

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Departamento de Odontologia

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE OCLUSAL DE
PRÓTESES TOTAIS EM RELAÇÃO À DIMENSÃO
VERTICAL DE OCLUSÃO, EM FUNÇÃO DE DOIS
DIFERENTES TIPOS DE MUFLAS**

VICENTE DE PAULA PRISCO DA CUNHA

Tese apresentada à Pró-reitoria de Pesquisa e de Pós-graduação da Universidade de Taubaté, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor pelo Curso de Pós-Graduação em Odontologia

Área de concentração: Prótese Dentária.

Taubaté-SP

2000

COMISSÃO JULGADORA

Data_____

Resultado:_____

Prof. Dr._____

Assinatura_____

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Departamento de Odontologia

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE OCLUSAL DE
PRÓTESES TOTAIS EM RELAÇÃO À DIMENSÃO
VERTICAL DE OCLUSÃO, EM FUNÇÃO DE DOIS
DIFERENTES TIPOS DE MUFLAS**

VICENTE DE PAULA PRISCO DA CUNHA

Tese apresentada à Pró-reitoria de Pesquisa e de Pós-graduação da Universidade de Taubaté, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor pelo Curso de Pós-Graduação em Odontologia

Área de concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Bottino.

Taubaté-SP

2000

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Regulamento do programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em
Odontologia.

Cunha, V.P.P. **Avaliação da estabilidade oclusal de próteses totais em relação à dimensão vertical de oclusão, em função de dois diferentes tipos de muflas.** Taubaté, 2000. 120p. Tese (Doutorado). Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

Dedico este trabalho, de forma muito especial, a meu pai, Adhemar Prisco da Cunha (in memoriam), pelo quanto me ensinou no tão pouco tempo que pôde estar ao meu lado. É a ele que devo o exemplo de humildade, dignidade e respeito ao próximo e, muito mais que os primeiros passos dentro da profissão, o amor que tenho a ela.

À minha mãe, Benedita de Aguiar Cunha (in memoriam), pelo amor a mim dedicado.

Aos meus irmãos, Antonio José (in memoriam), e João Bosco.

À minha esposa, Tílinha, por, muito mais que entender, me apoiar, e procurar compensar minhas ausências.

Às minhas filhas, Manuela e Bruna, sem dúvida, o maior de todos os presentes que Deus pôde me dar.

Ao Prof. Dr. Marco Antonio Bottino, pela confiança em mim depositada, pela amizade a mim dedicada e por sua eficiente orientação no decorrer deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Maximiliano Piero
Neisser, um especial amigo e
mestre, que espontaneamente m
auxiliou durante todo
desenvolvimento deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao Magnífico Reitor, Prof. Dr. Nivaldo Zöllner, pelo apoio e amizade dedicados à minha pessoa, e, em especial, pelo quanto tem engrandecido nosso Departamento e a Universidade, mérito de seu esforço e dedicação.

À Pró-reitora de Pesquisa e Pós-Graduação, Prof^a. Dr^a. Maria Júlia Ferreira Xavier Ribeiro, e ao Coordenador Geral dos Cursos de Pós-graduação, Prof. Dr. Antonio Olavo Cardoso Jorge, pelo constante apoio e confiança em mim depositados.

Ao Coordenador da Subárea Prótese Dentária do Curso de Pós-graduação, Prof. Dr. Carlos Alberto Jambeiro da Rocha, muito mais que mestre, um amigo, pela ajuda constante.

Ao Chefe do Departamento de Odontologia, Prof^o Gilson Serra Nogueira, pela atenção e disposição em me ajudar sempre.

À Associação dos Docentes de Odontologia da Universidade de Taubaté (ADOUT), um dos responsáveis pela

melhoria dos cursos de Pós-graduação em Odontologia da UNITAU.

À Universidade de Taubaté, pelo interesse demonstrado no desenvolvimento do ensino, fornecendo bolsas de estudo aos docentes desta entidade.

A cada um dos colegas da Equipe de Prótese Total, o meu carinho e o meu agradecimento muito especial por terem, ao longo desses anos, me ajudado a construir esta equipe e a nos fazermos, mais que professores e colegas, amigos.

Aos colegas do Grupo de Implantodontia, pelo incentivo e amizade constantes.

Aos professores e colegas do Curso de Doutorado, por permitirem que o ensinar e o aprender transcorressem sempre num clima de companheirismo.

A todos os professores e funcionários do Departamento de Odontologia da Unitau.

À bibliotecária do Departamento de Odontologia da Unitau, Eliane Kalil Kobbaz Pereira, pela revisão bibliográfica.

Ao técnico de laboratório da F.E.G., UNESP, Campus de Guaratinguetá, Urbano Gonçalves de Oliveira, pela gentileza com que se dispôs a efetuar as mensurações deste trabalho.

À professora Glória Cardozo Bertti, pela valiosa colaboração na revisão da parte gramatical e estilística.

À Prof. Dr^a. Thelma Krug, pela orientação na elaboração da análise estatística.

Aos Profs. Drs. Aldari Raimundo Figueiredo e José Eduardo Junho de Araújo, por me ajudarem no início de minha carreira universitária e, mais que isto, pela amizade.

Aos Profs. Drs. Henrique Cerveira Netto e Ruy Fonseca Brunetti, pelo exemplo profissional e pela

satisfação em tê-los como mestres, que, dado à grandeza não se deixam esquecer.

Aos colegas e funcionários do Instituto Odontológico Adhemar Prisco, pela disposição em me ajudar sempre.

Ao colega Hirebe R. Souza, pela inquietação que o levou a buscar novos caminhos e que permitiu, ao encontrá-los, que este trabalho se realizasse.

E a todos aqueles que, direta ou indiretamente tornaram possível a realização deste trabalho, o meu muito obrigado.

SUMÁRIO

Lista	10
Resumo	13
1 Introdução	15
2 Revisão da Literatura	19
3 Proposição	43
4 Materiais e Métodos	44
5 Resultados	73
6 Discussão	82
7 Conclusões	96
8 Referências Bibliográficas	97
Abstract	106
Apêndice	108

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-Duplicador Lang	45
Figura 2-Metroscópio horizontal	46
Figura 3-Mufla convencional	47
Figura 4-Mufla HH	48
Figura 5-Próteses totais superior e inferior	50
Figura 6-Padrão metálico em alumínio	51
Figura 7-Modelos em gesso e em alumínio	52
Figura 8-Bases dos modelos em gesso e em alumínio	53
Figura 9-Transferência dos modelos-mestre	55
Figura 10-Modelos metálicos montados no articulador	56
Figura 11-Modelos em gesso com os padrões metálicos	58
Figura 12-Haste e padrões metálicos	59
Figura 13-Modelo em cera montado no Metroscópio	60
Figura 14-Corte lateral da mufla monomaxilar	62
Figura 15-Corte lateral da mufla HH	66
Figura 16-Modelo em resina montado no Metroscópio	69
Figura 17-Distribuição normal padronizado	72
Figura 18-Diferenças nas muflas convencionais (total)	74
Figura 19-Diferenças nas muflas HH (total)	75
Figura 20-Diferenças nas muflas convencionais (sup.)	77

