta a movimentação dos dentes artificiais.

Barbosa et al. (1995) propuseram avaliar e comparar a adaptabilidade de próteses totais confeccionadas: (a) com resina termopolimerizável convencional submetida à polimerização por banho de água e por energia de microondas e, (b) com resina específica para microondas, polimerizadas por energia de microondas. Todas as próteses foram avaliadas antes e após a sua manutenção em água por 30 dias.

Obtiveram como resultados que:

1) As próteses feitas com Lucitone 550, processadas no microondas a 500 watts/ 3 minutos, foram as que apresentaram melhor adaptação.

2) As amostras feitas com Lucitone 550, processadas em banho de água , e as feitas com Acron MC, processadas a 500 watts/ 3 minutos, foram as que apresentaram a pior adaptação.

3) Todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenamento em água.

4) As amostras que apresentaram maior diferença entre o grau de adaptabilidade nos períodos pré e pós armazenagem em água, foram aquelas confeccionadas com Lucitone 550, em banho de água, e a Acron MC, polimerizada a 90 watts/ 13 minutos.

Rodrigues-Garcia e Cury (1996) verificaram a adaptação e porosidade de bases de prótese submetidas a duplo ciclo de polimerização nos reembasamentos de bases de próteses, utilizando para a polimerização os processos de banho de água e a energia de microondas. A avaliação da adaptabilidade foi feita através do peso de um material de moldagem interposto entre o modelo mestre e a base da prótese, com a finalidade de medir a desadaptação global ou total da base. Com relação à adaptação, os resultados indicaram que, após o primeiro ciclo de polimerização, as

bases confeccionadas com resina Acron-Mc e polimerizadas em microondas apresentaram melhor adaptação. Os melhores resultados observados com esta resina, após o primeiro ciclo de polimerização, provavelmente podem ser explicados devido ao aquecimento homogêneo tanto do gesso como da resina gerado pela energia de microondas. Já os resultados para o segundo ciclo de polimerização indicaram que as bases de próteses confeccionadas com resina Acron-Mc apresentaram maior distorção e diferiram estatisticamente dos outros grupos. Uma hipótese para explicar esse processo seria de que a resina para microondas não suporta temperaturas elevadas quando submetida a um segundo ciclo de polimerização, ou seja, sua temperatura de transição vítrea pode ser rapidamente ultrapassada durante o elevado aquecimento do segundo ciclo, e quando esta retorna à temperatura ambiente, ocorre então indução de maior número de tensões, causando, maior distorção. Esse fato não ocorreria com as resinas convencionais que, possuindo uma temperatura de transição vítrea mais elevada, após um segundo ciclo de polimerização, mesmo à elevada potência de 500 watts, sofreriam menor indução de tensões, o que acarretaria uma melhor estabilidade dimensional.

Segundo Anusavice et al. (1996) a grande vantagem das resinas polimerizadas por energia de microondas é a rapidez

com que a prótese pode ser processada. Da mesma forma a utilização dos silicones acelera os procedimentos laboratoriais, já que torna as próteses mais limpas e ricas em detalhes após o processamento.

Pomílio et al. (1996) relataram as alterações dimensionais que ocorrem em próteses totais da arcada inferior durante o processo de inclusão, condensação e polimento. Após a análise dos dados, observaram uma diminuição no comprimento do arco dentário, estatisticamente significativo; um fechamento do arco na região dos molares e um aumento da dimensão vertical de oclusão, justificando assim a necessidade do ajuste oclusal antes da instalação da prótese do paciente.

Kimpara e Muench (1996a) determinaram a alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica, analisando variáveis: 1) polimerização imediatamente após a prensagem e 24 horas após; 2) prensagem da resina nas fases borrachóides, plástica e pegajosa; 3) Análise das alterações, em relação à fase encerada, após a desinclusão e 2 e 8 semanas após a imersão em água; 4) medidas feitas ao longo de vários locais entre os dentes. Os resultados permitiram concluir que: a magnitude de contração não foi dependente do tempo de início da polimerização; a fase borrachóide não conduziu a maiores contrações do que a plástica; a

imersão recupera parte da contração de polimerização; a contração varia com o local entre os dentes.

Barbosa e Dallari (1996) investigaram se o processo de polimerização de próteses totais pode interferir na inclinação látero–lateral das cúspides mesiais dos primeiros molares inferiores. Os autores observaram, a partir dos resultados, que entre os estágios de pré e pós polimerização ocorreram alterações nos ângulos estudados, admitindo-se supor que a contração ocorrida na base da prótese durante o processamento pode ser causa de alterações na mesa oclusal dos dentes posteriores. Houve alterações dos ângulos das cúspides entre o pré e pós processamento devido à contração na base da prótese durante o processamento,

Sadamori et al. (1997), estudaram a influência da espessura de bases de prótese na alteração dimensional linear, distorção e absorção de água quando polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional. Os autores confeccionaram corpos de prova com espessuras diferentes (1, 3 e 5mm) e utilizaram dois ciclos de polimerização, um por banho de água quente (70°C por 90 minutos + 100°C por 30 minutos) e um ciclo de polimerização por energia de microondas (500W por 3 minutos). As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 90

dias e foram medidas com 1, 7, 30, 60 e 90 dias. Testes mostraram que, logo após a polimerização, houve diferença significativa nos resultados relativos à espessura, mas não quanto ao método de polimerização. As amostras mais grossas sofreram uma contração de polimerização maior do que as mais finas em ambas as resinas. A expansão das amostras de resinas polimerizadas por energia de microondas de mesma espessura tenderam a serem maiores do que as termopolimerizadas. Os autores concluíram que as alterações dimensionais lineares nas áreas mais finas das próteses, após a polimerização, podem ser menores, mas a deformação pode ser maior do que nas mais grossas e que a área mais grossa da prótese requer um tempo mais longo para adquirir estabilidade dimensional do que a área mais fina.

Pitta (1997) mensurou a variação na inclinação das cúspides méso palatinas dos primeiros molares superiores de próteses totais após o processamento, por três métodos diferentes. Foram confeccionadas a partir de um modelo metálico representando uma maxila edêntula, 30 próteses totais superiores com as mesmas características quanto à espessura, forma e montagem dos dentes. As próteses foram divididas em três grupos de 10 amostras e foram polimerizadas por diferentes técnicas. As próteses do grupo 1 foram polimerizadas por banho de água quente

a 73°C durante 9 horas, as próteses do grupo 2 foram polimerizadas por energia de microondas a 440 watts durante 4 minutos, e as próteses do grupo 3 foram polimerizadas por energia de microondas a 80 watts durante 15 minutos. Os ângulos formados pela intersecção das retas que representavam o prolongamento das vertentes triturantes das cúspides méso-palatinas dos primeiros molares superiores foram medidos antes da polimerização, após a polimerização e após o polimento. A experiência revelou que: 1) os três métodos estudados apresentaram alterações nas inclinações das cúspides, 2) o método de polimerização por energia de microondas a 440 watts por 4 minutos foi o que apresentou menor alteração nas inclinações das cúspides dos dentes estudados e 3) o polimento pelo método convencional alterou significativamente a inclinação das cúspides das amostras estudadas.

Domitti et al. (1998) analisaram o deslocamento dos dentes artificiais ocorridos na confecção de próteses totais superiores, procurando esclarecer as causas das alterações na dimensão vertical de oclusão previamente estabelecidas. Com auxílio de um microscópio comparador linear e pontos metálicos fixados nas superfícies oclusais e incisais dos dentes, foi possível registrar o comportamento das alterações dentais no sentido látero-lateral e ântero-posterior. Confeccionaram um molde de borracha

RTV 3120 (Reforplás Ltda) com base em um modelo-mestre metálico superior para obtenção de modelos de gesso padronizados. A base das próteses foram confeccionadas com lâminas de PVC (Bio-Art), adaptadas aos modelos em um aparelho à vácuo (Plastivac P5 Bio-Art), permitindo uma base uniforme de 1,5mm de espessura, após 2 minutos de plastificação. Foram produzidos pontos de referência com auxílio de fios ortodônticos nas cúspides dos segundos molares, primeiros pré-molares e incisivos, que permitiram os registros de deslocamentos dentais ocorridos entre a fase de enceramento (To) e completa confecção das próteses (T1).

Os autores concluíram que: (1) as distâncias molar/molar e pré-molar/pré-molar apresentaram contração; (2) a maior contração ocorreu na região dos segundos molares; e, (3) no sentido ântero-posterior as alterações foram de expansão.

Cury (1998) estudou a influência do material de revestimento sobre as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas polimerizadas por microondas. Avaliou a influência do gesso tipo III e da silicone sobre as propriedades de dureza Knoop, resistência transversa e monômero residual liberado de duas resinas específicas para polimerização em microondas (Acron MC e Onda Cryl). Relata que os métodos de inclusão não afetaram a

resistência transversa das resinas estudadas, e a dureza superficial foi influenciada apenas nos períodos iniciais de 24 e 48 horas. A liberação de monômero residual foi maior quando o método de inclusão silicone/gesso foi utilizado. Porém, após um período de 72 horas de imersão em água, os níveis de monômero reduziram a níveis clinicamente aceitáveis.

Barbosa et al. (1998) descrevem as vantagens do uso da energia de microondas no processamento de próteses odontológicas. Os autores destacam como principal vantagem deste método, a facilidade de execução da técnica, a rapidez e limpeza da mesma. Como desvantagem, destacam a baixa resistência das muflas não metálicas. Indicam a utilização da técnica nos casos de reparos ou reembasamento de próteses totais. Consideram de maneira geral que o uso de energia de microondas para polimerização de resinas é viável clinicamente.

Pow et al. (1998), analisaram a alteração dimensional linear de resinas termopolimerizadas que ocorrem durante o processo de reembasamento de próteses totais. Vinte e duas próteses totais superiores e vinte e duas próteses totais inferiores foram confeccionadas e armazenadas em água a 37°C. Foram feitas marcas na incisal do incisivo central e nas cúspides de suporte dos segundo molares para medir as alterações, mensuradas

por um microscópio de alta resolução. Utilizando um ciclo de polimerização em banho de água quente (72°C por seis horas e meia + 100°C por 30 minutos e permanência na temperatura de 100°C por uma hora), o reembasamento foi executado e resfriado vagarosamente por 48 horas. Concluíram que houve contração de 0,15mm para uma distância intermolar de 50 mm, sendo considerada pelo autores como insignificante clinicamente.

Komiyama e Kawara (1998) pesquisaram o desenvolvimento da diminuição de liberação do estresse e a influência do tempo em molde de gesso de resinas termopolimerizáveis após o método de polimerização. As amostras tinham forma de halteres plano. Uma pilha termoelétrica e eletrodos para medição de força foram embutidos dentro da amostra para que fosse aferida a temperatura e força da resina. As amostras foram demufladas em 4 horas após o início do resfriamento. Foram executadas mensurações por um período de 1, 3, 5 e 10 dias após a abertura da mufla. Os autores encontraram força de contração na demuflagem em $\frac{2}{3}$ para o primeiro dia, $\frac{1}{2}$ para o 3 e 5 dias, quando comparadas com o grupo controle. Concluem que se as próteses forem mantidas na mufla após a polimerização por 1 ou mais dias, será obtida menor deformação das mesma pelo maior tempo de liberação de tensões.

Kawara et al (1998) avaliaram o comportamento da distorção de resinas acrílicas para base de dentaduras termopolimerizadas por processamento por banho de água quente convencional e longo em baixa temperatura. Utilizaram a mesma metodologia de Komiyama e Kawara (1998) com ciclos de polimerização convencional (70°C por 90 minutos + 100°C por 30 minutos), no processamento de baixa temperatura (70°C por 24 horas). Os resultados demonstraram que a contração das resinas acrílicas termopolimerizáveis foi principalmente devido a contração térmica, e demonstrou vantagem do processo de baixa temperatura na redução desta mesma contração.

Blagojevic e Murphy (1999), investigaram várias propriedades dos polímeros das bases de dentaduras processadas pelo método convencional (banho de água quente) e por energia de microondas. Os autores utilizaram as resinas TS 1195 (resina sem agente de união), Acron-MC (resina específica para polimerização por energia de microondas) e Biocryl NR (resina convencional para polimerização por banho de água quente), com os seguintes ciclo de polimerização: a) 3 minutos em forno de microondas a 600W, b) banho de água quente por 14 horas a 70°C seguido por 3 horas a 100°C. O estudo teve como propósito testar o limite de dureza, resistência ao impacto, módulo de elasticidade e monômero

residual. Os resultados demonstraram diferenças estatisticamente significantes para os três tipos de resina utilizados. O método por energia de microondas obteve uma redução no limite de dureza para a resina TS e Acron, houve também aumento da resistência ao impacto para a Acron. A polimerização por banho de água quente aumentou o módulo de elasticidade da resina TS e Acron. Este método também aumentou a temperatura de transição e diminuiu o monômero residual em todos os três materiais. As propriedades da resina Biocryl polimerizadas pelos dois métodos foram similares.

Carrilho (1999) pesquisou o desajuste das próteses totais superiores enfocando a espessura da dentadura, o método de polimerização e a alteração causada pela presença dos dentes artificiais. Sessenta e quatro próteses foram confeccionadas a partir de um modelo fundido em liga de Cobre e Alumínio simulando uma maxila edêntula e dividida em oito grupos com oito amostras em cada grupo; quatro grupos foram polimerizados por banho de água quente a 74°C por 9 horas e 4 grupos polimerizados por energia de microondas utilizando um ciclo de 500W por 3 minutos. Dentro destes grupos, dois grupos foram confeccionados com espessura uniforme de 1mm e dois, com espessura de 2mm, e ainda dentro destes grupos, dois com presença de dentes e dois com ausência de dentes. Foi utilizada a resina Lucitone 550, que após

polimerizadas recebiam acabamento e eram submetidas a um teste na qual um material de impressão (Express 3M) era interposto entre a base e o modelo de metal e depois pesado. Concluíram: 1) existiu diferença significativa para a média dos desajustes entre as duas espessura, e a que causou menor desajuste foi a de 2mm. 2) Não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de desajustes com ou sem dentes e nem entre os dois critérios de polimerização. 3) O grupo que apresentou menor desajuste foi o de próteses com 2mm de espessura e com presença de dentes e o que apresentou maior desajuste foi o de próteses com 1mm de espessura e com presença de dentes.

Nadin (1999), estudou a movimentação dental de próteses totais superiores submetidas à absorção de água com os processamento por banho de água quente e por energia de microondas, em amostras submetidas à absorção de água sob diferentes condições de pressão e temperatura. As amostras estudadas apresentaram alterações nas inclinações das cúspides após a completa absorção de água por parte das próteses. A movimentação dentária ocorreu de modo aleatório, independentemente do tipo de processamento ou método de absorção de água utilizados. O autor sugere que as distorções na

base da prótese podem estar relacionadas com a movimentação dos dentes artificiais da prótese concluída.

Zannetti (1999) avaliou a influência do material de inclusão gesso tipo III, silicone denso Optosil Confort e silicone denso Labormass e da consistência da resina acrílica no momento da prensagem (fase filamentosa e fase plástica), na alteração das distâncias entre os dentes artificiais de próteses totais superiores, após a polimerização por energia de microondas. Foram confeccionadas 60 amostras padronizadas com a resina Onda Cryl, divididas em 6 grupos. Observou-se que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos; o material de inclusão e a fase de prensagem da resina acrílica não influenciaram nas alterações das distância entre os dentes artificiais.

Monteiro Netto et al. (1999) determinaram a resistência transversal de resinas acrílicas para base de dentaduras ativadas quimicamente (RAAQ) e termicamente (RAAT). A polimerização da RAAQ foi feita com ativação química apenas ou adicionalmente com térmica (1:30h/70°C +1h/100°C). A polimerização da RAAT, por sua vez, foi realizada pelos métodos: usual (1:30h/70°C +1:00/100°C), com microondas e com luz de lâmpada halógena. Ainda, empregou-se uma resina de ativação térmica especial, com ciclo rápido.

Os três tipos de resina acrílica foram: Jet Clássico (RAAQ), Clássico (RAAT) ambos da mesma fábrica (Artigos Odontológicos Clássico); a terceira foi a QC-20 (Dentply Ind.e Com. Ltda).

A obtenção dos corpos de prova foi feita de acordo com a norma da ISO 1567-81 (International Organization for Standardization), a partir de placas de cera utilidade, de 5mm de espessura, confeccionaram-se troncos de pirâmide, com base menor de 64x39mm e maior de 65x40mm (o formato expansivo facilitava a futura remoção da placa de resina do molde de gesso). Caixas aprofundadas foram usadas para desempenhar o papel de mufla, para obter os blocos de gesso tipo IV. O vazamento do gesso e a colocação da resina foram feitos por técnicas usuais, empregadas na confecção de próteses totais.

As conclusões foram: a resistência transversal da RAAQ não foi influenciada pelo método de polimerização; a resistência da RAAT tradicional também não o foi; o ciclo rápido conduziu a uma resistência muito baixa em relação aos demais tipos, que não foram significativos entre si.

Goiato et al. (2000) avaliaram a alteração dimensional linear e ocorrência ou não de porosidades em quatro tipos de resina acrílicas (Clássico, QC 20, Vipi Dent e Clássico Onda Ceryl). Os

métodos de polimerização utilizados foram: convencionais, energia de microondas, com ou sem polimento químico. Concluíram que todas as resinas para base de dentadura analisadas, independentemente do método de polimerização e presença ou não de polimento químico, apresentaram contração.

As resinas polimerizadas pelo método convencional, apresentaram maior índice de contração que foi estatisticamente significativa, independente do polimento químico. O polimento químico não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao índice de contração das resinas analisadas, com exceção da QC 20 (polimerização convencional). Não houve a ocorrência de porosidades nas amostras, independentemente do método de polimerização e presença ou não de polimento químico.

Cunha et al. (2000) propuseram um estudo com a mufla bimaxilar HH com o objetivo de apresentar os problemas inerentes ao processamento laboratorial e descrever a técnica para seu uso, bem como as vantagens de sua utilização. A mufla HH possui uma tampa e três partes componentes que são: 1) base inferior com fundo fixo e paredes expulsivas, 2) parte superior com tampa removível e paredes expulsivas e 3) parte intermediária dividida em duas partes paralelas, articuladas por duas dobradiças com pinos removíveis. Esse tipo de sistema possibilitou ao autor a

inclusão do conjunto prótese total superior e inferior, com os dentes em oclusão, polimerizando ambas simultaneamente. O objetivo do uso deste tipo de mufla é facilitar a obtenção de múltiplos contatos simultâneos e bilaterais no fechamento mandibular. As distorções não seriam evitadas, somente as indesejáveis repercussões oclusais.

Os autores concluíram que a utilização da mufla HH permite uma compensação das modificações entre os planos oclusais superior e inferior, não resultando em alteração da dimensão vertical de oclusão.

Guilhen (2000) estudou a movimentação dos dentes artificiais durante o processo de inclusão e polimerização de próteses totais relacionando o tempo de espera para o total preenchimento da mufla com a expansão higroscópica de presa do gesso de revestimento dos dentes. O tempo de espera variou de 1 a 10 minutos. Observou que a menor movimentação ocorreu após o tempo de espera de 1 minuto, onde a movimentação dos dentes se deu em direção contrária a linha mediana da prótese (expansão) e que as maiores movimentações ocorreram nos tempos de 2 a 10 minutos em direção a linha mediana da prótese (contração). O autor observou ainda que o melhor resultado foi obtido com o

preenchimento final da mufla com gesso comum logo após o envolvimento dos dentes com gesso pedra.

Escanhuela et al. (2000) avaliaram a dimensão vertical de oclusão em pacientes portadores de próteses totais. A amostra consistiu de 12 pacientes portadores de fissura lábio-palatais operados, de ambos os sexos, que necessitavam de próteses totais superiores, tendo como antagonista, dentição normal, prótese parcial removível ou prótese total. A avaliação foi feita a partir de dois pontos situados na linha mediana do paciente (maxila e mandíbula), medidas com um compasso de ponta seca. As medidas foram realizadas nas seguintes etapas: 1) plano de orientação, 2) prova dos dentes e 3) acrilização. Constatou-se a existência de um ligeiro aumento no valor da dimensão vertical de oclusão após a fase de acrilização, ficando comprovada a importância da remontagem em articulador para a realização de ajustes prévios, anteriormente a acrilização.

Barnabé (2000) avaliou a relação entre a movimentação dos dentes artificiais com os procedimentos de inclusão, prensagem e polimerização das bases das próteses totais. Foram utilizadas 64 amostras, divididas em quatro grupos de 16 (8 inferiores e 8 superiores) que receberam o seguinte tipo de inclusão, prensagem e processamento: a) grupo 1: incluídas em muflas de

fibra de vidro, com muralha de silicone, prensagem por uma hora e polimerização em microondas, b) incluídas em muflas metálicas, com muralha de silicone, prensagem por 12 horas e polimerização em banho de água, utilizando o ciclo de curta duração, c) grupo 3: incluídas em muflas de fibra de vidro, adaptadas para injetora de acrílico, com muralha de gesso pedra e polimerização em microondas, uma hora após a injeção no molde e d) grupo 4: incluídas em muflas metálicas, com muralha de silicone, prensagem por uma hora e polimerização em banho de água, utilizando ciclo de curta duração. O autor chegou à conclusão de que: a) todas as amostras sofreram contração após o processamento, b) a técnica com menor movimentação dos dentes artificiais foi a técnica 1, c) não se percebeu diferenças significativas entre os arcos superior e inferior, d) o tempo de prensagem, após a inclusão interferiu na movimentação dos dentes artificiais e e) a medida que apresentou maior alteração foi a distância entre os molares, com diferença estatisticamente significativa com as demais.

Tenguan et al. (2001) apresentaram um caso clínico de próteses totais duplas confeccionadas pela técnica da zona neutra e acrilizadas, unidas em oclusão com uso da mufla HH, que visa obter na prótese total um relacionamento oclusal bastante semelhante ao obtido na montagem dos dentes em cera. Os autores

relataram que com a utilização da mufla HH diminuiu-se a necessidade de remontagem em articulador das próteses totais para o ajuste oclusal, sendo exigidos apenas pequenos ajustes diretamente na boca. Observou-se, também, que não ocorreram distorções aparentes na movimentação dos dentes no plano horizontal.

Marchini et al. (2001) descreveu uma técnica de remontagem das próteses totais em articulador semi-ajustável, após instalação das próteses totais nos pacientes. O autor preconiza a remontagem no articulador, que, segundo ele, possibilita ao paciente uma melhora significativa nos aspectos funcionais e permite uma melhor visualização dos contatos oclusais interferentes, tanto em cêntrica quanto em movimento de excursão.

Carvalho et al. (2001) relatam que as alterações dimensionais na resina acrílica durante sua polimerização são bastantes comuns, tendo como uma das implicações clínicas o aumento da dimensão vertical de oclusão em próteses totais. O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência de diferentes ciclos de polimerização convencionais sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais superiores. Utilizaram-se três ciclos para polimerização de próteses totais superiores, sendo um ciclo de longo tempo, outro australiano e o último estabelecido

empiricamente. Não existiu diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados e os resultados evidenciaram um aumento médio da dimensão vertical de oclusão inferior a 0,35mm após a polimerização nos três ciclos propostos.

Shibayama (2002) investigou a alteração da posição dos dentes artificiais durante o processamento de próteses totais, utilizando as resinas de marcas comerciais QC 20 (Dentsply) e Onda Cryl (Clássico - específico de microondas), com inclusão em gesso e com muralha de silicone, polimerizadas tanto pelo método de banho por água quente, quanto pela polimerização por energia de microondas.

Foram utilizadas 40 amostras, divididas em 4 grupos de 10, que receberam os seguintes tipos de processamento.

a) grupo 1: incluídos em muflas metálicas com muralha de gesso pedra e polimerização convencional.

b) grupo 2: incluídos em muflas de fibra de vidro com muralha de gesso pedra e polimerização com microondas.

c) grupo 3: incluídos em muflas metálicas com muralha de silicone e polimerização convencional.

d) grupo 4: incluídos em muflas de fibra de vidro com muralha de silicone e polimerização por energia de microondas.

Para detecção dos deslocamentos dentais foi utilizado um guia de resina acrílica com 5 pontos pré-determinados que proporcionou pontos de referência nas réplicas que permitiram mensurar tais deslocamentos através da utilização do programa de computador AutoCad.

Com os resultados obtidos concluiu-se que: a) todas as amostras sofreram alteração da posição dos dentes após o processamento, b) a técnica com a menor movimentação dos dentes artificiais foi a técnica 4 (inclusão com muralha de silicone e polimerização por energia de microondas).

Rodrigues (2002) estudou a alteração da posição dos dentes artificiais durante a fase de acrilização das próteses totais em função do tipo de muralha de contenção utilizada. Os materiais utilizados para confecção das muralhas foram a silicone para laboratório Vip-Sil, e também a silicone para laboratório Labor Mass e o gesso pedra tipo III. O autor concluiu que: a) a alteração da posição dos dentes artificiais em função do tipo de muralha demonstraram-se insignificantes a um valor de 5% de significância estatística e b) a utilização de silicones na confecção das muralhas de contenção é justificado, pois as diferenças entre o gesso e as silicones avaliadas demonstraram insignificâncias estatísticas e as

facilidades no acabamento e polimento, além de melhor reprodutibilidade de detalhes, indicam seu emprego.

Boscato (2002) avaliaram o efeito dos métodos de polimerização sobre a movimentação dental linear em próteses totais superiores. Vinte conjuntos modelo-base de prova em cera com dentes artificiais foram separados aleatoriamente em dois grupos de dez elementos, recebendo os seguintes tratamentos experimentais: a) grupo1 – inclusão em mufla metálica com muralha de gesso pedra e polimerização convencional em água quente, e b) grupo2 – inclusão em mufla de fibra de vidro com muralha de gesso pedra e polimerização com energia de microondas. As distâncias entre os incisivos centrais, primeiros pré-molares, segundo molares, incisivo central direito e segundo molar direito e incisivo central esquerdo e segundo molar esquerdo foram mensuradas antes e após a polimerização da base, e os dados submetidos a ANOVA e ao teste de Tukey no nível de 5% de significância. Não houve diferença estatística significativa nas distâncias lineares transversais e ântero-posterior entre os dentes.

Vasconcelos et al. (2003) estudaram um ciclo alternativo de polimerização para resina acrílica de microondas, avaliando a resistência flexural, a microdureza superficial e a porosidade da resina acrílica para microondas OndaCryl quando

submetida a dois ciclos de polimerização (3 minutos a 40% da potência do forno/ 4 minutos em repouso/ 3 minutos a 90% e outro ciclo de 6 minutos a 70% eliminando o período de pausa). Concluiu-se que o ciclo alternativo permitiu a polimerização da resina com a mesma qualidade do ciclo indicado pelo fabricante quanto à resistência flexural e microdureza superficial, além de acarretar menor porosidade superficial.

Consani et al. (2003) analisaram o efeito da espera em bancada após o esfriamento da mufla na movimentação dos dentes posteriores em prótese total superior. O estudo foi realizado sob a influência da armazenagem em água à temperatura de 37°C, após o esfriamento da mufla em água e armazenagem em bancada por 3 horas. Os autores concluíram que não houve diferença estatística significativa nos valores da movimentação dental em todas as distâncias após armazenagem em água, e sob influência da espera em bancada.

Gennari Filho et al (2003a) realizaram um estudo com o propósito de investigar a movimentação dentária decorrente do processamento de próteses totais superiores, avaliando a posição relativa dos dentes artificiais das próteses totais incluídas por três diferentes métodos e submetidas à polimerização por banho de água quente. Foram confeccionadas 18 próteses totais superiores,

que foram divididas em três grupos de seis próteses, distintas de acordo com o tipo de inclusão estabelecido, que poderiam ser com muralha de gesso pedra especial, muralha de gesso tipo III e muralha de silicone. Para a padronização dos pontos realizados para as mensurações, utilizou-se um guia de resina acrílica com pontos pré-estabelecidos que permitiria demarcar sempre os mesmos pontos de referência sobre as cúspides dos dentes. Para a mensuração das medidas obtidas, foi utilizado o software AutoCad R14. Os autores obtiveram os seguintes resultados:

- 1- Todos os grupos analisados apresentaram alterações em graus diferentes.
- 2- A técnica de inclusão com muralha de gesso pedra especial demonstrou ser a que apresentou os menores valores de alterações em comparação com as outras técnicas e;
- 3- As medidas que compreendem os dentes incisivo central, segundo molar direito e segundo molar esquerdo apresentaram os maiores valores de alterações.

Neste mesmo ano (2003 b), Gennari Filho et al. Ainda utilizaram esta mesma metodologia para avaliar a movimentação dentária decorrentes da inclusão de próteses totais superiores por três métodos distintos, porém agora submetidos a polimerização por energia de microondas. Os autores obtiveram resultados que

demonstraram que todos os grupos estudados sofreram alterações em diferentes magnitudes, porém apresentaram um mesmo padrão de alteração da posição dos dentes. O grupo que foi submetido à inclusão com gesso pedra tipo III apresentou maiores valores de alterações, seguido do grupo com muralha de silicone e por fim do grupo com muralha de gesso pedra tipo IV. Observaram, ainda, que a região da prótese em que posição dos dentes foi mais afetada foi a região posterior e concluíram que a utilização da energia de microondas mostrou-se eficaz para a utilização de muralha de silicone ou gesso pedra tipo IV.

Archangelo et al. (2004) avaliou a fidelidade do AutoCad para a mensuração de distâncias lineares através de um estudo cego. Utilizou uma metodologia na qual comparava a eficácia do AutoCad em comparação com o microscópio mensurador. A partir de seus resultados concluiu que o uso do AutoCad como instrumento para a mensuração é um método confiável e seguro para distâncias lineares, de execução rápida e prática.

Zaze (2005) analisou a alteração da posição relativa dos dentes artificiais em razão do processamento de 40 próteses totais inferiores, obtidas por uma matriz de silicone pré-moldada. Na metodologia, as próteses foram divididas em quatro grupos de 10, que receberam os seguintes tratamentos: grupo 1 – inclusão em

muflas metálicas com muralha de gesso pedra tipo III e polimerização em banho de água quente; grupo 2 – inclusão em mufla de fibra de vidro com muralha de gesso pedra tipo III e polimerização em microondas; grupo 3 – inclusão em muflas metálicas com muralha de silicone e polimerização em banho de água quente e grupo 4 – inclusão em muflas de fibra de vidro com muralha de silicone e polimerização em microondas. Para os grupos 1 e 3, foi utilizada a resina acrílica QC 20 (Dentsply) e para os grupos 2 e 4, foi usada a resina acrílica Onda Ceryl (Clássico). Através de 5 pontos pré-estabelecidos nos dentes artificiais (face oclusal dos dentes 37, 47, 35, 45 e incisal do dente 41) e 3 na base das próteses (papila retromolar direita, papila retromolar esquerda e entre os incisivos centrais por lingual), foi possível estabelecer retas entre os pontos e comparar a posição dos dentes montados em cera e após o processamento das próteses. Como forma de mensuração dos pontos e obtenção das medidas, foi utilizado um método computadorizado denominado programa AutoCad, que estabeleceu os valores a serem submetidos a análise estatística. Como conclusões, os resultados demonstraram que houve alteração na posição dos dentes artificiais em todas as técnicas de processamento, com o grupo 3 apresentando os melhores resultados seguido dos grupos 4, 2 e 1.

Gennari Filho *et al.* (2005) avaliaram comparativamente, a modificação da posição relativa dos dentes artificiais de dentaduras superiores, quando as mesmas eram incluídas na mufla, somente com gesso e com gesso/silicone. Avaliou-se também se o silicone influenciava a posição dos dentes quando a cobertura dos mesmos era feita total ou parcialmente. Para tal, foram utilizados 18 réplicas obtidas de um modelo padrão e que foram divididas em três grupos de 6 espécimes cada um. Todos os procedimentos de inclusão foram realizados de forma semelhante variando apenas a inclusão ou não de silicone, sendo a resina QC 20 a eleita para tal finalidade. Para a realização das mensurações as réplicas foram submetidas a um scanner de mesa e exportadas para um programa de computação gráfica AutoCad R14 onde foram analisadas. Pelos resultados observou-se que a inclusão total com silicone ofereceu a menor alteração da posição relativa dos dentes.