Figura 21-Diferenças nas muflas convencionais (inf.)	78
Figura 22-Diferenças nas muflas HH (sup.)	79
Figura 23-Diferenças nas muflas.HH (inf.)	80
Figura 24-Modelos montados em articulador	81
Figura 25-Dados numéricos obtidos na MC1	108
Figura 26-Ilustrativo referente a figura 25	108
Figura 27-Dados numéricos obtidos na MC2	109
Figura 28-Ilustrativo referente a figura 27	109
Figura 29-Dados numéricos obtidos na MC3	110
Figura 30-Ilustrativo referente a figura 29	110
Figura 31-Dados numéricos obtidos na MC4	111
Figura 32-Ilustrativo referente a figura 31	111
Figura 33-Dados numéricos obtidos na MC5	112
Figura 34-Ilustrativo referente a figura 33	112
Figura 35-Dados numéricos obtidos na MH1	113
Figura 36-Ilustrativo referente a figura 35	113
Figura 37-Dados numéricos obtidos na MH2	114
Figura 38-Ilustrativo referente a figura 37	114
Figura 39-Dados numéricos obtidos na MH3	115
Figura 40-Ilustrativo referente a figura 39	115
Figura 41-Dados numéricos obtidos na MH4	116
Figura 42-Ilustrativo referente a figura 41	116
Figura 43-Dados numéricos obtidos na MH5	117
Figura 44-Ilustrativo referente a figura 43	117

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-Valores obtidos para cálculos estatísticos 118

Tabela 2-Resultados obtidos com o teste z 119

Cunha, V.P.P. **Avaliação da estabilidade oclusal de próteses totais em relação à dimensão vertical de oclusão, em função de dois diferentes tipos de muflas.** Taubaté, 2000. 120p Tese (Doutorado). Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a estabilidade oclusal no plano vertical de próteses totais superiores e inferiores após a acrilização, utilizando-se, para isso, dois diferentes tipos de muflas: a convencional e a HH, na qual a prensagem da prótese superior é feita simultaneamente com a inferior.

Para tanto foram usados vinte modelos, dez maxilares e dez mandibulares, os quais foram montados em um articulador semi-ajustável com angulações de 30° para a inclinação ântero-posterior da guia condílica e 15° para o ângulo de Bennett. Sobre eles foram montados oito corpos de prova em forma de cubo, com quatro pirâmides simulando cúspides, nas regiões de pré-molares e molares, sendo quatro no rebordo superior e quatro no rebordo inferior,

ocluidendo entre si e simulando a montagem de um par de próteses totais.

Após o enceramento, foram feitas as medidas das distâncias de um ponto da base do modelo à ponta da pirâmide, conseguindo-se desta forma, quatro medidas por corpo-de-prova, 16 por modelo e 32 por par de modelos. Estas medidas foram obtidas por meio de um metroscópio horizontal, com precisão de 2×10^{-4} mm. Em seguida, os modelos foram incluídos, cinco pares em muflas convencionais e cinco pares em muflas HH, e a polimerização seguiu o padrão do ciclo longo.

Uma vez polimerizados, os corpos-de-prova foram demuflados sem a separação do modelo mestre, e os pontos medidos foram novamente mensurados e analisados em relação às diferenças existentes.

Os resultados mostraram que a estabilidade oclusal foi maior quando as próteses foram polimerizadas nas muflas HH.

Palavras-chave:

Mufla

Dentaduras Completas

Oclusão

Polimerização

Dimensão Vertical

1 INTRODUÇÃO

Dentre outros, um dos principais objetivos da prótese total é o de estabelecer uma oclusão equilibrada em perfeita harmonia com as estruturas do aparelho estomatognático (Ruffino,1984).

A preocupação em manter múltiplos contatos simultâneos e bilaterais no relacionamento intermaxilar, possível de se conseguir por ocasião da montagem de dentes em cera, geralmente é perdido após a acrilização tanto das próteses totais como parciais removíveis (Pomilio et al,1996). Isso pode causar sérios transtornos à ATM, ao sistema neuro-muscular, à fibromucosa e ainda ao rebordo residual, o que levou o autor deste trabalho a estudar, de forma mais acurada, o assunto, com o intuito de minimizar esses problemas, causadores de sérias dificuldades clínicas e, mesmo, de dúvidas quanto aos procedimentos laboratoriais ou clínicos a serem realizados.

Sabe-se que pacientes desprovidos de dentes tendem a perder o fator proprioceptivo da mastigação, do arco reflexo que tem origem nos ligamentos alvéolo-dentários. Quando, sobre os dentes naturais, incidem os esforços da

mastigação, estes buscam, de alguma maneira, se arranjar em seus respectivos alvéolos ou mesmo modificando o posicionamento mandibular, até que todo o conjunto da mastigação consiga acomodar-se à nova situação. Tal fato não ocorre em indivíduos desdentados, mas os esforços sobre as próteses totais podem tornar-se danosos aos tecidos de suporte, se condições de equilíbrio oclusal não forem adequadamente criadas (Rizzatti-Barbosa & Dallari, 1996), de maneira a garantir resultados positivos para o seu desempenho (Turano & Turano, 1998).

A deficiência inerente às propriedades dos materiais utilizados, agravada por falhas técnicas cometidas em laboratório ou em clínica, e mesmo a avaliação errônea do cirurgião-dentista durante a prova dos dentes em cera, podem ser responsabilizadas pelos desajustes oclusais em próteses totais ou próteses parciais removíveis.

Embora erros técnicos possam ser corrigidos ou evitados, alterações dimensionais e distorções inerentes aos materiais utilizados na elaboração das próteses não foram até o momento solucionadas. As resinas se alteram durante a polimerização, o suficiente para provocar deformações permanentes no material.

Holt(1977)relata deformações que podem ocorrer, ainda por ocasião da remoção das próteses dos modelos. Tais alterações, mesmo que pequenas, são suficientes para alterar a posição estabelecida para os dentes, com conseqüente modificação na inclinação das cúspides e na curva individual de compensação. Em virtude disso, o paciente tenta encontrar uma posição mandibular na qual consiga ocluir todos os dentes ao mesmo tempo, fato provavelmente conseguido a expensas de desvios mandibulares, ou, na maioria das vezes, do deslocamento das bases das próteses sobre os rebordos. A busca por melhor relacionamento dentário e/ou maxilo mandibular leva, na maioria das vezes, a um desgaste das faces oclusais dos dentes artificiais, que pode ser responsável pela perda exagerada da anatomia da superfície oclusal de determinados dentes. Essas variações oclusais são tidas como nocivas ao sistema estomatognático, devendo ser corrigidas ou minimizadas.

Acrescente-se a isso que os ajustes oclusais, promovidos pelo cirurgião-dentista, normalmente resolvem o desequilíbrio em relação cêntrica dos dentes posteriores, mas dificilmente devolvem o relacionamento cêntrico e protrusivo dos incisivos (Souza,1987).

Verificando os procedimentos laboratoriais que poderiam desencadear esses problemas, observou-se ser constante o emprego de muflas convencionais para prensagem e subsequente polimerização das bases de resina acrílica em água quente.

As características técnicas da mufla HH idealizada por Souza (1978) possibilita a inclusão simultânea de prótese bimaxilar, permitindo que a prensagem da mufla seja feita com os dentes mantidos em oclusão. Este aspecto pode diminuir a quantidade dos desajustes oclusais decorrentes das alterações dimensionais e distorções inerentes ao processamento da prótese. Segundo o autor, por ocasião do emprego da mufla HH as possíveis alterações decorrentes do processamento não levariam a alterações na oclusão, ou seja, o fato de os dentes estarem ocluídos no interior da mufla não permitiria que determinado dente invadisse o espaço de seu antagonista, evitando-se contato prematuro. As distorções não seriam eliminadas, mas poderiam ser compensadas simultaneamente, diminuindo as repercussões oclusais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O ato clínico de instalação das próteses totais em pacientes desdentados é preocupante. Os desajustes oclusais observados nesta fase, causadores de sérios problemas a ambos, profissional e paciente, têm sido exaustivamente citados e discutidos na literatura.

Bonwill, em 1878, já dizia que era consenso geral a grande importância da curva individual de compensação nas próteses totais muco-suportadas, no relacionamento da superior com a inferior.

Em 1890, Spee relacionou a curva ântero-posterior, formada pelas cúspides de pré-molares e molares mandibulares, com a vertente ântero-posterior da cavidade glenóide.

Walker (1897) procurou, por tentativas, incorporar a inclinação da cavidade glenóide à montagem dos dentes artificiais das próteses totais formando a curva de compensação.

Snow (1900) discutiu a articulação entre os dentes e a importância da mastigação para o processo digestivo. E relatou que uma curva convexa, que vinha sendo chamada

de curva compensação, confirmando o termo, era mais pronunciada, quando as cúspides eram maiores. Na confecção de próteses totais ele expôs a importância das curvas para a obtenção de toques oclusais estabilizantes que permitissem a mastigação sem a desestabilização delas. Enfatizou ainda a necessidade de corretas montagem dos modelos no articulador e o correto posicionamento dos dentes artificiais.

Em 1905 Christensen relacionou a inclinação da cavidade glenóide com a curva de compensação, no articulador, por meio de planos de orientação em gesso.

Gysi (1910), preocupado com os problemas da articulação têmporo-mandibular e suas repercussões oclusais, estabeleceu procedimentos, para poder, com a tomada do arco facial, registrar a distância, inclinação e trajetórias condilares, aprimorando a determinação da guia condilar.

Com o auxílio de um abrasivo, colocado nas superfícies oclusais dos planos de orientação, e o paciente executando movimentos mandibulares fisiológicos, sempre com os planos oclusais superior e inferior em contato, Paterson (1923) conseguiu imprimir a curva individual de compensação. O mesmo autor, em 1928, incorporou à sua

técnica a conformação de uma ligeira curva nos planos de orientação, antes de colocar o abrasivo, de forma a facilitar os movimentos mandibulares e liberá-los das indesejáveis interferências da cera no plano oclusal.

Seguindo os princípios de Paterson, Meeyer(1935) isolou os planos de orientação superior do inferior com uma lâmina de alumínio, possibilitando, desta forma, a movimentação mandibular sem a aderência da cera e substituiu o abrasivo por cera macia, conseguindo mais facilmente a conformação da curva individual de compensação.

Tuckfield *et al.* (1943), preocupados com as alterações dimensionais, afirmavam que quando as bases das dentaduras terminadas eram novamente submetidas a um segundo processo de polimerização, elas sofriam alterações, que podiam afetar o ajuste da base das dentaduras.

Cooper & Skinner(1943) observaram que, ao elevar a temperatura da segunda cura para temperaturas acima de 75°C, a tensão do interior da resina era liberada, causando deformação.

Já em 1959, Woelfel & Paffenbarger constataram uma alteração dimensional linear de contração na extensão

entre os molares, que era normalmente menor que 0,3mm. Tal alteração ocorreria principalmente após terminada a polimerização, durante a demuflagem. Já as alterações dimensionais de expansão que ocorrem na clínica são devidas, na sua maioria, à absorção de água pela resina da base da dentadura, sendo usualmente menor que 0,2mm, compensando, em parte, a contração ocorrida.

Rizzatti-Barbosa & Dallari(1996) enfatizaram que uma série de cuidados, visando estabelecer harmonia do sistema estomatognático, devem ser buscados na elaboração de próteses totais. Muitos são os fatores a ser considerados na etiologia das disfunções do sistema estomatognático: o posicionamento mandibular, a superfície e a qualidade oclusal dos dentes posteriores, são provavelmente, os mais importantes. Têm-se correlacionado ainda os aspectos da anatomia oclusal, altura e inclinação das cúspides, com os fatores determinantes da oclusão .

Procurando diminuir o efeito da alteração dimensional, Brewer(1963) advogou uma segunda cura à temperatura mais baixa (60°C), argumentando que desta forma pouca alteração dimensional poderia ocorrer.

Bailey(1964) recomendava uma temperatura até 66°C , para prevenir a alteração dimensional na segunda cura, para a confecção da base da prótese.

Segundo Yarmand & Gehi(1971), apesar das inúmeras vantagens das bases permanentes que muito auxiliam os registros das relações maxilo-mandibulares, em várias situações são obtidas as relações maxilo-mandibulares por meio de bases provisórias, que são descartáveis na fase de processamento da polimerização da prótese total.

Wesley *et al.* (1973) sugeriram que procedimentos cautelosos devem ser tomados, para minimizar as alterações dos contatos oclusais planejados. Estudando próteses totais de cinquenta pacientes por meio de mensurações e fotografias dos contatos dentários em relação cêntrica e medidas da abertura do pino incisal, antes e após a polimerização, esses autores constataram um deslocamento desses contatos para posterior e que a abertura do pino parecia estar mais relacionada com este fato.

Com relação ao sistema estomatognático, Neff(1975) afirmou que, em função normal do sistema neuromuscular, observando-se interferências ao elevar a mandíbula até que os dentes entrem em oclusão, ocasionada

por contato prematuro em molar, suficiente para provocar deslocamento da mandíbula, para frente ou para os lados, essas interferências podem afetar os músculos do lado oposto, (ptérigoideo médio, ptérigoideo lateral e ligamento capsular) podendo afetar, ainda, os músculos do mesmo lado, como as fibras posteriores e médias do masseter e do temporal.

Zakhari(1976) declarou que: "O aumento vertical, em dentaduras processadas pela técnica de prensagem, pode ser o resultado de outros fatores que não na técnica".

Em 1977 Holt, atestou que a alteração oclusal acontece nas próteses totais durante a remoção do gesso, no ato da demuflagem, havendo, portanto, necessidade de ajustes na oclusão na entrega delas.

Phillips(1978) afirmou que a perda da dimensão vertical de oclusão está normalmente associada ao processamento das bases das dentaduras pelas técnicas da resina fluída. Segundo ele, ocorre o contrário com as bases processadas a partir de resinas termoativadas e moldadas por compressão.