Goiato *et al.* (2005) promoveram um estudo comparativo entre duas resinas acrílicas e dois sistemas de silicone utilizados para o processamento de próteses totais através de análise bidimensional da posição dos dentes artificiais. Para tanto foram confeccionadas 40 próteses superiores, com semelhanças dimensionais, através de um gabarito padrão. Essas próteses foram

divididas em 4 grupos de 10 cada, de acordo com o tipo de resina de inclusão (Vipwave, Ondacryl) e o tipo de silicone (Zetalabor, Vip-Sil) utilizado no revestimento. Foram demarcados pontos sobre os dentes, que serviram de referência para a mensuração dos segmentos (entre dentes), através do software AutoCad 2000. As mensurações foram executadas em 3 momentos: após o enceramento, após a demuflagem e após a separação dos modelos. Os resultados foram submetidos a análise de variância e ao teste de Tukey com probabilidade de 5%. Os resultados permitiram concluir que: Todos os grupos estudados sofreram alterações com um comportamento semelhante, quando se avaliou a contração de polimerização após a demuflagem, não encontrando diferenças entre os grupos. A separação do modelo da prótese apontou para T1 (resina Vipwave e silicone Zetalabor) alterações significativamente inferiores. O conjunto das alterações, após a demuflagem e após a separação, refletiu em um deslocamento significativamente menor para T2 (resina Vipwave e silicone Vipsil) em relação a T3 (resina Ondacryl e silicone Zetalabor), embora não tenham diferido significativamente dos grupos T1 e T4 (resina Ondacryl e silicone Vipsil). Todos os materiais testados apresentaram-se aceitáveis para a confecção de próteses totais, no

entanto, clinicamente, as próteses ainda requerem um bom ajuste oclusal.

Vedovatto (2005) investigou a movimentação dos dentes que ocorrem quando próteses totais são processadas com diferentes materiais e técnicas e a relação com o formato do palato. Foram confeccionadas vinte e oito réplicas de próteses totais sobre modelos maxilares com palato raso e vinte e oito réplicas para o palato profundo, idênticas quanto ao enceramento e posicionamento dos dentes. As próteses foram divididas em oito grupos com sete espécimes cada, de acordo com a resina utilizada, o material utilizado para a inclusão em mufla e o tipo de palato. Foram demarcados pontos sobre os dentes que serviram de referência para as mensurações através do software AutoCad 2005. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados, porém quando a análise ocorreu num contexto geral, diferença estatisticamente significativa foi observada para as variáveis, formato de palato e material de inclusão. O autor concluiu que o formato do palato influencia nas alterações de posições dos dentes artificiais, sendo que o palato profundo sofreu alterações dentais significativamente inferiores que o palato raso; as próteses incluídas com silicone apresentaram alterações significativamente superiores às incluídas com gesso; a

região posterior das próteses apresentou maiores alterações em relação à região anterior.

Mazaro (2005) estudou a relação existente entre os métodos de processamento das resinas acrílicas e a espessura das bases de resinas das dentaduras. Sendo assim, o propósito desse trabalho foi avaliar a movimentação dentária que ocorre durante o processamento de próteses totais maxilares com três diferentes espessuras de base, frente a dois métodos de inclusão e submetidas à polimerização por microondas. Quarenta e duas (42) amostras foram aleatoriamente divididas em 6 grupos de 7 amostras cada, respeitando, evidentemente, a espessura da base (1,25 mm - 2,50 mm - 3,75 mm) e o tipo de revestimento em mufla (silicone e gesso pedra). Pontos foram demarcados sobre os dentes artificiais para permitir a mensuração das amostras através do software AutoCad. A diferença das médias dos segmentos entre o modelo encerado e demuflado de cada grupo foi submetida à análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey. De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que: todas as técnicas de processamento juntamente com as diferentes espessuras de base de prótese total avaliadas apresentaram alteração na posição dos dentes artificiais após o processamento. A técnica de inclusão com barreira de silicone foi a que apresentou as maiores alterações dimensionais,

independentemente da espessura. Independente do tipo de inclusão, dentaduras com bases mais finas apresentaram maior alteração dimensional na posição dos dentes do que próteses com base espessa ($p < 0,059$). As próteses totais com espessura da base intermediária (2,50mm) mostraram um aumento da distância (expansão) entre os pontos analisados, apresentando um comportamento de alteração dimensional oposto aos demais grupos analisados. O presente estudo também analisou, com profundidade, o entendimento e a reflexão sobre a metodologia empregada.

3

Proposição



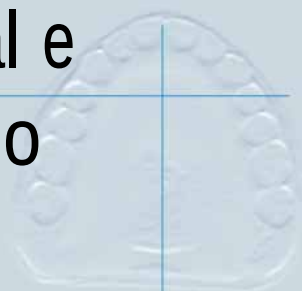


3 P_{ro}posição

Este estudo visou avaliar, comparativamente, duas técnicas de inclusão de próteses totais superiores através da aplicação isolada de gesso; gesso e barreira de silicone com polimerização em banho de água quente e por energia de microondas desde a fase de enceramento até o polimento, analisando as alterações das posições dos dentes artificiais através de computação gráfica.

4

Material e Método





4 Material e Método

4.1 Materiais:

01. aparelho de microondas de 800W (Sanyo da Amazônia)
02. cera rosa nº07 (Polidental Indústria e Comércio Ltda)
03. computador pentium II 650 mhz/ 128 mb de memória ram, 20 gb de disco rígido
04. dentes artificiais de resina acrílica tamanho padronizado 2D – 30M (Dentsply Ind.e Com.)
05. gesso comum (Vigodent)
06. gesso pedra tipo III (Vigodent)
07. isolante para resina acrílica (SS White Artigos dentários)
08. muflas metálicas (Uraby produtos Odontológicos)
09. muflas para microondas (Artigos Odontológicos Clássico)
10. prensa hidráulica de bancada (Delta Máquinas especiais)
11. programa AutoCad R 14 (AutoDesk Inc, USA).
12. resina acrílica ativada termicamente – QC 20 (Dentsply)
13. resina acrílica específica para microondas – OndaCryl (Artigos Odontológicos Clássico)
14. scanner (Scan Jet 6100 C – Hewlett Packcard)
15. silicone para duplicação (Silibor)

16. silicone para inclusão (Zermak Titanium)

4.1.1 Preparo da matriz para obtenção dos modelos

Para a parte experimental deste trabalho foi necessário um modelo de gesso do arco maxilar superior, obtido através da moldagem de um paciente desdentado total e em seguida, vazado com gesso pedra tipo III (Herodent Vigodent). Baseado neste modelo uma matriz de silicone industrial foi confeccionada para produzir 40 modelos de trabalho similares.

4.1.2 Confeção da matriz para obtenção dos padrões de cera

Sobre um dos modelos de gesso obtido, foi confeccionada a base de prova, montados os dentes artificiais, e todos os demais procedimentos para obtenção de uma prótese total superior. Com a finalidade de padronizar o tamanho, espessura, bem como repetir o perfeito posicionamento dos dentes em todas as amostras, foi confeccionada sobre a prótese superior padrão, uma matriz de silicone (Figura 1), que permitia o posicionamento dos dentes artificiais (Figura 2) e verter a cera rosa nº 07 liquefeita, no interior do molde (Figura 3). O modelo, previamente preparado foi posicionado e pressionado na matriz até que se acomodasse perfeitamente em seu sítio, sendo mantido sobre pressão. Após o endurecimento da cera, a réplica foi removida para a eliminação dos

excessos de cera e para o acabamento final. Foram obtidos 40 modelos (Figura 4).



FIGURA 1- Matriz de silicone com escapes para a saída da cera fluida.

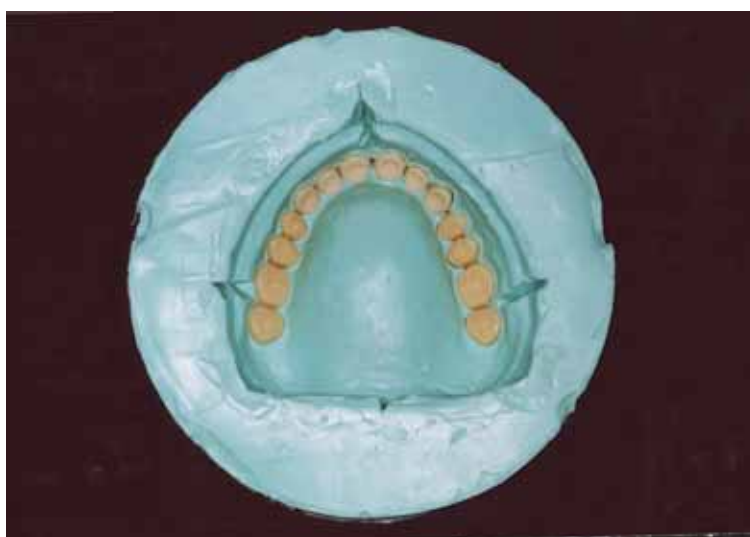


FIGURA 2- Dentes artificiais posicionados na matriz de silicone.



FIGURA 3 – Molde com a cera fundida



FIGURA 4- Réplica em cera da dentadura padrão

4.1.3 Pontos de mensuração

Inicialmente foi determinado na dentadura padrão, sobre as cúspides dos dentes, pontos que serviram como referência para a mensuração (**Figura 5, 6a e 6b**). Sobre esta foi construído um guia, de resina acrílica, perfurado nos pontos previamente demarcados permitindo, dessa forma, a transferência desses pontos para as réplicas. Os pontos perfurados foram reforçados com grafite nº0,5 para melhor evidência durante o scaneamento da imagem e posterior transferência para o programa AutoCad.

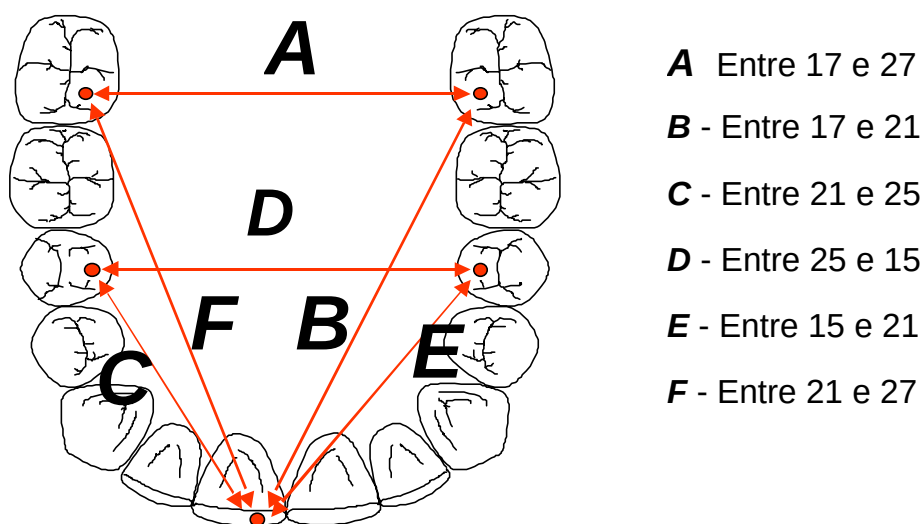


FIGURA 5 –Esquema oclusal da dentadura padrão com os pontos demarcados



FIGURA 6a - Guia posicionado sobre a dentadura padrão.

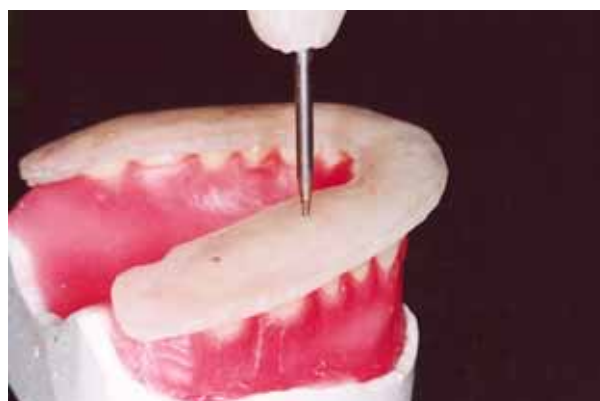


FIGURA 6b - Guia reposicionado sobre a réplica (marcação/transferência dos pontos a serem mensurados).

4.1.4 Técnica de mensuração dos pontos através do programa AutoCad

Cada réplica, foi digitalizada no scanner de mesa (Scan Jet 6100C – Hewlett Packard) e exportada para o programa AutoCad R 14 (Autodesk Inc, USA).

Durante o procedimento de digitalização, um bloco metálico de 1x1 cm foi associado a cada modelo para, permitir a fixação de um valor real (1x1 cm) em cada modelo, favorecendo o redimensionamento do mesmo e a mensuração bidimensional das distâncias através do AutoCad. (Figura 7 e 8)

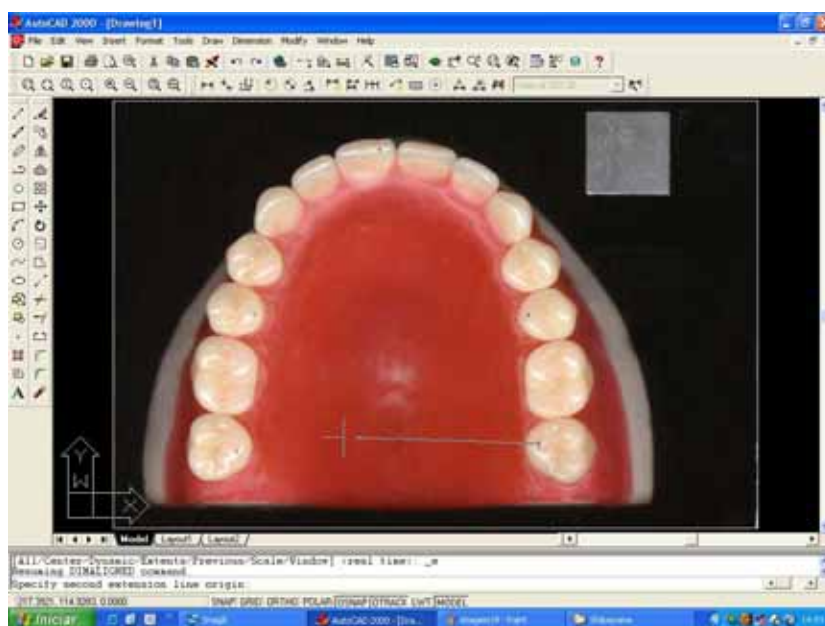


FIGURA 7 – Início da mensuração bidimensional

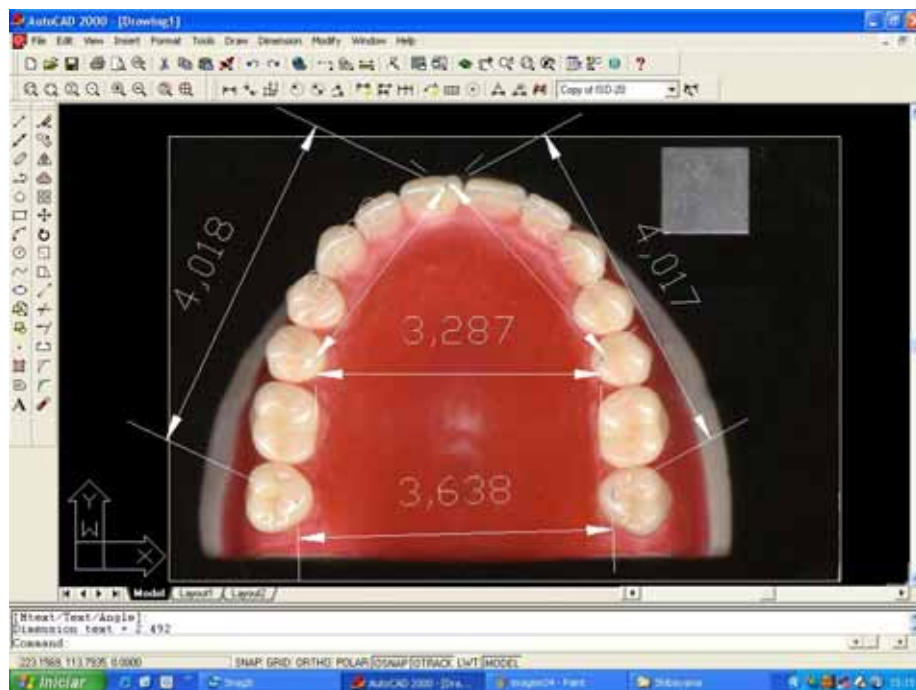


FIGURA 8 – Mensuração final executada através do Autocad

Além disso, a possibilidade de digitalizar diversos modelos em curto intervalo de tempo pôde evitar a distorção da cera/resina, assim como favorecer o aumento da amostragem. As mensurações de cada modelo, foram realizadas três vezes para se obter uma média reduzindo a margem de erro.