Graser(1978) sugeriu o uso da base da dentadura concluída e os dentes posicionados durante a segunda polimerização. Ele propôs que, para preservar a

resistência da resina e precisão da base, previamente confeccionada, a segunda polimerização deveria ser feita à temperatura mais baixa em torno de 138⁰F (58,8⁰C), durante 12 horas. Isto difere do ciclo padrão de 165⁰F (73,9⁰C), por 9 horas.

Dawson(1980) declarou que uma oclusão “muito boa” não é boa o suficiente. Afirmou que a sintomatologia na síndrome da Articulação Temporo-Mandibular é freqüentemente resolvida em questão de minutos, uma vez que se consiga equilibrar a oclusão do paciente. Para isso é necessário localizar a interferência com precisão e fazer ajuste oclusal adequado.

Estudando as resinas acrílicas convencionais e a resina especial (Coe 20), Firtell *et al.* (1981) concluíram que as convencionais, quando processadas a temperaturas iguais ou abaixo da recomendada pelo fabricante, não apresentavam nenhuma distorção significativa no selamento periférico posterior. Entretanto, quando elas eram processadas em temperaturas acima da recomendada, observava-se uma distorção significativa.

Ruffino(1984) salientou que oclusão balanceada é uma característica vital nos dentes artificiais das

dentaduras completas. Variações na oclusão podem causar alterações, resultando em processos de sobrecarga, má distribuição de esforços sobre os tecidos e concomitante comprometimento na função, no conforto, e na perda da eficiência mastigatória. Assim sendo, o autor procurou idealizar uma técnica que preenchesse o desajuste da superfície oclusal, recomendando que estudos adicionais fossem desenvolvidos, uma vez que a técnica só poderia ser realizada em dentes de resina e não em dentes de porcelana.

Em estudos com o uso do RX, Lechner & Lautenschlager (1984) procuraram observar as mudanças nas bases das dentaduras ocasionadas durante sua confecção. Utilizaram técnicas de dois ciclos de polimerização lenta: o primeiro, para confecção da base da prótese, e o segundo para polimerização da porção de fixação dos dentes, chegando a resultados não satisfatórios. Segundo os autores, tais distorções deveriam ser exageradamente ampliadas para que se pudessem notar as mudanças típicas no contorno, caso contrário, não seriam aparentes. Acreditavam que as deformações reais mensuradas neste e em outros estudos não foram suficientes para esclarecer a falta de adaptação das dentaduras no momento da entrega das próteses.

McCartney(1984) estudou a má adaptação das bases das próteses e a discrepância da movimentação dentária, que causam má oclusão, fato que ocorria no processamento da resina acrílica. Observou um ciclo curto de polimerização, com menor tempo, com água em ebulição, contra outro de maior tempo e com temperatura mais moderada. O resultado do ciclo mais longo era melhor em 25%, com relação ao espaço de distorção da base do palato e 50% melhor no que se referia à oclusão.

Ash & Ramfjord (1987) denominaram oclusão balanceada quando se conseguem contatos oclusais simultâneos posteriores bilaterais e anteriores, sem interferência durante os movimentos mandibulares. Tal tipo de oclusão deve ser desenvolvida de forma a evitar o deslocamento das próteses totais, durante a função ou parafunção. Uma oclusão balanceada não é necessária nem aconselhável na dentição natural.

Hvanov & Tamaki(1987) fizeram um estudo comparativo entre a curva de compensação formada no arco dental das próteses totais bimaxilares pela abrasão, devido o longo tempo de uso, e a curva de compensação

estabelecida no plano de cera pela técnica de Paterson. A pesquisa foi realizada em 25 pacientes portadores de próteses totais, sendo que o tempo de uso variou de sete a 36 anos. Os resultados obtidos demonstraram que a curva de compensação formada com o desgaste de Paterson, efetuado em alguns minutos, coincidiu com a curva formada no arco dental, ao longo dos anos. Os autores concluíram que a técnica de Paterson determina a curvatura individual requerida pelo paciente.

Souza(1987), procurando contornar os desajustes oclusais, decorrentes das alterações dimensionais e distorções inerentes aos materiais utilizados, na confecção das próteses totais, desenvolveu a mufla "HH", constituída de três partes e uma tampa:

- base inferior com fundo fixo e paredes expulsivas;
- parte superior com tampa removível e paredes expulsivas;
- parte intermediária dividida em duas partes paralelas, articuladas por duas dobradiças com pinos removíveis.

Com esse sistema, o autor possibilitou a inclusão do conjunto prótese total superior e inferior, com os dentes

em oclusão, polimerizando ambas simultaneamente. Segundo ele, isso implicaria que possíveis alterações ocorridas nos materiais não ocasionassem distorções na oclusão. Assim, o fato de os dentes estarem em oclusão impediria que eles invadissem o espaço de seus antagonistas, evitando-se, desta forma, contatos prematuros. O objetivo, portanto, da mufla "HH" é facilitar a obtenção de múltiplos contatos simultâneos e bilaterais no fechamento mandibular, iguais aos observados por ocasião da prova dos dentes em cera, sem provocar deslizamentos das bases sobre a fibromucosa que reveste os rebordos. As distorções não seriam evitadas, somente as indesejáveis repercussões oclusais. O autor confirmou as vantagens desse tipo de mufla em observações exclusivamente clínicas, durante a confecção de 25 próteses totais duplas.

Em revisão da literatura pertinente, Conti *et al.* (1988) estudaram a importância de conseguir manobras clínicas adequadas para retenção e estabilidade nas próteses totais, propriedades fundamentais para que elas desempenhem corretamente suas funções. Retenção é a propriedade da prótese em resistir às forças de deslocamento no sentido gengivo-oclusal. Estabilidade, por sua vez, é a propriedade da prótese em opor-se às forças

horizontais que atuam durante a mastigação, a fim de não se deslocar de sua posição. A retenção e a estabilidade dependem de alguns fatores como: o contato íntimo entre a base e a fibromucosa de revestimento; a inclinação das vertentes da base; oclusão; relação dos dentes com o rebordo alveolar; e moldagens. Para que a estabilidade da prótese seja preservada, ela deve apresentar, durante os movimentos mandibulares, o maior número possível de contatos entre os dentes antagonistas. E adicionalmente, qualquer movimento excêntrico de lateralidade e propulsão, no mínimo, três pontos de contato: um na região anterior e dois bilaterais na região posterior.

Solberg(1989) ressaltou que para a avaliação da função mandibular necessita-se um conhecimento amplo da cabeça. Segundo o autor, o exame dentário pode omitir problemas distantes, nos músculos e ou nas articulações, que poderiam ser agravados ou melhorados pela terapia dentária. Por esta razão, o autor considera que cabe ao dentista se empenhar em reconhecer os sintomas relacionados às funções nestas regiões, para prognosticar melhor as dificuldades inerentes ao tratamento planejado.

Testando dois tipos de cera e duas técnicas de polimerização, Sykora & Sutow(1990) observaram que, no processo de enceramento da base de uma prótese total ao utilizar uma cera dura e outra macia, não notaram diferença significativa entre as duas. Isto foi verificado após mensurações da posição dos dentes nos planos vertical e horizontal.

Em procedimentos laboratoriais, Heartwell Júnior & Rahn (1990) indicaram a remontagem, em articulador, das próteses totais, de forma que qualquer mudança na relação de contato das superfícies oclusais que tivesse eventualmente ocorrido durante o processo de polimerização fosse detectada e corrigida.

Miranda (1990) analisou, baseado em revisão da literatura e acompanhamento de um caso clínico, as dificuldades na confecção de uma prótese total, principalmente no que se refere ao estabelecimento da Dimensão Vertical de Oclusão (DVO), Relação Central (RC) e Estética. O autor deu ênfase aos passos e cuidados necessários a serem seguidos no processo de confecção de uma prótese total, tais como: planejamento da prótese total (através de exame clínico, radiográfico e dos modelos de estudo, de forma a se chegar a um diagnóstico e prognóstico) e restabelecimento da DVO, de DVR e do Espaço

Funcional Livre (EFL). Descreveu ainda, métodos para tomar registros intra-orais de relação RC e cuidados na recuperação da estética. Após a prova final na boca do paciente, as próteses foram prensadas, polimerizadas e remontadas em articulador semi-ajustável para fazer o ajuste oclusal.

Revisando a literatura, Tamaki *et al.* (1991) demonstraram a importância da intercuspidação, que é vital para o sucesso das próteses totais, e constataram que a grande maioria dos autores consideram o contato bilateral no balanceamento das próteses uma necessidade funcional e protética, que a multiplicidade de contatos em funções de trabalho e em balanceio favorece a estabilidade, a retenção, o desempenho mastigatório e o conforto. Em intercuspidação máxima encontraram valores que variavam de 24 a 32 contatos oclusais.

Polukoshko *et al.* (1992) demonstraram que a contração resultante da segunda cura em temperaturas de 74°C, 67°C e 60°C foi tão pequena, que provavelmente não teria efeito significativo na qualidade clínica da prótese. Demonstraram também que havia uma tendência geral para maior contração da base da prótese processada em

temperaturas crescentes no segundo ciclo de polimerização.

Kimpara *et al* (1995), ao observarem, no exercício clínico, que a montagem de dentes obtida no articulador com intercuspidação equilibrada e com pontos de contato distribuídos ao longo dos arcos dentários, após a instalação, muitas vezes não se repetia nas próteses acrilizadas, e tendo em vista que na montagem dos dentes e na escultura das próteses totais a cera rosa nº 7 era empregada em várias condições de trabalho, tiveram a idéia de investigar o reflexo das alterações do material em questão, na posição dos dentes, variando o seu grau de plasticidade. Empregaram ceras de três marcas comerciais, que foram submetidas a cinco experimentos em diferentes condições de trabalho. Utilizaram: cera dura (sem aquecimento), cera plástica, cera fundida, combinação de cera dura e plástica, e cera dura e fundida. Concluíram que: a cera rosa provocou alterações na posição dos dentes durante a montagem; as alterações foram minimizadas quando o seu aquecimento foi uniforme sem atingir a temperatura de fusão; as maiores alterações ocorreram na região dos molares, seguida dos pré-molares e dos incisivos; as grandezas das alterações variaram conforme a marca da cera.

Estudando a temperatura e a alteração dimensional linear das resinas acrílicas termicamente ativadas, com técnica de processamento em dois estágios, para dentaduras completas, Yeung *et al.* (1995) observaram que a contração linear final da base da prótese, após os dois tipos de processamento, foi menor que 1%, apresentando-se favorável quando comparado aos estudos de processamento em estágio único.

Anusavice (1996) preconizou dois ciclos de polimerização para as resinas da base de dentaduras: em banho de água à temperatura constante de 74°C (165°F) durante oito horas; e outra que consiste em manter em banho de água a 74°C, durante duas horas, em seguida elevando a temperatura a 100°C mantendo este processo por mais uma hora.

Kimpara & Muench (1996) buscaram determinar, em porcentagem, a alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica, estudando as seguintes variáveis: polimerizando imediatamente, após a prensagem, e 24 horas após; prensando a resina nas fases borrachóide, plástica e pegajosa; determinando as alterações, em relação à fase

encerada, após a desinclusão, e duas e oito semanas após a imersão em água; e medidas realizadas em vários locais entre os dentes. Os autores concluíram que: a) a polimerização feita imediatamente, ou 24 horas após a prensagem, não influenciou na alteração dimensional das dentaduras; b) tanto a fase plástica como a borrachóide levaram a contrações semelhantes; c) parte da contração de polimerização foi recuperada após a prótese haver ficado várias semanas em imersão; d) a alteração dimensional ocorreu de acordo com o local de mensuração e, proporcionalmente, a contração entre bordas opostas foi maior do que ao longo delas. Isso evidenciava uma contração não isotrópica da dentadura, durante o processamento, indicando que ocorreu distorção. Apesar dos esforços para a obtenção de uma oclusão satisfatória, nas etapas iniciais de confecção das dentaduras, muitas vezes elas ficam totalmente alteradas após o processamento da resina termopolimerizável.

Pomilio *et al.* (1996) estudaram alterações dimensionais que ocorrem em dentaduras inferiores durante o processo de inclusão, condensação da resina, polimerização e polimento. Utilizaram-se de vinte dentaduras inferiores e executaram mensurações em pontos

de referência predeterminados, inicialmente com a dentadura em cera e posteriormente após sua polimerização e polimento. Analizados os resultados observaram-se diminuição no comprimento do arco dentário; fechamento do arco na região de molares e aumento da Dimensão Vertical de Oclusão, justificando, assim, a necessidade de fazer sempre o ajuste oclusal, antes da entrega da prótese ao paciente.

Com respeito aos esforços induzidos pelas próteses totais, Rizzatti-Barbosa & Dallari (1996) ressaltaram que tais esforços poderiam ser os responsáveis por danos aos tecidos de suporte quando não se consegue uma condição de equilíbrio oclusal satisfatório para um melhor desempenho da prótese total. Procuraram, em trabalho experimental, determinar se a polimerização convencional da resina poderia influenciar na inclinação das vertentes triturantes das cúspides méso-palatinas dos primeiros molares superiores da prótese total. Para isso executaram medições nos estágios de pré e pós-polimerização. Salientaram que a contração ocorrida pela prótese condiciona aos dentes posteriores, vista num corte frontal, um movimento leve de rotação para lateral, fazendo com que suas cúspides não mantenham o mesmo posicionamento

obtido durante a montagem dos dentes artificiais. Tal fato justificaria a necessidade de ajustes oclusais durante a instalação das próteses e a correção dos erros nesta fase. Estes ajustes deveriam ser realizados, não só na situação de relação cêntrica e protrusão, mas principalmente nos movimentos de lateralidade, já que as cúspides podem se apresentar fora da angulação proposta durante a montagem dos dentes, podendo comprometer a qualidade do movimento mandibular em relação aos côndilos.