4.1.5 DIVISÃO DOS GRUPOS

Foram utilizadas 40 amostras, divididas em quatro grupos de 10 que receberam os seguintes processamentos:

- a) Grupo I: incluídos em muflas metálicas com muralha de gesso pedra e polimerização convencional.
- b) Grupo II: incluídos em muflas de fibra de vidro com muralha de gesso pedra e polimerização em microondas.
- c) Grupo III: incluídos em muflas metálicas com muralha de silicone e polimerização convencional.
- d) Grupo IV: incluídos em muflas de fibra de vidro com muralha de silicone e polimerização em microondas.

4.1.6 MENSURAÇÕES

As mensurações foram feitas nas seguintes fases:

- 1) imediatamente após a obtenção da réplica encerada
- 2) 4 horas após o enceramento
- 3) imediatamente após a demuflagem
- 4) 4/ 8/ 24 horas após a demuflagem
- 5) imediatamente após a separação da prótese total superior do modelo de gesso
- 6) 4/ 8/ 24 horas após a separação da prótese total superior do modelo de gesso

7) imediatamente após o acabamento e o polimento da prótese total superior

4.1.7 INCLUSÃO DAS RÉPLICAS

Inclusão com muralha de gesso: O modelo foi fixado através de sua base, na parte inferior da mufla com gesso comum (Herodent Vigodent). Em seguida, após a adaptação da contra mufla, foi vertido gesso pedra tipo III até que houvesse o recobrimento das superfícies oclusais e incisais dos dentes. Após a presa do gesso, completou-se com gesso comum e a mufla foi fechada sob pressão média de 1000Kg, em prensa hidráulica.

Inclusão com muralha de silicone: Executamos a mesma técnica supra citada diferenciada unicamente pela aplicação de uma camada de silicone ao redor dos dentes e sobre a base da dentadura, procurando estabelecer a mesma espessura do material em toda cobertura.

4.1.8 ELIMINAÇÃO DA CERA

A eliminação da cera dos grupos 2 e 4 foi feita com o auxílio do forno de microondas (Sanyo da Amazônia), seguindo as instruções do fabricante da resina OndaCryl (Artigos Odontológicos Clássico). As muflas foram fechadas e parafusadas e levadas ao forno de microondas por 2 minutos a uma potência de 80% para

eliminação inicial da cera. Em seguida, abrimos as muflas retirando-se a cera derretida e com auxílio de uma escova de dentes, detergente e água quente eliminou-se totalmente os resíduos de cera. A mufla foi fechada com um chumaço de algodão interposto e novamente levada ao forno de microondas por um minuto em potência máxima para a limpeza final. Os mesmos procedimentos executados na primeira etapa foram repetidos neste momento. As muflas foram deixadas abertas para que ocorresse a eliminação do excesso de umidade e resfriamento antes da execução dos passos subsequentes.

A eliminação da cera para os grupos 1 e 3 foi executada de maneira convencional. As muflas metálicas permaneceram por um tempo de 3 a 5 minutos em água fervente para que ocorresse a plastificação da cera, em seguida abertas e os resíduos de cera retirados com auxílio de água fervente, escova de dentes, detergente. Após a remoção total da cera foram deixadas abertas para que ocorresse a eliminação do excesso de umidade e resfriamento.

Após o resfriamento e secagem todas as superfícies expostas do gesso foram isoladas com isolante para resina (Cel Lac).

4.1.9 INCLUSÃO DA RESINA E PROCEDIMENTO DE POLIMERIZAÇÃO

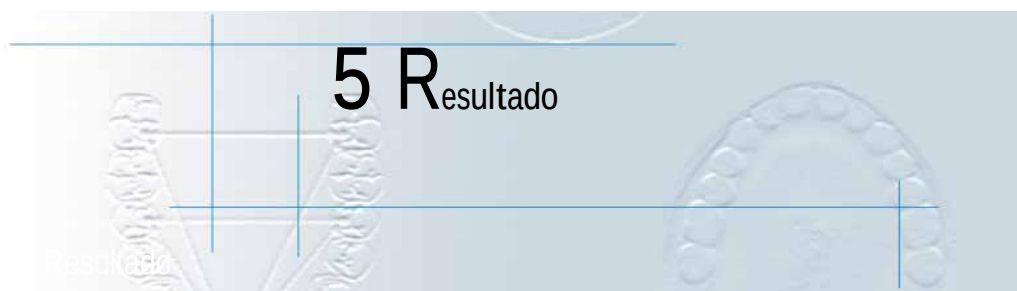
Nos Grupos I e III, a inclusão foi feita com resina QC 20 (Dentsply) e termopolimerizadas, utilizando o ciclo de polimerização indicado pelo fabricante (20 minutos em água fervente). Nos Grupos II e IV a inclusão foi realizada com a resina OndaCryl (Artigos Odontológicos Clássico), polimerizada por energia de microondas, com ciclo de polimerização preconizado pelo fabricante da resina especial para uso em microondas, sendo: 1º) 3 minutos com 40% de potência, 2º) 4 minutos em repouso e 3º) 3 minutos com potência de 90%. Isto para um microondas de 800 Watts de potência.

Terminado o processo de polimerização as muflas permaneceram sobre a bancada até seu completo resfriamento, quando foram abertas para a execução das mensurações, de acordo com o item 4.1.4 (técnica de mensuração dos pontos através do AutoCad).

5

Resultado





O tratamento estatístico utilizado foi a ANOVA (ANÁLISE DE VARIÂNCIA) Two-way. O programa estatístico utilizado para o lançamento e análise dos dados foi o SAS (System Analysis Statistical) versão 8.0 do SAS Institute Inc. O nível de significância foi de 5%.

Verificou-se que quando comparados os segmentos nos grupos separadamente, o grupo 4 (silicone/microondas) apresentou as menores diferenças estatísticas de alteração da posição dos dentes quando comparados com o modelo encerado inicial (Tabela 4). Por outro lado, o grupo 1 (gesso/polimerização convencional) apresentou valores maiores que todos os demais grupos (Tabela 1).

No grupo1 (gesso/polimerização convencional) observou-se que para o segmento A e F houve diferença estatística significativa a partir da fase POLI4 (polimerizado 4 horas), os segmentos B, C e D apresentaram diferença a partir da fase POLI (polimerizado), o segmento E não apresentou diferença estatística significativa entre as fases. (tabela 1 e gráfico 1)

No grupo 2 (gesso/microondas) observa-se que nos segmentos A, B, C, D e F existe diferença estatística significativa a partir da fase POLI4 (polimerizado 4 horas), sendo que o segmento E não apresentou diferença estatística significativa. (tabela 2 e gráfico 2)

No grupo3 (silicone/pol.conv.) observou-se que para os segmentos A, C e D houve diferença estatisticamente significativa nas fases SEP (separado do modelo) e POLIDO (após o polimento). No segmento "A" houve diferença nas fases SEP e POLIDO, no segmento F houve diferença somente na fase POLIDO. (tabela 3 e gráfico 3)

No grupo4 (silicone/microondas) os segmentos A e D apresentaram diferença estatística significativa na fase SEP (separado do modelo). Os segmentos B e C e F não apresentaram diferença estatística significativa.

Os segmentos A, e D apresentaram diferença estatística significativa na fase SEP (separado do modelo). O segmentos B, C, D, E e F não apresentaram diferença estatística significativa em nenhuma das fases. (tabela 4 e gráfico 4)

Tabela 1 – tabela das médias para o grupo 1 dos segmentos a/b/c/d/e/f (muralha de gesso/polimerização convencional) - * letras iguais (sem diferença estatística) e letras diferentes (com diferença estatística significativa).

	Segmento a	Segmento b	Segmento c	Segmento d	Segmento e	Segmento f
Encerado	4,42282 (A)	4,39934 (A)	2,98756 (A)	3,68153 (A)	2,78781 (A)	4,25515 (A)
Encerado 4 horas	4,40070 (A)	4,37073 (A)	2,95724 (A)	3,65047 (A)	2,76296 (A)	4,21993 (A)
Polimerizado	4,37336 (A)	4,34582 (B)	2,94683 (A)	3,63707 (B)	2,76537 (A)	4,20741 (A)
Polimerizado 4 horas	4,32616 (B)	4,29738 (B)	2,91347 (B)	3,58355 (B)	2,75998 (A)	4,15478 (B)
Polimerizado 8 horas	4,30218 (B)	4,27929 (B)	2,90086 (B)	3,57674 (B)	2,71528 (A)	4,14244 (B)
Polimerizado 24 horas	4,36906 (A)	4,33019 (B)	2,93984 (B)	3,62618 (B)	2,75384 (A)	4,19755 (B)
Separado	4,30417 (B)	4,26902 (B)	2,88521 (B)	3,56679 (B)	2,72109 (A)	4,15002 (B)
Separado 4 horas	4,29208 (B)	4,30230 (B)	2,91353 (B)	3,58349 (B)	2,78625 (A)	4,15663 (B)
Separado 8 horas	4,30218 (B)	4,27929 (B)	2,90086 (B)	3,56874 (B)	2,71528 (A)	4,14244 (B)
Separado 24 horas	4,33899 (B)	4,31597 (B)	2,92550 (B)	3,60075 (B)	2,72780 (A)	4,16570 (B)
polido	4,33972 (B)	4,31434 (B)	2,92464 (B)	3,61168 (B)	2,75042 (A)	4,18207 (B)
Mínima diferença estatística significativa	0,0682	0,043	0,0394	0,0427	0,1094	0,0492

Tabela 2 – tabela das médias dos segmentos para o grupo 2 dos segmentos a/b/c/d/e/f (muralha de gesso/polimerização por energia de microondas)

	Segmento a	Segmento b	Segmento c	Segmento d	Segmento e	Segmento f
Encerado	4,42380 (A)	4,39975 (A)	2,99331 (A)	3,67300 (A)	2,77761 (A)	4,24355 (A)
Encerado 4 horas	4,41202 (A)	4,38202 (A)	2,98052 (A)	3,67516 (A)	2,77680 (A)	4,21579 (A)
Polimerizado	4,38774 (A)	4,36314 (A)	2,96290 (A)	3,64715 (A)	2,75917 (A)	4,20965 (A)
Polimerizado 4 horas	4,34509 (B)	4,32246 (B)	2,92738 (B)	3,60558 (B)	2,73192 (A)	4,16099 (B)
Polimerizado 8 horas	4,32402 (B)	4,30019 (B)	2,91523 (B)	3,58553 (B)	2,81835 (A)	4,13687 (B)
Polimerizado 24 horas	4,34011 (B)	4,31384 (B)	2,93030 (B)	3,60396 (B)	2,72659 (A)	4,15498 (B)
Separado	4,35905 (B)	4,32383 (B)	2,93695 (B)	3,59574 (B)	2,72209 (A)	4,15918 (B)
Separado 4 horas	4,31009 (B)	4,29501 (B)	2,91288 (B)	3,57067 (B)	2,70861 (A)	4,13016 (B)
Separado 8 horas	4,30513 (B)	4,28295 (B)	2,90270 (B)	3,55757 (B)	2,69763 (A)	4,12552 (B)
Separado 24 horas	4,33038 (B)	4,32212 (B)	2,92467 (B)	3,58468 (B)	2,72172 (A)	4,15330 (B)
polido	4,34418 (B)	4,34111 (B)	2,94357 (B)	3,60272 (B)	2,73438 (A)	4,16760 (B)
Mínima diferença estatística significativa	0,0596	0,0576	0,0452	0,0458	0,1532	0,0555

Tabela 3 – tabela das médias para o grupo 3 dos segmentos a/b/c/d/e/f (muralha de silicone/polimerização convencional)

	Segmento a	Segmento b	Segmento c	Segmento d	Segmento e	Segmento f
Encerado	4,35634 (A)	4,32683 (A)	2,92895 (A)	3,62264 (A)	2,72357 (A)	4,16784 (A)
Encerado 4 horas	4,30670 (A)	4,27735 (A)	2,89485 (A)	3,58233 (A)	2,69234 (A)	4,12032 (A)
Polimerizado	4,34102 (A)	4,30445 (A)	2,91314 (A)	3,60910 (A)	2,70591 (A)	4,14746 (A)
Polimerizado 4 horas	4,31558 (A)	4,28690 (A)	2,90437 (A)	3,58590 (A)	2,70136 (A)	4,14263 (A)
Polimerizado 8 horas	4,34324 (A)	4,31909 (A)	2,91636 (A)	3,60996 (A)	2,70476 (A)	4,15875 (A)
Polimerizado 24 horas	4,34045 (A)	4,30268 (A)	2,91706 (A)	3,61319 (A)	2,68255 (A)	4,16551 (A)
Separado	4,26546 (B)	4,24433 (A)	2,86729 (B)	3,56148 (B)	2,68164 (A)	4,09672 (A)
Separado 4 horas	4,33345 (A)	4,30960 (A)	2,92380 (A)	3,60938 (A)	2,72194 (A)	4,15635 (A)
Separado 8 horas	4,28569 (B)	4,27756 (A)	2,90038 (A)	3,58681 (A)	2,68629 (A)	4,11302 (A)
Separado 24 horas	4,33121 (A)	4,27160 (A)	2,90112 (A)	3,62908 (A)	2,69853 (A)	4,13723 (A)
polido	4,25582 (B)	4,23493 (B)	2,86533 (B)	3,54790 (B)	2,66415 (A)	4,07980 (B)
Mínima diferença estatística significativa	0,0628	0,0847	0,0597	0,0545	0,0796	0,08

Tabela 4 – tabela das médias para o grupo 4 dos segmentos a/b/c/d/e/f (muralha de silicone/polimerização por energia de microondas)

	Segmento a	Segmento b	Segmento c	Segmento d	Segmento e	Segmento f
Encerado	4,31082 (A)	4,30095 (A)	2,92318 (A)	3,59512 (A)	2,72628 (A)	4,15367 (A)
Encerado 4 horas	4,31475 (A)	4,29446 (A)	2,92031 (A)	3,60193 (A)	2,72264 (A)	4,15483 (A)
Polimerizado	4,31618 (A)	4,31416 (A)	2,92669 (A)	3,59876 (A)	2,72988 (A)	4,15546 (A)
Polimerizado 4 horas	4,28633 (A)	4,28495 (A)	2,90945 (A)	3,56718 (A)	2,71295 (A)	4,13398 (A)
Polimerizado 8 horas	4,29503 (A)	4,26936 (A)	2,89408 (A)	3,56544 (A)	2,84984 (A)	3,97865 (A)
Polimerizado 24 horas	4,28799 (A)	4,25573 (A)	2,89839 (A)	3,56768 (A)	2,70390 (A)	4,12300 (A)
Separado	4,24089 (B)	4,24366 (A)	2,87811 (A)	3,54059 (B)	2,68463 (A)	4,09665 (A)
Separado 4 horas	4,25503 (A)	4,25664 (A)	2,88272 (A)	3,56913 (A)	2,71535 (A)	4,10873 (A)
Separado 8 horas	4,26878 (A)	4,25178 (A)	2,88553 (A)	3,56067 (A)	2,69890 (A)	4,10694 (A)
Separado 24 horas	4,27340 (A)	4,25537 (A)	2,88660 (A)	3,55694 (A)	2,68793 (A)	4,10410 (A)
polido	4,31958 (A)	4,31467 (A)	2,92564 (A)	3,60394 (A)	2,72990 (A)	4,15427 (A)
Mínima diferença estatística significativa	0,0618	0,0656	0,0461	0,0514	0,1998	0,2126