Russi *et al.* (1996) investigaram a influência de três tipos de prensas para polimerização de resina acrílica de bases de dentaduras sobre a dimensão vertical, pela observação das variações ocorridas na altura das muflas. Estudaram três maneiras de manter a mufla fechada durante a polimerização, usando: prensa com molas, prensa com parafuso central e com parafusos laterais colocados na própria mufla. Os estudos revelaram que houve aumento de 0,1mm, na altura das muflas, com os três tipos de prensas utilizadas, e o maior aumento foi observado nas prensas de molas.

Santos Júnior. (1996) enfatizou o conceito de oclusão balanceada, em que, durante as excursões funcionais, os dentes poderiam produzir contatos

simultâneos múltiplos tanto do lado de trabalho como de balanceio.

Sadamori *et al.* (1997) analisaram a alteração dimensional nas bases de dentadura de acordo com a espessura do enceramento, com 1, 3 e 5mm e chegaram à conclusão de que estas alterações são devidas ao método de processamento e espessura das bases das próteses. Afirmaram que uma prótese mais grossa sofre maior alteração dimensional após a demuflagem e exige mais tempo para estabilizar-se dimensionalmente. Quando a espessura for menor pode apresentar maior empenamento, que, no entanto, se estabiliza mais rapidamente de volta à sua situação original.

Dubojska *et al.* (1998) analisaram a oclusão balanceada em cinco pacientes durante seis semanas, duplicando suas próteses não-balanceadas e montando-as em articuladores semi-ajustáveis. Em seguida, com acréscimo e remoção de material, ajustaram-nas para oclusão balanceada, sendo, a partir da então utilizadas pelos pacientes. Os pacientes foram controlados por seis semanas, analisando-se suas opiniões; eles relataram mudanças satisfatórias com relação ao conforto, à estabilidade e eficiência mastigatória das próteses. Concluíram que: "a perfeita adaptação da base da prótese

aos tecidos, a extensão periférica ou a perfeita tomada de relação central são igualmente importantes na qualidade final da prótese”.

Kawara *et al.* (1998) estudaram o comportamento da distorção da resina acrílica para base de dentadura ativada termicamente e verificaram que a contração da base foi causada, principalmente, por fatores térmicos. Para tanto, compararam os métodos convencionais com o de baixa temperatura e em ciclo longo, verificando o grau de distorção causado por eles. O método convencional utilizado foi o ciclo de 70°C, por 90 minutos, com elevação de temperatura durante 60 minutos até 100°C, e assim mantida durante 30 minutos. No método do processo de baixa temperatura e ciclo longo, a temperatura foi mantida a 70°C, durante 24 horas. Observaram uma expansão da base polimerizada no processamento convencional, enquanto que ligeira contração foi observada durante o processamento por ciclo longo. Isto sugeriu que, no método convencional, a contração de polimerização foi compensada pela expansão térmica durante o processamento. As medidas feitas no ciclo longo mostraram uma média de 64% da força de encolhimento quando comparada com o método convencional. O resultado relativo à quantidade de contração da base da dentadura de

resina acrílica ativada termicamente foi, principalmente, devido à contração térmica, e demonstrou que houve vantagem para o método de ciclo longo, com redução da contração.

Estudando o desenvolvimento do relaxamento do estresse residual após a demuflagem, Komiyama & Kawara (1998) sugeriram que a prótese fosse mantida incluída no gesso no mínimo um dia para, só então, ser realizada a demuflagem. Isto daria tempo para a liberação de tensões residuais associado, ao processamento da base da prótese.

Pomilio(1998) estudou o restabelecimento do plano oclusal e da Dimensão Vertical de Oclusão em dentaduras duplas, usando a técnica da zona neutra ou de equilíbrio muscular. Trabalhou com 42 pacientes que receberam dentaduras duplas e as utilizaram por 15 dias para sua completa adaptação. Dentre outras avaliações, analisou a associação dos métodos da deglutição, estético e fonético, para determinar a Dimensão Vertical de Oclusão. Na fase laboratorial, os modelos de trabalho receberam, em sua base, quatro sulcos em forma de "V" para servir de guia na remontagem, utilizando-se o articulador semi-ajustável. O autor preconizou, antes da instalação das dentaduras, a

remontagem em articulador, para procedimentos de ajuste oclusal.

Turano & Turano (1998) afirmaram que, após a polimerização da resina acrílica, a Dimensão Vertical (DV) poderia aumentar, e isso podia ser facilmente verificado pela posição do pino guia incisal, em sua escala milimetrada. Além desta verificação, observaram a falta de “engrenamento” articular dos dentes posteriores em relação à posição que estavam no articulador, antes da retirada dos modelos com as respectivas próteses experimentais, para o processamento da polimerização. Afirmaram que, nas próteses totais, os esforços induzidos podem ser danosos ao tecido de suporte e responsáveis pela reabsorção óssea, salientando a necessidade de criar condições de equilíbrio oclusal, para garantir resultados positivos às próteses.

Gomez *et al.* (1998) propuseram uma nova técnica para diminuição dos problemas provenientes das alterações dimensionais das resinas acrílicas utilizadas na confecção das próteses totais. Polimerizaram uma prótese total superior e levaram a mufla com as placas “Getom” para fixação, após a prensagem, à uma prensa hidráulica. Esperaram o escoamento da resina depositada na fase

pegajosa e analisaram digitalmente a fase ideal. Iniciaram lentamente a prensagem até atingir 1250 kgf/cm². Para determinar essa pressão, aplicaram o seguinte teste: a mufla foi submetida a diversas pressões e verificaram que, acima de 1250 kgf/cm², houve deformação das bordas metálicas. Durante 15 horas, para permitir melhor reação polímero/monômero com polimerização controlada à baixa temperatura, os autores corrigiram a pressão exercida na mufla, estabilizando-a em 1250 kgf/cm², para melhor acomodação da resina. Realizaram a polimerização obedecendo o seguinte ciclo: de 3 horas a 60°C e, posteriormente, 9 horas a 70°C. Lançando mão de passos já existentes e alterando ciclos de polimerização (tempo de espera), conseguiram diminuir as alterações dimensionais.

3 PROPOSIÇÃO

Baseados na revisão da literatura e em trabalhos experimentais, propõe-se comparar os processos de polimerização de próteses totais, utilizando muflas convencionais (monomaxilar) e HH (bimaxilar), e verificar a estabilidade oclusal em relação à Dimensão Vertical de Oclusão (DVO) dos dentes superiores e inferiores.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

- a) silicona Zetalabor;
- b) cera Rosa n°. 7, Marca Epoxiglass;
- c) alumínio industrial de baixa fusão;
- d) resina rosa quimicamente ativada, polímero e monômero, marca Clássico;
- e) gesso pedra tipo IV, marca Durone;
- f) álcool marca Alkom;
- g) gesso pedra, marca Herodent;
- h) gesso comum, marca Pason;
- i) isolante à base de alginato, marca Cel-lac, fabricado pela S.S.White;
- j) resina acrílica termicamente ativada, fabricada pela Clássico Industria Brasileira;
- k) algodão, marca Cremer.