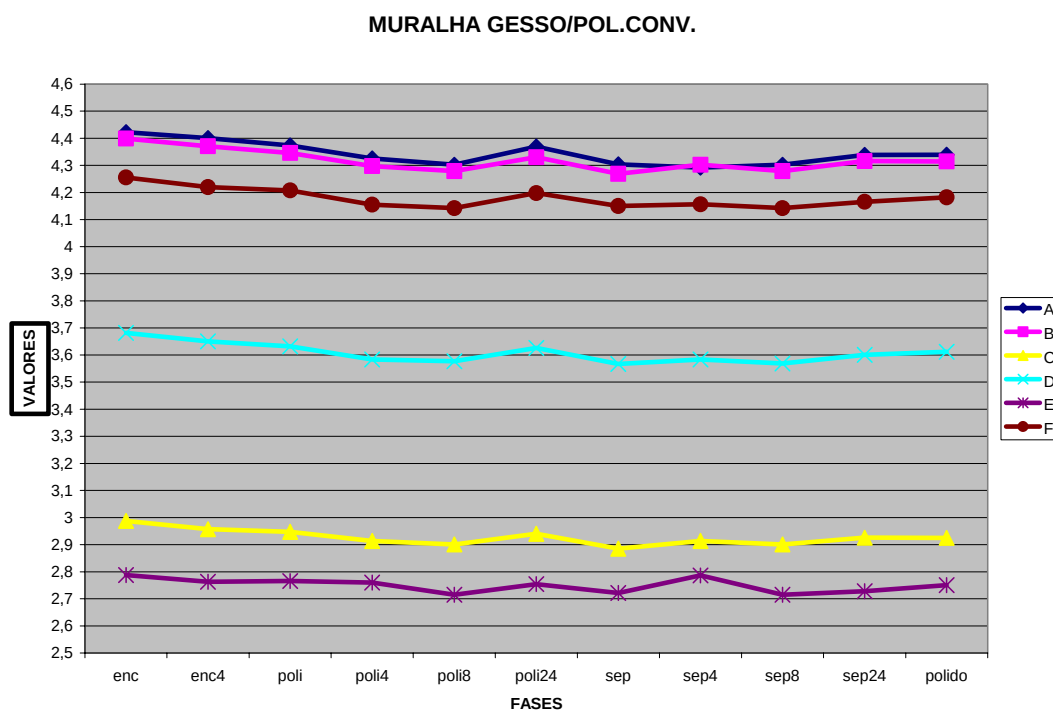


GRÁFICO 1 – TÉCNICA DE INCLUSÃO COM GESSO E POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL
(GRUPO1)

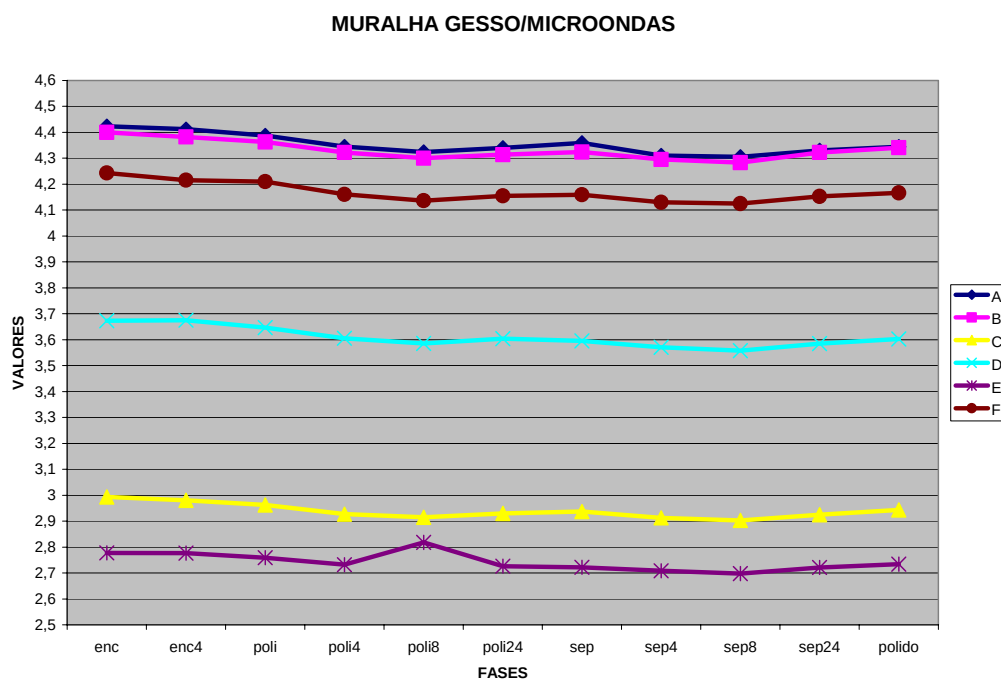


GRÁFICO 2 – TÉCNICA DE INCLUSÃO COM GESSO E POLIMERIZAÇÃO POR
MICROONDAS (GRUPO 2)

MURALHA SILICONE/POL.CONVENCIONAL

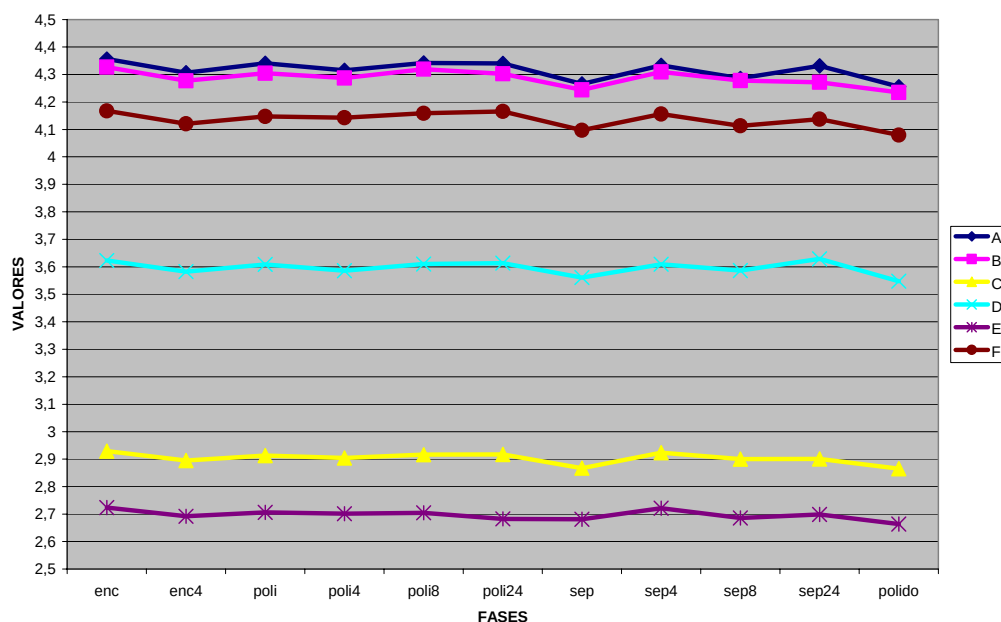


GRÁFICO 3 – TÉCNICA DE INCLUSÃO COM SILICONE E POLIMERIZAÇÃO CONVENCIONAL
POR BANHO DE ÁGUA QUENTE (GRUPO3)

MURALHA SILICONE/MICROONDAS

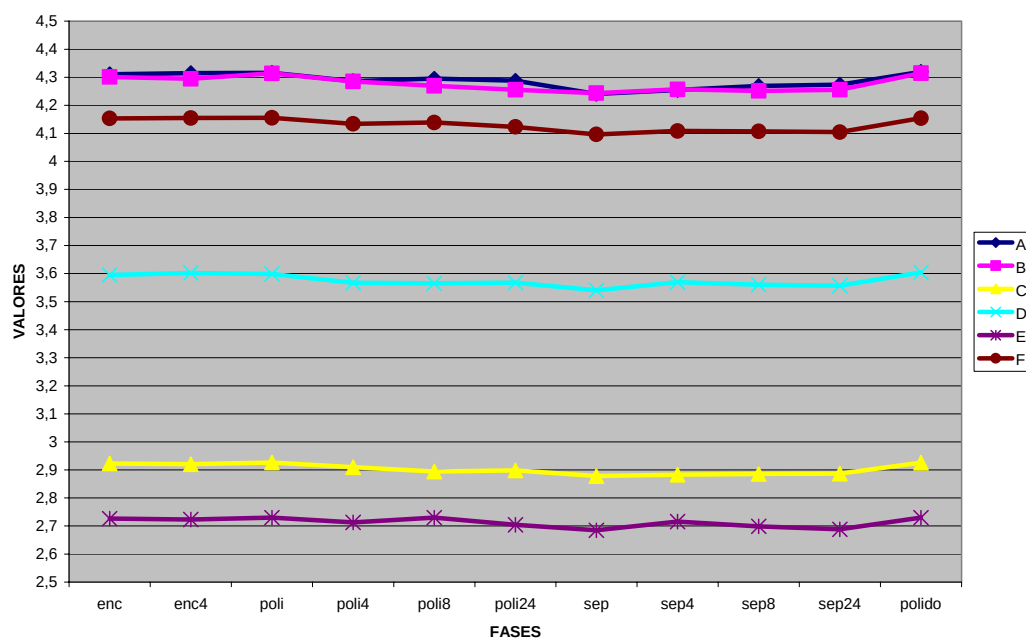


GRÁFICO 4 – TÉCNICA DE INCLUSÃO COM SILICONE E POLIMERIZAÇÃO POR MICROONDAS
(GRUPO 4)

6

Discussão





6 Discussão

Diversas técnicas de processamento de próteses totais são utilizadas atualmente, tais como: técnica de inclusão com gesso ou muralha de silicone e polimerização por banho de água quente ou por energia de microondas, sendo a técnica de inclusão com gesso, compressão do molde e polimerização por banho de água quente, a mais antiga dentre elas e a mais utilizada. Foi observado nesta técnica ao longo dos anos, que após a polimerização e antes da separação do modelo, este deveria ser remontado em articulador para corrigir e prevenir erros provenientes da alteração dimensional ocorrida após o processamento das dentaduras. Quando o monômero de metilmetacrilato é polimerizado para formar o poli (metilmetacrilato), a densidade da massa altera-se de 0,94 a 1,119 g/cm³. Esta alteração em densidade resulta em uma contração volumétrica de 21%. Quando uma resina termoativada convencional é misturada na proporção pó:líquido recomendada, cerca de um terço da massa resultante é líquida. Conseqüentemente, a contração volumétrica exibida pela massa polimerizada deveria ser de aproximadamente 7%. Talvez haja várias razões para um

material exibindo tão alta contração volumétrica poder ser usado para produzir dentaduras clinicamente satisfatórias. Parece que a contração exibida por esses materiais é uniformemente distribuída por toda a superfície. Por isso, a adaptação da base aos tecidos subjacentes não é significativamente afetada, uma vez que o material seja manipulado corretamente. Além da contração volumétrica, pode-se também considerar os efeitos da contração linear. A contração linear exerce um efeito significativo na adaptação da placa-base aos tecidos subjacentes e na intercuspidação dos dentes. Por convenção, os valores de contração linear são determinados medindo-se a distância entre dois pontos de referência predeterminados na região dos segundo molares de uma dentadura total. Após a polimerização da placa-base de resina e remoção da prótese do modelo, a distância desses pontos de referência é medida mais uma vez. A diferença entre as medidas de pré e pós polimerização é registrada como contração linear. Quanto maior for a contração linear, maior será a discrepância observada na adaptação da dentadura. Baseada na contração volumétrica projetada de 7%, uma resina para dentadura deveria exibir uma contração linear de aproximadamente 2%. Desde Swenson (1948) até hoje, é preconizado o ajuste oclusal após a polimerização, tendo em vista a frequência com que ocorrem as modificações na posição

relativa dos dentes. Saizar (1972), Pomílio et al. (1996) e Escanhuela et al. (2000) e Tengan et al. (2001), citam a importância da remontagem no articulador e ajuste oclusal das próteses totais em seus trabalhos.

A movimentação dos dentes artificiais durante o processo de inclusão e polimerização é difícil de se controlar, pois inúmeros fatores agem em conjunto para que ocorram essas alterações dimensionais, como as características intrínsecas dos materiais, contração de polimerização, perda e sorção de água, tempo e métodos de polimerização, influência da forma do palato, tipo de polimento utilizado, efeito do tempo pós-prensagem, fechamento correto das muflas, tipo de prensa utilizada e tensões decorrentes do processamento. Diversos autores justificam que a movimentação dos dentes artificiais é devido a contração da resina acrílica (SKINNER, 1951), a expansão higroscópica do gesso de preenchimento da mufla, a alteração das propriedades físico-químicas da resina acrílica (WOELFEL et al. 1960), a estocagem da prótese total em cera (VIEIRA, 1960), ao método empregado para completar a mufla (DALZOTTO, 1966), e ao não fechamento correto da mufla (VILLA, 1969). Além desses estudos, existem aqueles que pesquisaram a movimentação dos dentes artificiais através da análise do aumento da dimensão vertical de oclusão pré-

determinada (SAIZAR, 1950; WOELFEL, 1960; VILLA, 1969; POMÍLIO et al., 1996; MORALES, 2002).

Estas alterações da posição dos dentes artificiais após a polimerização das próteses totais observadas por diversos autores, instigaram os pesquisadores para que viabilizassem soluções para minimizá-las. O ajuste oclusal por desgaste foi uma das primeiras soluções encontradas para estas alterações (SWENSON, 1948), ou ainda os escapes internos no gesso de inclusão para permitir alojamento da resina acrílica que dilata-se ao esquentar-se (ALDROVANDI, 1956; LERNER e PFEIFFER, 1964; LE PERA, 1968). A utilização da muralha de silicone na inclusão de próteses totais (MARCROFT et al., 1961); os estudos sobre o método de polimerização por energia de microondas, o qual foi chamado na época de método de polimerização dielétrica (NISHII, 1968), comparações dos métodos de inclusão com muralha de gesso e muralha de silicone (TUCKER e FREEMAN, 1971), foram estudos que precederam as atuais pesquisas.

A partir desses primeiros trabalhos, outros foram desenvolvidos com o intuito de melhorar as técnicas de inclusão e polimerização das próteses totais, com os novos materiais, destacando-se dentre elas as pesquisas de Muench e Ueti (1974), Zani e Viera (1979), Mainieri et al. (1980), Anusavice (1996),

Barnabé (2000), Shibayama (2002), e Gennari Filho et al.(2003a, 2003b) que compararam muralhas de gesso e muralhas de silicone, ou diferentes tipos de gesso (ZAKHARI, 1976). No presente estudo, pelo exame dos gráficos 1, 2, 3 e 4 que representam as diferentes técnicas de inclusão para os diferentes tempos analisados, observamos em todos eles que o ponto inicial no gráfico mostra-se sempre mais alto do que o final caracterizando, portanto, uma contração linear desde a fase da prótese encerada até o polimento final. Estes resultados são semelhantes àqueles obtidos por Muench e Ueti (1974), Salles (2000), Barnabé (2000), Goiato (2000), Nadin (1999), Shibayama (2002) e Gennari Filho et al. (2003^a, 2003b). Independentemente disso podemos observar que nas várias fases ocorrem alterações diferentes indicando movimentação dentária ora contraindo, ora expandindo.

Na comparação entre os gráficos correspondentes à **inclusão com gesso** (gráfico 1 – muralha de gesso/pol. Convencional) e (gráfico 2 – muralha de gesso/pol, microondas) podemos observar que as alterações, mesmo que diferentes, seguem mesmo padrão caracterizados por contrações lineares (encerado até polimerizados 4 e 8 horas) seguidos por uma expansão que envolve as fases de polimento das próteses, podendo estender-se até a fase onde se inicia a separação (gráfico 2 - muralha de gesso/pol, microondas). A

partir daí observa-se que tanto no gráfico 1 (muralha de gesso/pol. Convencional) como no gráfico 2 (muralha de gesso/pol. microondas), as fases que apresentam variação visual dos segmentos estão localizadas entre “poli 8” e “sep”, correspondentes às fases de 8 horas após a polimerização e separação inicial da prótese do modelo.

Pela análise dos segmentos dos gráficos 1 e 2 observa-se que as próteses, de uma forma geral, iniciam com uma contração sofrendo a seguir um pico de expansão e retornando aos padrões iniciais somente nas fases em que se iniciam a separação dos modelos, mantendo-se com certa uniformidade até a fase de polimento. Estas alterações, características nos gráficos 1 e 2, podem estar relacionadas à liberação de tensões tardias a partir da quarta hora após a polimerização. Nadin (1999), observou que a tendência de movimentação dos dentes nem sempre é representada para um determinado lado, pelo contrário, pode sofrer movimentações aleatória tanto para vestibular quanto para lingual. Os nossos resultados mostram certo antagonismo, pois é nítido que a cada fase do processamento das próteses as variações dos segmentos seguem relativa uniformidade, como podem ser observadas nos gráficos.

Se compararmos, nestes gráficos (1 e 2) a fase de “poli4” com a fase de polimento notamos uma proximidade muito grande entre seus valores numéricos o que caracteriza uma expansão final com tendência à recuperação.

Quando observamos os gráficos 3 e 4 correspondentes à **inclusão com barreira de silicone** observamos que desde a fase inicial até a fase final do enceramento (“enc” e “enc 4”) ocorre contração limitada exclusivamente a estas fases e a seguir inicia-se a expansão (gráfico3) ou a manutenção com ligeiras alterações (gráfico 4) até a fase de polimento 24 horas (“poli 24”).

A análise comparativa dos grupos cujas inclusões foram realizadas com gesso unicamente e aqueles cujas inclusões foram feitas com barreira de silicone mostram alterações diferentes, independentemente do ciclo de polimerização utilizado. Podemos dizer que até esta fase, os modelos incluídos com gesso unicamente contraíram mais do que aqueles que foram incluídos com barreira de silicone e que isto talvez, possa ser explicado em função da ligeira resiliência do silicone que compensaria a expansão do gesso, não permitindo grandes movimentos dentais. Além disso, o menor volume de gesso, em função da presença da barreira de silicone geraria menor força de expansão, impedindo que os dentes artificiais se movessem no interior da mufla. Esta afirmação pode

estar correlacionada com a pesquisa de Bombonatti et al. (1978) que utilizaram uma camada plástica de espuma para o forramento interno das muflas com o intuito de diminuir as alterações decorrentes do processo de inclusão e polimerização. No entanto, nossos resultados são conflitantes com aqueles obtidos por Mainieri et al. (1980), que observaram maior aumento na dimensão vertical de oclusão no grupo em que se utilizou o revestimento de silicone ou ainda, as conclusões de Boscato (2002) que não encontrou diferenças significantes entre os dois tipos de inclusão.

A nossa pretensão neste estudo, foi a de observar o comportamento das resinas acrílicas desde a fase de enceramento até o polimento final. Apesar das variações que podem ser observadas nas diversas fases, existe a constatação de uma recuperação maior ou menor, dependente do tipo de inclusão mas que, de uma forma geral, representam alterações de valores que podem ser considerados muito pequenos. Isto talvez tenha levado alguns autores a não considerar estas diferenças como algo significativo embora sua repercussão no relacionamento interdental tenha reflexos que devam ser considerados.

Se compararmos os gráfico 1 e 3, ambos com **polimerização em banho de água quente**, notamos características que indicam alterações maiores ou menores em fases distintas, mostrando uma

fase de maior contração no gráfico 1 (“enc” até “poli8”) enquanto que no gráfico 3 a contração se restringe à fase de enceramento. É importante notar, como cita Vieira (1960), os cuidados que devem ser tomados durante o manejo da cera em virtude da contração inerente ser significativa e representativa de futuros contatos prematuros durante a inter-relação dental.

É importante notar que, enquanto no gráfico 1 ocorre contração, no 3 prevalece a manutenção ou a expansão que vai até os limites da polimerização após 24 horas. Se nestes dois gráficos esta representada a polimerização em água quente e os mesmos divergem com relação aos tipos de alterações resta-nos entender que estas são decorrentes quase que exclusivamente do tipo de inclusão, se com gesso ou barreira de silicone. Apesar das distintas alterações, no final as mesmas se equivalem.

Quando analisamos os gráficos 2 e 4, ambos representantes da **polimerização por microondas**, apesar das diferenças inerentes a cada um (muralha de gesso ou silicone), parecem mostrar alterações menos significativas que a comparação anterior. Analisando dessa forma podemos dizer que a polimerização por microondas promove menores alterações em relação à polimerização por banho de água quente que se caracterizaram por alterações visuais mais evidentes quando analisadas graficamente.

Assim, pela observação, o gráfico 4 (silicone + microondas) mostra que as alterações dos segmentos são muito pequenas se comparadas aos outros, representando menores modificações das posições dos dentes. Diferentemente dos grupos anteriores ocorre maior uniformidade das variações desde a fase “encerada” passando por todas as fases intermediárias até a fase “polida” sem que ocorram picos de alterações dimensionais que podem ser verificados em todos os segmentos. Isto significa que a combinação da muralha de silicone com a polimerização por microondas traz maior estabilidade à massa acrílica evitando distorções que possam comprometer o produto final. Estes resultados são semelhantes aos encontrados por Takamata e Setcos (1989); Salles (2000); Shibayama (2002), onde a resina acrílica para microondas mostrou-se com menores alterações dimensionais promovendo, portanto, menores alterações das posições relativas dos dentes artificiais.

Autores como Shelton (1972); Turck et al. (1992); Bennatti e Muench (1993); Anusavice et al. (1996); Barnabé (2000); Shibayama (2002) afirmam ser o método de polimerização através de microondas o mais eficaz, contrariando os achados de Levin et al. (1989), que não encontraram diferenças significativas entre os valores obtidos com os métodos de polimerização por banho de água quente e por energia de microondas ou ainda, os resultados

de Nelson (1991) que encontrou maiores alterações nas posições dos dentes quando da utilização do método de polimerização por energia de microondas e o relato de Blagojevic e Murphy (1999) que sustenta que a polimerização por banho de água quente produz propriedades (temperatura de transição e monômero residual) superiores a polimerização por energia de microondas.

No presente trabalho, estabelecendo-se um escore, os resultados demonstram que a técnica de inclusão com muralha de silicone e polimerização por microondas (grupo 4) apresentou os menores valores de alterações na posição dos dentes durante toda a fase de processamento. A técnica de inclusão com muralha de silicone e polimerização por banho de água quente (grupo 3) apresentou-se como a segunda técnica a demonstrar as menores alterações dimensionais, seguida pela técnica de inclusão com muralha de gesso e polimerização por energia de microondas (grupo 2). A técnica de inclusão com muralha de gesso e polimerização em banho de água quente (grupo 1) foi o que apresentou os piores resultados quanto às alterações das posições dentais.

Quando comparamos as alterações, independentemente do tratamento realizado, observamos que os segmentos A (molar-molar), B (molar-incisivo) e F (incisivo-molar) que formam o triângulo

maior (figura.4) apresentaram alterações maiores quando comparadas aos segmentos C (prémolar-Incisivo), D (prémolar-prémolar), e E (incisivo-prémolar). Isto significa que na área anterior (triângulo menor) as alterações durante todo o processamento das próteses foram menores o que condiz com os resultados de Mainieri et al. (1980), Kimpara & Muench (1996a), Shibayama (2002) e Gennari Filho et al. (2003a, 2003b) que afirmam ser a área de molar a molar a que sofre as maiores variações dimensionais.

Fica explicito, pela análise dos quatro gráficos, que os segmentos representativos do triângulo menor (parte inferior do gráfico) são muito mais homogêneos e retilíneos do que o triângulo maior representados pelos segmentos da parte superior dos gráficos.

Observa-se também que estas alterações dimensionais de contrações e expansões nos dois triângulos seguem uma seqüência uniforme para todos os segmentos, ou seja, quando um segmento é alterado o mesmo ocorre nos outros, não sendo portanto, uma atividade aleatória.

Apesar das contrações e expansões dos grupos 3 e 4 não mostrarem valores de grandes proporções, Gennari Filho et al. (2003a e 2003b) chamam a atenção aos valores das movimentações dos dentes em outras direções não detectadas e

que o conjunto de todas as alterações pode significar muito clinicamente, inclusive quanto ao grau de inclinação das cúspides dos dentes.

Gennari Filho et al. (2003a) utilizando metodologia semelhante a nossa obteve resultados próximos com algumas diferenças, visto que, avaliaram a movimentação dentária que ocorreu durante o processamento de próteses totais superiores, incluídas com gesso pedra tipo III isoladamente, com muralha de gesso especial tipo IV e com barreira de silicone, polimerizadas por banho de água quente e mensuradas através da computação gráfica. Neste trabalho, seus resultados estão de acordo com os nossos, pois constatou que todos os grupos estudados sofreram alterações da posição relativa dos dentes em maior ou menor grau. A inclusão pelo método da muralha de gesso especial mostrou as menores alterações quando comparadas com barreira de silicone e gesso pedra, e as alterações dos triângulos formados pelos segmentos de “molar-molar”, “molar-incisivo” e “incisivo-molar” com maior variação no segmento entre os molares. Estes achados confirmam também os resultados obtidos por Georgetti (2003) que comprovou ser a área posterior da prótese total (post-dam) a região mais crítica em relação as alterações dimensionais. Durante a polimerização ocorre a contração da resina da área de menor espessura em direção a área da maior espessura,

ou seja, da área do palato (mais fina) em direção às cristas do rebordo (mais espessas). Ainda em 2003, (Gennari Filho et al. 2003b) promoveram uma avaliação comparativa entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas agora por energia de microondas. Seus resultados também foram semelhantes aos nossos, pois encontrou que a inclusão com gesso mostrou-se com alterações maiores quando comparados com muralha de silicone e que, a região mais afetada foi a região posterior.

Outro fator importante, observado na literatura científica é o relato de diversos tipos de mensurações tais como: microscópio comparador (MUENCH; UETI, 1974; BECKER et al., 1977); paquímetro digital (BARNABÉ, 2000); régua plástica (PITTA, 1997); micrômetro Tesa (COMPAGNONI, 1981). No presente trabalho foi utilizado o programa AutoCad R14 como método de mensuração das alterações dimensionais da posição dos dentes das próteses totais superiores, pois os mesmos têm suas vantagens em comparação com os outros permitindo que as imagens das etapas necessárias para as mensurações sejam armazenadas no computador (imagens salvas), e que o estudo se desenvolva de maneira mais rápida e fiel, o que não acontece quando da utilização do microscópio ou paquímetro digital. Outra vantagem estaria no fato de que as mensurações podem ser feitas a qualquer instante,

pois as imagens são digitalizadas no momento desejado, não sofrendo alterações.

O AutoCad se destaca na área da Computação Gráfica, com mais de 2 milhões de usuários em todo o mundo, isto somente com a versão R 14, produzido pela Empresa Americana Autodesk Inc. Nos sistemas CAD, os projetos são desenvolvidos através de construção de elementos gráficos, como linhas, arcos, círculos, elipses, blocos, polígonos, etc.

O AutoCad foi desenvolvido para facilitar a criação e manipulação de desenhos técnicos, os quais são normalmente distintos, podendo ter suas próprias características, como cor, espessura e tipo de traço.

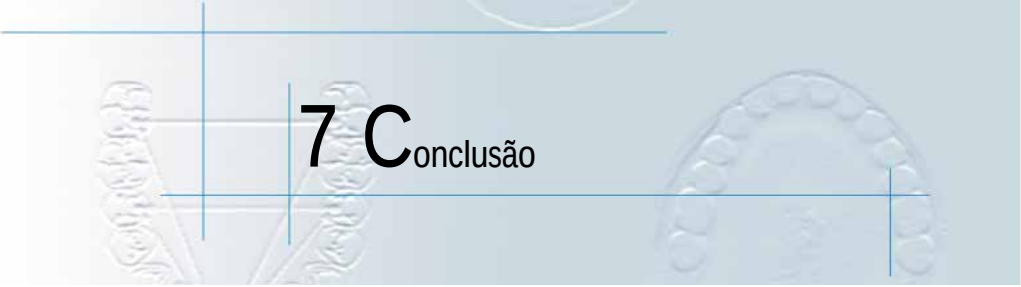
O AutoCad, como qualquer editor gráfico, é baseado na Computação Gráfica Interativa. Isto significa que quando se informa ao programa um comando e os dados geométricos referentes a este comando, o AutoCad imediatamente o executa, processa os seus dados e em seguida envia o resultado dos cálculos efetuados na forma de aspectos geométricos para a tela do computador. Em termos práticos, para desenhar uma linha, a primeira coisa que deve informar ao programa é o comando. Deve-se informar o ponto inicial e, em seguida, o ponto final da linha. Isto será interpretado pelo programa como os dois pontos

desta reta no sistema de coordenadas e terá como resposta um aspecto geométrico linear com as características que foram determinadas, como comprimento, ângulo de rotação, e outros. Existem diversas maneiras de ativá-los e especificar dados ao AutoCad. Os tipos de comandos utilizados também determinam os resultados na tela e seus procedimentos. Archangelo (2004) avaliou a fidelidade do AutoCad para a mensuração de distâncias lineares através de um estudo cego. Utilizou uma metodologia na qual comparava a eficácia do AutoCad em comparação com o microscópio mensurador. A partir de seus resultados concluiu que o uso do AutoCad como instrumento para a mensuração é um método confiável e seguro para distâncias lineares, de execução rápida e prática, o que credenciou para a execução do presente trabalho. Isto credencia a técnica utilizada para mensuração como solução inovadora, rápida e eficaz.

7

Conclusão





7 Conclusão

Baseados nos resultados obtidos, de acordo com os materiais e metodologia empregados, podemos concluir que:

- ◆ Em todas as técnicas de processamento de prótese total estudadas houve alteração da posição dos dentes antes e após o processamento.
- ◆ A técnica de inclusão com muralha de silicone e polimerização por microondas (grupo 4) apresentou os menores valores de alterações na posição dos dentes durante toda a fase de processamento.
- ◆ A técnica de inclusão com muralha de gesso e polimerização por banho de água quente (grupo 1) apresentou os maiores valores de alterações na posição dos dentes durante toda a fase de processamento.
- ◆ Os segmentos representativos do triângulo menor que representam a porção anterior e mediana da prótese são muito mais homogêneos e retilíneos do que o triângulo maior que representa mais a porção posterior.
- ◆ A utilização da barreira de silicone ao invés da muralha de gesso tipo III para a inclusão de próteses totais resultou em menores

Conclusão

alterações dimensionais da posição dos dentes independentemente do tipo de polimerização utilizado.