4.1.1 Aparelhos e Instrumentos

- a) articulador semi-ajustável marca Bio-Art mod. 4000;
- b) par de placas de montagem para articulador Bio-Art 4000;

- c) parafusos com porcas de 35mm de comprimento e 4mm de diâmetro;
- d) duplicador, marca Lang (Figura 1);



FIGURA 1- Duplicador Lang

- e) prego de aço de 12mm de comprimento e 1mm de diâmetro;
- f) lamparina a álcool;

- g) espátula nº7, marca Duflex;
- h) espátula Lecron, marca Duflex;
- i) espátula para gesso;
- j) gral de borracha;
- k) Metroscópio horizontal Carl Zeiss - Jena, Alemanha, com resolução de 2×10^{-4} mm (Figura 2);

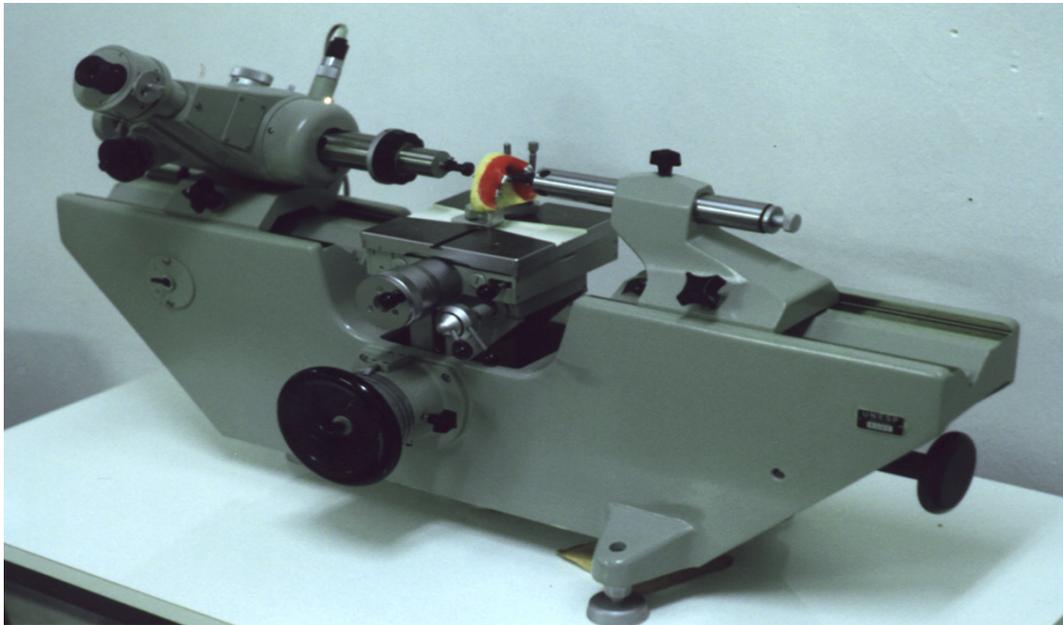


FIGURA 2- Metroscópio horizontal

1) muflas, marca L.F.S., n° 5 (Figura 3);



FIGURA 3- Mufla convencional (monomaxilar)

m) mufla HH.(Figura 4);



FIGURA 4- Mufla HH (bimaxilar)

- n) pincel nº36, marca Tigre;
- o) vibrador para gesso, marca Soft Line;
- p) prensa hidráulica modelo PM-2000 A;
- q) prensa com parafuso central, marca OGP;
- r) potes medidores para monômeros e polímeros;
- s) pote de vidro com tampa para mistura do monômero polímero;
- t) polimerizador, fabricado pela Record Equipamentos Ltda;
- u) micromotor elétrico, fabricado por Dentec Industria e Comércio Ltda;
- v) broca carbide de tungstênio, marca Komet H79GE.104070.

4.1.2 Dispositivos:

- a) par de próteses totais, com dentes montados em cera e ângulos condilares do articulador devidamente regulados (Figura 5);



FIGURA 5- Próteses totais superior e inferior montadas em cera

b) padrões metálicos em alumínio de forma cúbica com 8mm de arestas e 4 pirâmides fresadas, a partir da metade de sua altura, representando as cúspides de um dente. Esses corpos-de-prova foram usinados em alumínio duro de forma a conseguir-se maior fidelidade de mensuração (Figura 6);

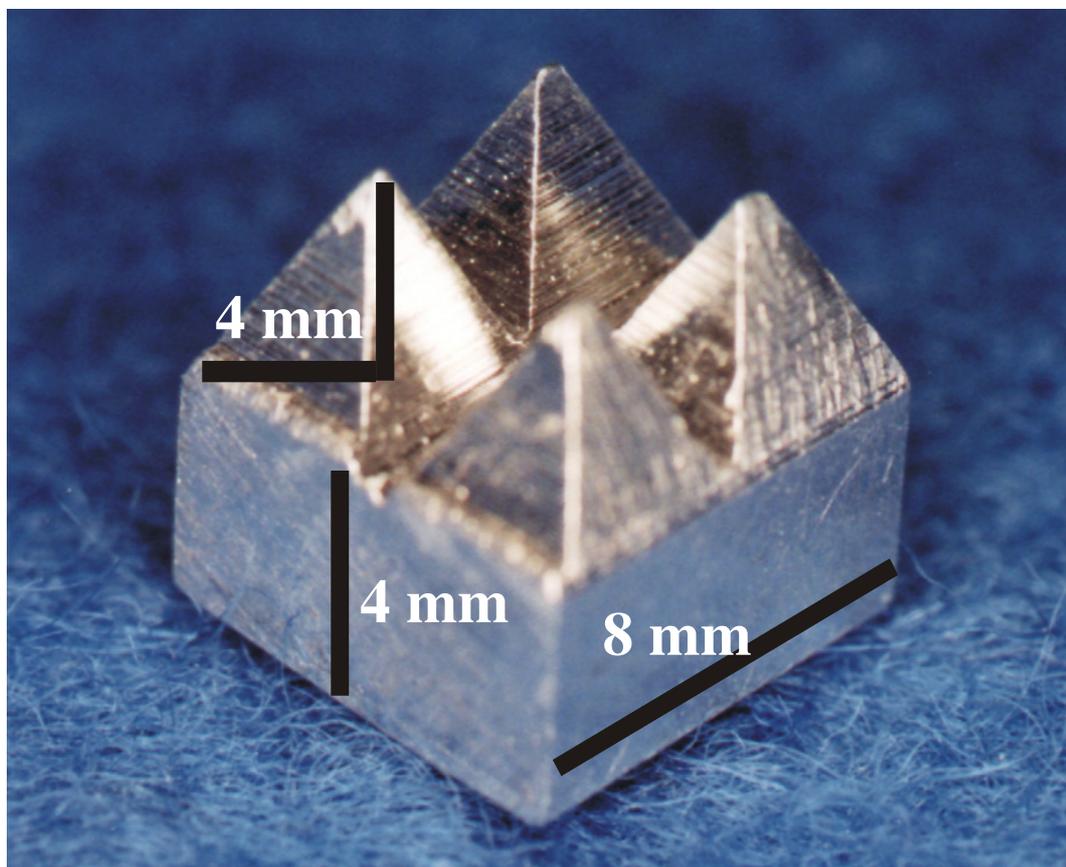


FIGURA 6- Padrão metálico em alumínio

c) modelos superior e inferior em gesso, cópias dos modelos originais **(A)**; modelos padrões duplicados em alumínio, a partir dos modelos de gesso originais **(B)** (Figura 7);