8

Referências Bibliográficas



8 Referências Bibliográficas*

- 1 ABUZAR, M. A. M., JAMANI, K., ABUZAR, M. Tooth movement during processing of complete dentures and relation to palatal form. J. Prosthet. Dent., v.73, n.5, p. 445-449, May, 1995.
- 2 AL DOORI, D. et al. A comparasion of denture base acrylic resins polimerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. Dent. Mater., v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
- 3 ALDROVANDI, C. Dentaduras completas. Rio de Janeiro: Científica, 1956, p.813-821
- 4 ANUSAVICE, K. J. et al. Philips science of dental materials. 10 ed. Philadelphia: Saunders, 1996. 709 p.
- 5 ARCHANGELO, C. M et al. Pesqui. Odontol. Bras., v.18, p.178, Set. 2004.
- 6 BARBOSA, C. M. R; CURY, A. A, PANZERI, H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. Rev. Odontol. Univ. São Paulo, v.9, n.3, p.197-206, Jul./Set. 1995.
- 7 BARBOSA, C. M. R.; DALLARI, A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização: Análise da variação do ângulo das cúspides do primeiro molar superior. RGO, v.44, n.2, p.83-6, Mar./Abr. 1996.
- 8 BARBOSA, C. M. R. et al. Uso de la energia de microondas en el procesamiento de prótesis odontológicas. Rev. Asoc. Odontol. Argent., v.86, n.2, p. 105-108, Mar./Abr. 1998.
- 9 BARNABÉ, W. Processamento de próteses totais: influência de quatro técnicas na alteração da posição dos dentes artificiais. 104f. (Dissertação-Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo. Bauru, 2000.
- 10 BECKER, C. M.; SMITH, D. E.; NICHOLLS, J. I. The comparasion of

- denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. J. Prosthet. Dent., v.37, n.4, p.450-459, Apr.1977.
- 11 BENATTI, O. F. M.; MUENCH, A. Estudo comparativo de técnicas de isolamento com resina resiliente de próteses processadas em moldes de gesso. Rev. Paul. Odontol., v.15, n.5, p.4-6, Set./Out. 1993.
 - 12 BLAGOJEVIC, V.; MURPHY, V. M. Microwave polymerization of denture base materials. a comparative study. J. Oral Rehab., v.26, n.10, p.804-808, Oct. 1999.
 - 13 BOMBONATTI, P.E. A influência dos métodos de isolamento, dos tipos de resina e das diferentes temperaturas de abertura da mufla após a polimerização, sobre a adaptação de uma base de dentadura. Araçatuba, 1978. 72f. Tese (Livre Docência)- Faculdade de Odontologia Universidade Estadual Paulista.
 - 14 BOMBONATTI, P. E. et al. Influência do forramento da mufla com espuma de plástico na alteração da posição relativa dos dentes de uma base de dentadura. Rev. Fac. Odontol. Araçatuba, v.7, n.1, p.113-8, 1978.
 - 15 BOMBONATTI, P. E.; BARROS, L. E.; SCARANELLO, R. M. Adaptação de dentaduras superiores de resina fluida processadas em moldes de gesso forrados com silicona. Rev. Odont. UNESP, v.8, n.9, p.109-13, 1980.
 - 16 BOSCATO, N. Movimentação dental linear em prótese total superior em função dos materiais de inclusão e métodos de polimerização. 104 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas, Piracicaba, 2002.
 - 17 BOUCHER, O. C, et al. Prótesis para el desdentado total. 7ª. ed., Buenos Aires, Mundi, 1977. p.450-461.
 - 18 CARRILHO, E. Influência do método de polimerização da espessura da base e da presença de dentes na adaptação de próteses totais superiores. 93 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas. Piracicaba, 1999.
 - 19 CARVALHO, A. L. A.; COMPAGNONI, M. A.; BARBOSA, D. B. Influência do ciclo de polimerização sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses

- totais. PGR – Pós Grad. Rev. Fac. Odont. São José dos Campos, v.4, n.3, p. 67-73, 2001.
- 20 CARVALHO, J. C. M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base de aparelhos protéticos totais. Rev. Fac. Odont. São Paulo, v.10, n.1, p.127-132, Jan./Jun. 1972.
 - 21 COMPAGNONI, M. A. Alteração da dimensão vertical nas bases de dentaduras completas: estudo comparativo entre duas técnicas de isolamento de gesso durante a inclusão. Bauru, 1981. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
 - 22 CONSANI, R. L. X; et al. Effect of bench-delay after flask cooling on the posterior teeth movement in maxillary complete dentures. Cienc. Odontol. Bras., v.6, n.1, p.6-10, Jan./Mar. 2003.
 - 23 CUNHA, V. P. et al. Mufla bimaxilar HH – Um recurso laboratorial para oclusão ótima em próteses totais. PCL: Rev. Bras. Prótese Clínica Laboratorial , v.2, n.8, p.26-31, Jul./Ago. 2000.
 - 24 CURY, A. A. A influência do material de revestimento sobre as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas polimerizadas com energia de microondas. 1998. 101f. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1998.
 - 25 CURY, A. A.; RODRÍGUEZ JÚNIOR, A. L.; PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. Rev. Odontol.Univ. São Paulo, v.8, n.4, p.243-249, Out./Dez. 1994.
 - 26 DALZOTTO, C. A. et al. Modificacione en sentido vertical de la posición de los dientes durante el fraguado Del yeso de la mufla. Ver. Ass. Odont. Argent., v.54, p. 61, 1966.
 - 27 DE CLERCK, J. P. Microwave polymerization of acrylic resin used in dental prostheses. J. Prosthet. Dent., v.57, n.5, p.650-9, May. 1987.
 - 28 DOMITTI, S. S., ARIOLI FILHO, J. N.; CONSANI, S. Alterações dentais ocorridas na confecção das próteses totais superiores. Rev. Odontol. UNESP, v.27, n.2, p.427-435, Jul./Dez.1998.

- 29 DUKES, B. S. et al. A comparative study of changes in vertical dimension of occlusion using different investing mediums. J. Prosthet. Dent., v.49, n.4, p.568-571, Apr. 1983.
- 30 ESCANHUELA, F .J. C; LOPES, J. F. S; PINTO, J. H. N. Avaliação da dimensão vertical de oclusão em pacientes portadores de prótese total. PCL: Rev. Bras. Prótese Clínica Laboratorial, v.2, n.8, p.53-56, Jul./Ago. 2000.
- 31 GENNARI FILHO, H. et al. Avaliação comparativa da posição relativa dos dentes artificiais entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas em banho de água quente. Cienc. Odontol. Bras., v. 6, n.4, p. 32-40, Out./Dez. 2003a.
- 32 GENNARI FILHO, H. et al. R. Avaliação comparativa entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas pela energia de microondas. Rev. Odontol. Araçatuba, v. 24, n. 2, p. 28-34, Ago./Dez. 2003b.
- 33 GENNARI FILHO, H. et al. Estudo comparativo da inclusão de próteses totais superiores com gesso e barreira de silicone com cobertura total e parcial. Rev. ABO Nac., v.13, n.2, abril/maio de 2005.
- 34 GEORGETTI, M. P. Controle das alterações dimensionais da prótese total superior na região do post-dam. 79 p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo 2003.
- 35 GOIATO, M. C. et al. Avaliação da alteração dimensional e porosidade em resinas acrílicas entre métodos de polimerização convencional e por microondas. Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre, v.42, n.2, p.37-40, Dez. 2000.
- 36 GOIATO, M. C. et al. Estudo comparativo entre duas resinas acrílicas e dois sistemas de silicone utilizados para o processamento de próteses totais através de análise bidimensional da posição dos dentes artificiais. Cienc. Odontol. Brás., v.8, n.2, p.60-69, abr./jun. 2005.
- 37 GUILHEN, W. C. Movimentação dos dentes artificiais no processamento das próteses totais relacionada com o tempo de espera para o vazamento do

- gesso comum a fim de completar o preenchimento da mufla. Marília, 2000. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciência Odontológicas, Universidade de Marília, Marília, 2000.
- 38 KAWARA, M. et al., Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. *J. Dent. Res.*, v.77, n.6, p. 1446-1453, Jun. 1998.
 - 39 KIMPARA, E. T.; MUENCH, A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. *RPG: Rev. Pós-grad.*, v.3, n.2, p.110-114, Abr./Jun. 1996a.
 - 40 KIMPARA, E. T.; MUENCH, A. Porosidade em decorrência do processamento e volume de resina. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, v.10, n.3, p.237-239, Jul./Set. 1996b.
 - 41 KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Application of microwave for dental technique (Part 2). Adaptability of cured acrylic resins. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.*, v.24, p.21-29, Dec. 1984.
 - 42 KIMURA, H. et al. Application of microwave for dental technique (Part 1). Dough forming and curing of acrylic resins. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.*, v.23, p.43-49, Dec. 1983.
 - 43 KOMIYAMA, O.; KAWARA, M. Estresse relaxation of heat –activated denture base resin in the mold after processing. *J. Prosth. Dent.*, v.79, n.2, p. 175-181, Feb. 1998.
 - 44 LE PERA, F. Avoiding the increase of the vertical dimensional of dentures in processing. *J. Prosthet. Dent.*, v.19, n.4, p.364-369, Apr. 1968.
 - 45 LERNER, H.; PFEIFFER, K. R. Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v.14, n.2, p.294-7, Mar/Apr. 1964.
 - 46 LEVIN, B.; SANDERS, J. L.; REITZ, P. V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J. Prosthet. Dent.*, v.61, n.3, p.381-383, Mar. 1989.
 - 47 MAINIERI, E. T.; BOONE, M. E.; POTTER, R. H. Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment

- methods. J. Prosthet. Dent., v.44, n.4, p.368-373, Oct.1980.
- 48 MARCHINI, L. et al. Remontagem das próteses totais em articulador. PCL: Rev.Bras. Prótese Clínica Laboratorial, v.3, n.11, p.56-61, Jan./Fev.2001.
 - 49 MARCROFT, K. R., HURST, W. W., TENCATE. R. L. Use of a layered silicone rubber mold technique for denture processing. J. Prosthet. Dent., v.11, n.4, p.657-664, Jul./Aug.1961.
 - 50 MAZARO, J. V. Q. Influência do processamento de próteses totais maxilares em função da espessura da base: análise gráfica da movimentação dos dentes artificiais. 132 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2005.
 - 51 MONTEIRO NETTO, J.; MUENCH, A.; MIRANDA JUNIOR, W.G. Influência dos tipos de polimerização na resistência transversal da resina para a base de prótese total. Rev. Pós-grad. da USP, v.6, n.3, p.245-248, jul./set. 1999.
 - 52 MORALES, J. M. G. Análise clínica comparativa da variação da dimensão vertical de oclusão em pacientes edentados usuários de próteses totais bimaxilares. 2002. 141 f. Dissertação (Mestrado), Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.
 - 53 MUENCH, A.; UETI, M. Alterações das posições dos dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. Rev. Fac. Odontol. Univ. São Paulo, v.12, n.1, p.131-138, jan./jun. 1974.
 - 54 NADIN, P. S. Análise da movimentação dental de próteses totais superiores submetidas a sorção de água, frente a diferentes métodos de processamento e alterações na temperatura e pressão. 1999. 136 f. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1999.
 - 55 NELSON, M., KOTWAL, K. R., SEVEDGE, S. R. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwaves processing of complete dentures. J. Prosthet. Dent., v.65, n.2, p.306-308, Feb. 1991.
 - 56 NISHII, M. Curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat curing resins. J. Osaka Dent. Univ., v.2, n.1,

p.23-40, Feb.1968.

- 57 PARKER, H. M. Effective management of laboratory procedures and use of split-cast technique. *J. Prosthet. Dent.*, v.31, n.3, p.325-342, Mar.1974.
- 58 PITTA, M. S. S. Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses totais polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes do polimento. Piracicaba, 1997. 125 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1997.
- 59 POMÍLIO, A., CAMPOS JÚNIOR., W. M, TEDESCO, A. C. Alterações dimensionais da prótese total. *RGO*, v.44, n.2, p.77-79, Mar./Abr. 1996.
- 60 POW, E. H. N.; CHOW, T. W.; CLARK, R. K. F. Linear dimensional change of heat-cured acrylic resin complete dentures after relining and rebase. *J. Prosth. Dent.*, v. 80, n.2, p. 238-245, Aug. 1998.
- 61 REISBICK, M. H. Silicone as a denture mold liner. *J. Prosthet. Dent.*, v.26, n.4, p.382-386, Oct. 1971.
- 62 REITZ, P. V.; SANDERS, J. L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. *Physical properties. Quintessence Int.*, v.16, n.8, p. 547-551, Aug. 1985.
- 63 RODRIGUES, R. S. Estudo da alteração da posição dos dentes artificiais durante a fase de acrilização da prótese total em função do tipo de muralha de contenção utilizada. 2002. 98 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.
- 64 RODRIGUES-GARCIA, R. C. M., CURY, A. A. Reembasamento de bases de próteses: método convencional e por microondas. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, v.10, n.4, p.295-302, out./dez. 1996.
- 65 SADAMORI, S., ISHII, T.; HAMADA, T. et al. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage and water uptake of denture base resin. *Int. J. Prosthodont.*, v.10, n.1, p. 35-43, Jan./Fev. 1997.
- 66 SAIZAR, P. *Prótesis a placa*. 4. ed. Buenos Aires: Progental, 1950. p. 813-821.
- 67 SAIZAR, P. *Prostodoncia Total*. Buenos Aires: Mundi, 1972. 384p.

- 68 SALLES, M. A. O uso da energia de microondas na polimerização das resinas acrílicas dentais. Estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão em dentaduras completas. 101p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2000.
- 69 SANDERS, J. L.; LEVIN, B.; REITZ, P. V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int.*, v.22, n.3, p.181-186, Mar. 1991.
- 70 SHELTON, J. L. Use of silicone in relining, rebasing and duplication of dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v.28, n.6, p.647-649, Dec. 1972.
- 71 SHETTY, N. S.; UDANI, T. M. Movement of artificial teeth in waxed trial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v.56, n.5, p.644-648, Nov. 1986.
- 72 SHIBAYAMA, R. Análise da variação da posição relativa dos dentes artificiais antes e após o processamento de próteses totais superiores. Araçatuba, 2002. 129 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2002.
- 73 SKINNER, E. W. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. *J. Prosthet. Dent.*, v.1, n. ½, p. 161-167, Jan./Mar. 1951.
- 74 SWENSON, M.G. Dentaduras completas. México: Hispano Americana, 1948. 704p.
- 75 TAKAMATA, T.; SETCOS, J. Resin dentures bases: review of accuracy and methods of polymerization. *Int. J. Prosthodont.*, v.2, n.6, p. 555-562, Nov./Dec. 1989.
- 76 TENGUAN, V. L. S. et al. Próteses totais confeccionadas pela técnica da zona neutra acrilizadas em mufla HH. *PCL: Rev. Bras. Prótese Clínica Laboratorial*, v.3, n.13, p.183-188, Maio/Jun. 2001.
- 77 TUCKER, K. M.; FREEMAN, B. J. The effect of investing material on processing changes in complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v.25, n.3, p.206-210, Feb. 1971.
- 78 TURCK, M. D. et al. Direct measurement of dimensional accuracy with three

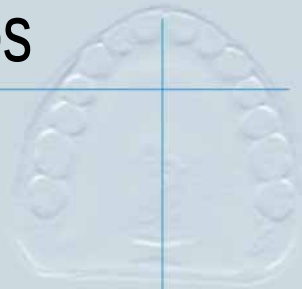
- denture processing techniques. *Int. J. Prosthodont.*, v.5, n.4, p.367-372, Jul/Aug.1992.
- 79 VASCONCELOS, L. M. R. et al. Avaliação de um ciclo alternativo de polimerização para resina acrílica de microondas. *RPG Rev. Pós Grad.*, v.10, n.2, p. 108-112, Abr./Jun. 2003.
 - 80 VEDOVATTO, E. Influência do processamento de próteses totais superiores em função da profundidade de palato: análise da movimentação dos dentes artificiais por computação gráfica. 186 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Araçatuba, 2005.
 - 81 VIEIRA, D. F. Changes in the relative positions of teeth in the constrution of denture bases. *J. Dent. Res.*, v.39, n.4, p. 758, Jul./Aug. 1960.
 - 82 VILLA, H. A. Double processing technique for complete denture. *J. Prosth. Dent.*, v.22, n.4, p.500-505, Oct. 1969.
 - 83 WESLEY, C. R. et al. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. *J. Prosthet. Dent.*, v.29, n.1, p.46-54, Jan. 1973.
 - 84 WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C.; SWEENEY, W. T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.61, n.6, p.413-430, Oct. 1960.
 - 85 WOELFEL, J. B. Processing complete dentures. *Dent. Clin. North. Am.*, v.21, n.2, p.329-338, Apr. 1977.
 - 86 ZAKHARI, K. N. Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. *J. Prosthet. Dent.*, v.36, n.5, p.501-509, Nov. 1976.
 - 87 ZANI, D., VIEIRA, D. F. A comparative study of silicone as a separating medium for denture processing. *J. Prosthet. Dent.*, v.42, n.4, p.386-91, Oct. 1979.
 - 88 ZAZE, C. A. Análise da variação da posição relativa dos dentes artificiais em função do processamento de próteses totais inferiores mensurada por

- computação gráfica. 127 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, 2005.
- 89 ZANNETTI, G. R. Influência da fase de presangem da resina acrílica e material de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais polimerizadas por energia de microondas. 1999. 148f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1999.
- 90 ZISSIS, A.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Measurements methods used for determination of dimensional accuracy of stability of denture base materials. *J. Dent.*, v.19, n.4, p. 199-206, Aug. 1991
-

* Baseado em:

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Coordenadoria Geral de Bibliotecas. *Normas para publicações da UNESP: referências bibliográficas*. São Paulo: Editora UNESP, 1994. v.4, 60p

Anexos



Anexos

Resultados Estadísticos obtenidos através do programa SAS System :

The SAS System		10:55 Tuesday, May 13, 2003 498				
----- tec=grupo1 -----						
The GLM Procedure						
Class Level Information						
Class	Levels	Values				
tec	1	grupo1				
fases	11	enc enc4h poli poli24h poli4h poli8h polido separ separ24h separ4h separ8h				
Number of observations		110				
The SAS System		10:55 Tuesday, May 13, 2003 499				
----- tec=grupo1 -----						
The GLM Procedure						
Dependent Variable: a						
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F	
Model	10	0.19045718	0.01904572	8.90	<.0001	
Error	99	0.21197076	0.00214112			
Corrected Total	109	0.40242793				
R-Square	Coeff Var	Root MSE	a Mean			
0.473270	1.065479	0.046272	4.342857			
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F	
fases	10	0.19045718	0.01904572	8.90	<.0001	
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F	
fases	10	0.19045718	0.01904572	8.90	<.0001	
The SAS System		10:55 Tuesday, May 13, 2003 500				
----- tec=grupo1 -----						
The GLM Procedure						
Dependent Variable: b						
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F	
Model	10	0.16401000	0.01640100	19.27	<.0001	

```

Error          99    0.08424911    0.00085100
Corrected Total    109    0.24825911

          R-Square    Coeff Var    Root MSE    b Mean
          0.660640    0.675508    0.029172    4.318515

Source          DF      Type I SS    Mean Square    F Value    Pr > F
fases           10      0.16401000    0.01640100    19.27    <.0001

Source          DF      Type III SS    Mean Square    F Value    Pr > F
fases           10      0.16401000    0.01640100    19.27    <.0001
The SAS System          10:55 Tuesday, May 13, 2003 501

```

----- tec=grupo1 -----

The GLM Procedure

Dependent Variable: c

```

          Sum of
Source          DF      Squares    Mean Square    F Value    Pr > F
Model           10      0.08624772    0.00862477    12.08    <.0001
Error           99      0.07070720    0.00071421
Corrected Total    109    0.15695492

          R-Square    Coeff Var    Root MSE    c Mean
          0.549506    0.913085    0.026725    2.926867

Source          DF      Type I SS    Mean Square    F Value    Pr > F
fases           10      0.08624772    0.00862477    12.08    <.0001

Source          DF      Type III SS    Mean Square    F Value    Pr > F
fases           10      0.08624772    0.00862477    12.08    <.0001
The SAS System          10:55 Tuesday, May 13, 2003 502

```

----- tec=grupo1 -----

The GLM Procedure

Dependent Variable: d

```

          Sum of
Source          DF      Squares    Mean Square    F Value    Pr > F
Model           10      0.13866997    0.01386700    16.52    <.0001
Error           99      0.08310985    0.00083949
Corrected Total    109    0.22177982

          R-Square    Coeff Var    Root MSE    d Mean
          0.625260    0.803070    0.028974    3.607908

```

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.13866997	0.01386700	16.52	<.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.13866997	0.01386700	16.52	<.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 503					
----- tec=grupo1 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: se					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.07000212	0.00700021	1.27	0.2583
Error	99	0.54606014	0.00551576		
Corrected Total	109	0.61606226			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	se Mean		
0.113628	2.701011	0.074268	2.749643		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.07000212	0.00700021	1.27	0.2583
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.07000212	0.00700021	1.27	0.2583
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 504					
----- tec=grupo1 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: f					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.13409550	0.01340955	12.02	<.0001
Error	99	0.11040682	0.00111522		
Corrected Total	109	0.24450233			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	f Mean		
0.548443	0.799024	0.033395	4.179466		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.13409550	0.01340955	12.02	<.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.13409550	0.01340955	12.02	<.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 505					

----- tec=grupo2 -----												
The GLM Procedure												
Class Level Information												
Class	Levels	Values										
tec	1	grupo2										
fases	11	enc	enc4h	poli	poli24h	poli4h	poli8h	polido	separ	separ24h	separ4h	separ8h
Number of observations 110												
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 512												
----- tec=grupo2 -----												
The GLM Procedure												
Dependent Variable: a												
Source	DF	Sum of Squares		Mean Square	F Value	Pr > F						
Model	10	0.15530117		0.01553012	9.51	<.0001						
Error	99	0.16173446		0.00163368								
Corrected Total	109	0.31703563										
R-Square Coeff Var Root MSE a Mean												
0.489854 0.928555 0.040419 4.352874												
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F							
fases	10	0.15530117	0.01553012	9.51	<.0001							
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F							
fases	10	0.15530117	0.01553012	9.51	<.0001							
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 513												
----- tec=grupo2 -----												
The GLM Procedure												
Dependent Variable: b												
Source	DF	Sum of Squares		Mean Square	F Value	Pr > F						
Model	10	0.13513123		0.01351312	8.85	<.0001						
Error	99	0.15113670		0.00152663								
Corrected Total	109	0.28626793										
R-Square Coeff Var Root MSE b Mean												
0.472045 0.902048 0.039072 4.331493												
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F							
fases	10	0.13513123	0.01351312	8.85	<.0001							

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.13513123	0.01351312	8.85	<.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 514					
----- tec=grupo2 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: c					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.08250624	0.00825062	8.77	<.0001
Error	99	0.09315569	0.00094097		
Corrected Total	109	0.17566192			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	c Mean		
0.469688	1.043683	0.030675	2.939128		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.08250624	0.00825062	8.77	<.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.08250624	0.00825062	8.77	<.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 515					
----- tec=grupo2 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: d					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.15436777	0.01543678	15.97	<.0001
Error	99	0.09570183	0.00096669		
Corrected Total	109	0.25006959			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	d Mean		
0.617299	0.861441	0.031092	3.609251		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.15436777	0.01543678	15.97	<.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.15436777	0.01543678	15.97	<.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 516					
----- tec=grupo2 -----					
The GLM Procedure					

Dependent Variable: se

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.12876600	0.01287660	1.19	0.3054
Error	99	1.06928889	0.01080090		
Corrected Total	109	1.19805489			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	se Mean
0.107479	3.788587	0.103927	2.743170

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.12876600	0.01287660	1.19	0.3054

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.12876600	0.01287660	1.19	0.3054
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 517					

----- tec=grupo2 -----

The GLM Procedure

Dependent Variable: f

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.14436244	0.01443624	10.19	<.0001
Error	99	0.14030094	0.00141718		
Corrected Total	109	0.28466338			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	f Mean
0.507134	0.903013	0.037645	4.168872

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.14436244	0.01443624	10.19	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.14436244	0.01443624	10.19	<.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 518					

----- tec=grupo3 -----

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
tec	1	grupo3
fases	11	enc enc4h poli poli24h poli4h poli8h polido separ separ24h separ4h separ8h

Number of observations		110			
The SAS System		10:55 Tuesday, May 13, 2003		525	
----- tec=grupo3 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: a					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.11310171	0.01131017	6.23	<.0001
Error	99	0.17968335	0.00181498		
Corrected Total	109	0.29278506			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	a Mean		
0.386296	0.987107	0.042603	4.315905		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.11310171	0.01131017	6.23	<.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.11310171	0.01131017	6.23	<.0001
		The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 526			
----- tec=grupo3 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: b					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	139.618237	13.961824	1.01	0.4386
Error	99	1365.378256	13.791700		
Corrected Total	109	1504.996493			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	b Mean		
0.092770	80.02434	3.713718	4.640735		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	139.6182373	13.9618237	1.01	0.4386
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	139.6182373	13.9618237	1.01	0.4386
		The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 527			
----- tec=grupo3 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: c					
Sum of					

Source	DF	Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.04357955	0.00435796	2.66	0.0065
Error	99	0.16231642	0.00163956		
Corrected Total	109	0.20589598			
	R-Square	Coeff Var	Root MSE	c Mean	
	0.211658	1.394830	0.040491	2.902968	
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.04357955	0.00435796	2.66	0.0065
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.04357955	0.00435796	2.66	0.0065
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 528					
----- tec=grupo3 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: d					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.06526749	0.00652675	4.78	<.0001
Error	99	0.13520412	0.00136570		
Corrected Total	109	0.20047161			
	R-Square	Coeff Var	Root MSE	d Mean	
	0.325570	1.027635	0.036955	3.596156	
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.06526749	0.00652675	4.78	<.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.06526749	0.00652675	4.78	<.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 529					
----- tec=grupo3 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: se					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.03147773	0.00314777	1.08	0.3863
Error	99	0.28904679	0.00291966		
Corrected Total	109	0.32052452			
	R-Square	Coeff Var	Root MSE	se Mean	

0.098207 2.003750 0.054034 2.696640

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.03147773	0.00314777	1.08	0.3863

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.03147773	0.00314777	1.08	0.3863

The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 530

----- tec=grupo3 -----

The GLM Procedure

Dependent Variable: f

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.08458637	0.00845864	2.87	0.0035
Error	99	0.29181082	0.00294758		
Corrected Total	109	0.37639719			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	f Mean
0.224726	1.312960	0.054292	4.135057

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.08458637	0.00845864	2.87	0.0035

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.08458637	0.00845864	2.87	0.0035

The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 531

----- tec=grupo4 -----

The GLM Procedure

Class Level Information

Class Levels Values

tec 1 grupo4

fases 11 enc enc4h poli poli24h poli4h poli8h polido separ separ24h separ4h separ8h

Number of observations 110
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 538

----- tec=grupo4 -----

The GLM Procedure

Dependent Variable: a

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.06968820	0.00696882	3.97	0.0001

Error	99	0.17387295	0.00175629		
Corrected Total	109	0.24356115			
	R-Square	Coeff Var	Root MSE	a Mean	
	0.286122	0.977319	0.041908	4.288071	
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.06968820	0.00696882	3.97	0.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.06968820	0.00696882	3.97	0.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 539					
----- tec=grupo4 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: b					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.06879799	0.00687980	3.47	0.0006
Error	99	0.19632597	0.00198309		
Corrected Total	109	0.26512396			
	R-Square	Coeff Var	Root MSE	b Mean	
	0.259494	1.041312	0.044532	4.276521	
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.06879799	0.00687980	3.47	0.0006
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.06879799	0.00687980	3.47	0.0006
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 540					
----- tec=grupo4 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: c					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.03527546	0.00352755	3.61	0.0004
Error	99	0.09677897	0.00097757		
Corrected Total	109	0.13205443			
	R-Square	Coeff Var	Root MSE	c Mean	
	0.267128	1.077103	0.031266	2.902791	

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.03527546	0.00352755	3.61	0.0004
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.03527546	0.00352755	3.61	0.0004
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 541					
----- tec=grupo4 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: d					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.04487731	0.00448773	3.69	0.0003
Error	99	0.12036804	0.00121584		
Corrected Total	109	0.16524535			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	d Mean		
0.271580	0.975294	0.034869	3.575216		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.04487731	0.00448773	3.69	0.0003
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.04487731	0.00448773	3.69	0.0003
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 542					
----- tec=grupo4 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: se					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.19993930	0.01999393	1.09	0.3788
Error	99	1.81932774	0.01837705		
Corrected Total	109	2.01926704			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	se Mean		
0.099016	4.976877	0.135562	2.723836		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.19993930	0.01999393	1.09	0.3788
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.19993930	0.01999393	1.09	0.3788
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 543					

----- tec=grupo4 -----					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: f					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	10	0.25833780	0.02583378	1.24	0.2744
Error	99	2.05981386	0.02080620		
Corrected Total	109	2.31815166			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	f Mean		
0.111441	3.504902	0.144244	4.115480		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.25833780	0.02583378	1.24	0.2744
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
fases	10	0.25833780	0.02583378	1.24	0.2744
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 544					
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 550					
The GLM Procedure					
Class Level Information					
Class	Levels	Values			
tec	4	grupo1 grupo2 grupo3 grupo4			
fases	11	enc enc4h poli poli24h poli4h poli8h polido separ separ24h separ4h separ8h			
Number of observations 440					
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 551					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: a					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	43	0.80819719	0.01879528	10.23	<.0001
Error	396	0.72726151	0.00183652		
Corrected Total	439	1.53545870			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	a Mean		
0.526356	0.990875	0.042855	4.324927		
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	0.27964893	0.09321631	50.76	<.0001
fases	10	0.32876321	0.03287632	17.90	<.0001
tec*fases	30	0.19978505	0.00665950	3.63	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	0.27964893	0.09321631	50.76	<.0001
fases	10	0.32876321	0.03287632	17.90	<.0001
tec*fases	30	0.19978505	0.00665950	3.63	<.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 552					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: b					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	43	149.255406	3.471056	1.01	0.4646
Error	396	1365.809967	3.449015		
Corrected Total	439	1515.065374			
R-Square Coeff Var Root MSE b Mean					
0.098514 42.28666 1.857152 4.391816					
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	9.2692299	3.0897433	0.90	0.4433
fases	10	33.7476270	3.3747627	0.98	0.4615
tec*fases	30	106.2385495	3.5412850	1.03	0.4303
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	9.2692299	3.0897433	0.90	0.4433
fases	10	33.7476270	3.3747627	0.98	0.4615
tec*fases	30	106.2385495	3.5412850	1.03	0.4303
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 553					
The GLM Procedure					
Dependent Variable: c					
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	43	0.35565975	0.00827116	7.74	<.0001
Error	396	0.42295828	0.00106808		
Corrected Total	439	0.77861803			
R-Square Coeff Var Root MSE c Mean					
0.456783 1.120018 0.032681 2.917939					
Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	0.10805078	0.03601693	33.72	<.0001
fases	10	0.15402143	0.01540214	14.42	<.0001
tec*fases	30	0.09358754	0.00311958	2.92	<.0001
Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	0.10805078	0.03601693	33.72	<.0001
fases	10	0.15402143	0.01540214	14.42	<.0001
tec*fases	30	0.09358754	0.00311958	2.92	<.0001
The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 554					

The GLM Procedure

Dependent Variable: d

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	43	0.48504901	0.01128021	10.28	<.0001
Error	396	0.43438383	0.00109693		
Corrected Total	439	0.91943285			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	d Mean
0.527552	0.920731	0.033120	3.597133

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	0.08186647	0.02728882	24.88	<.0001
fases	10	0.24225221	0.02422522	22.08	<.0001
tec*fases	30	0.16093033	0.00536434	4.89	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	0.08186647	0.02728882	24.88	<.0001
fases	10	0.24225221	0.02422522	22.08	<.0001
tec*fases	30	0.16093033	0.00536434	4.89	<.0001

The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 555

The GLM Procedure

Dependent Variable: se

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	43	0.61706650	0.01435038	1.53	0.0213
Error	396	3.72372355	0.00940334		
Corrected Total	439	4.34079006			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	se Mean
0.142155	3.554229	0.096971	2.728322

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	0.18688135	0.06229378	6.62	0.0002
fases	10	0.19677103	0.01967710	2.09	0.0241
tec*fases	30	0.23341412	0.00778047	0.83	0.7291

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
tec	3	0.18688135	0.06229378	6.62	0.0002
fases	10	0.19677103	0.01967710	2.09	0.0241
tec*fases	30	0.23341412	0.00778047	0.83	0.7291

The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 556

The GLM Procedure

Dependent Variable: f

Sum of


```

Tukey Grouping      Mean      N      tec
      A      4.6407   110   grupo3
      A
      A      4.3315   110   grupo2
      A
      A      4.3185   110   grupo1
      A
      A      4.2765   110   grupo4
The SAS System      10:55 Tuesday, May 13, 2003 565

```

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for c

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

```

Alpha              0.05
Error Degrees of Freedom      396
Error Mean Square      0.001068
Critical Value of Studentized Range 3.64868
Minimum Significant Difference      0.0114

```

Means with the same letter are not significantly different.

```

Tukey Grouping      Mean      N      tec
      A      2.939128   110   grupo2
      B      2.926867   110   grupo1
      C      2.902968   110   grupo3
      C
      C      2.902791   110   grupo4
The SAS System      10:55 Tuesday, May 13, 2003 566

```

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for d

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

```

Alpha              0.05
Error Degrees of Freedom      396
Error Mean Square      0.001097
Critical Value of Studentized Range 3.64868
Minimum Significant Difference      0.0115

```

Means with the same letter are not significantly different.

```

Tukey Grouping      Mean      N      tec
      A      3.609251   110   grupo2
      A
      A      3.607908   110   grupo1
      B      3.596156   110   grupo3
      C      3.575216   110   grupo4
The SAS System      10:55 Tuesday, May 13, 2003 567

```

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for se

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	396
Error Mean Square	0.009403
Critical Value of Studentized Range	3.64868
Minimum Significant Difference	0.0337

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	tec
A	2.74964	110	grupo1
A			
A	2.74317	110	grupo2
A			
B A	2.72384	110	grupo4
B			
B	2.69664	110	grupo3

The SAS System 10:55 Tuesday, May 13, 2003 568

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for f

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	396
Error Mean Square	0.006572
Critical Value of Studentized Range	3.64868
Minimum Significant Difference	0.0282

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	tec
A	4.17947	110	grupo1
A			
A	4.16887	110	grupo2
B			
B	4.13506	110	grupo3
B			
B	4.11548	110	grupo4