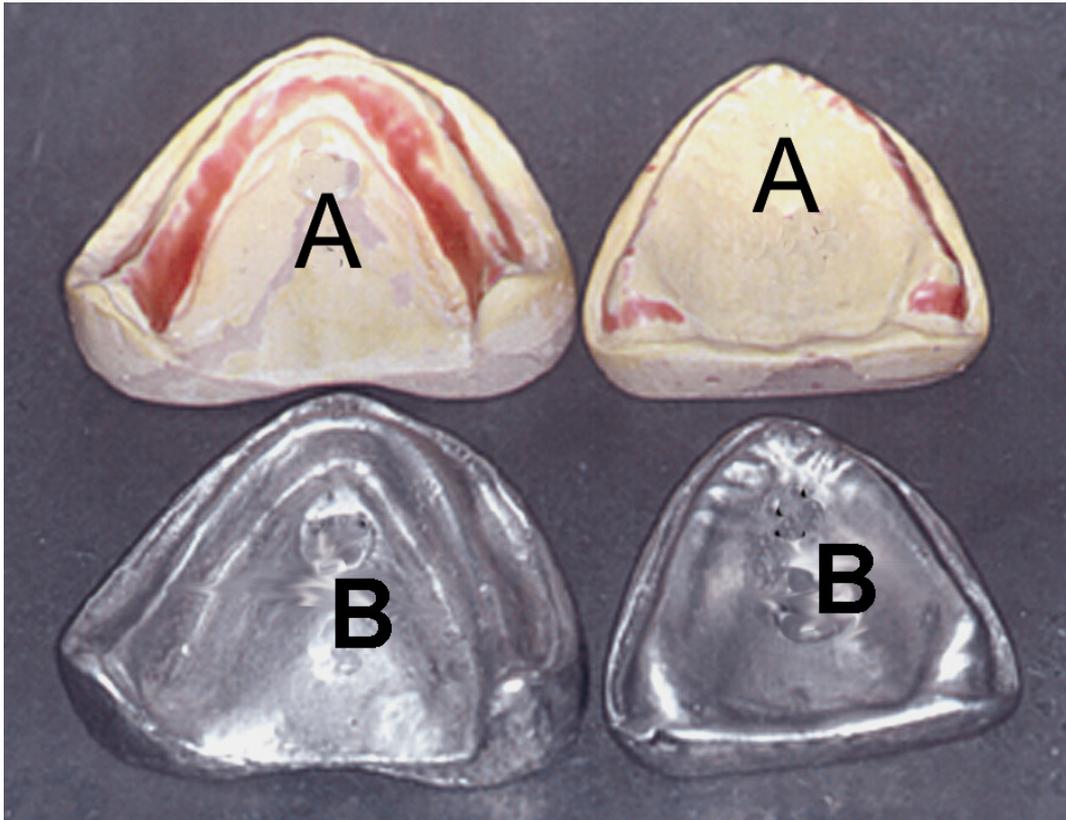


FIGURA 7- (A) Modelos originais em gesso. (B) Modelos duplicados em alumínio

d) modelos preparados com orifícios centrais para fixação no articulador **(A)** e concavidades nas bases, criando guias padrões **(B)**, para

permitir remontagem dos modelos com maior fidelidade (Figura 8);

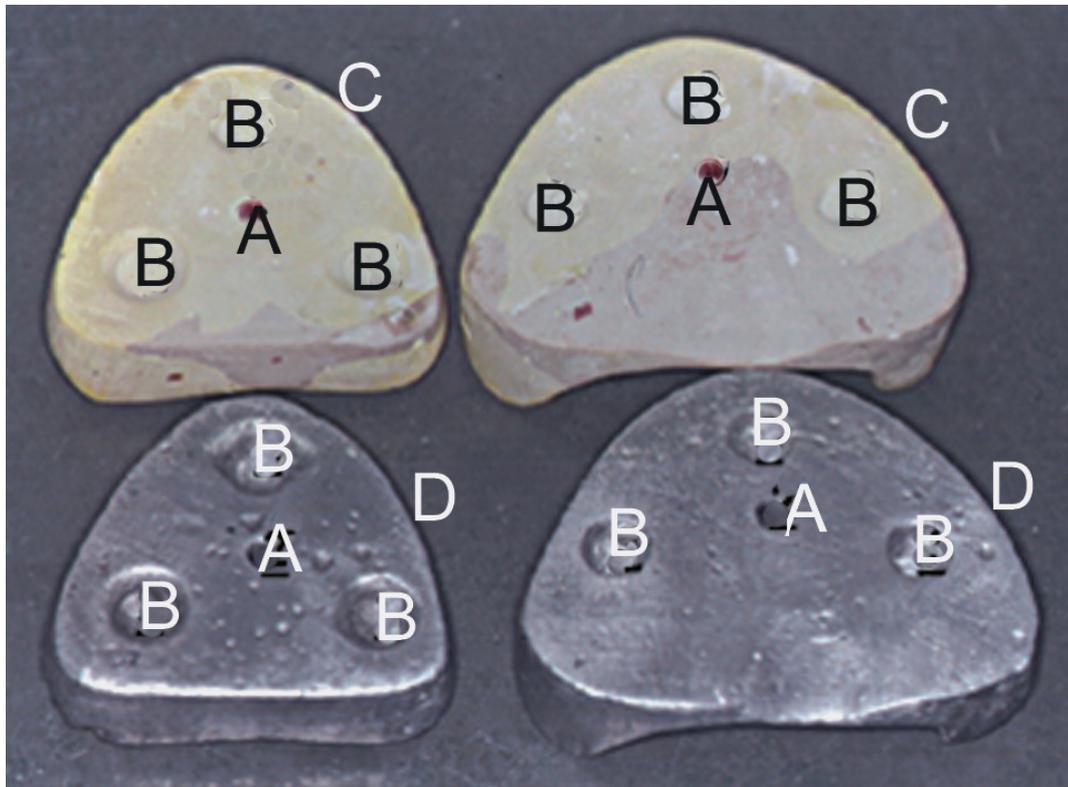


FIGURA 8- (A) Orifícios de fixação. (B) Guias de transferência. (C) Modelos originais em gesso. (D) Modelos duplicados em alumínio

4.2. Métodos

4.2.1 Obtenção dos modelos-mestre

Os modelos-mestre foram obtidos em gesso pedra tipo IV, a partir de moldagens funcionais. Após a separação molde/modelo, estes foram recortados e em suas bases foram preparadas três concavidades. Em seguida estes modelos foram duplicados, sendo moldados com silicona laboratorial em um duplicador marca Lang. Com gesso pedra tipo IV executou-se o preenchimento do molde e aguardou-se sua cristalização. Uma vez obtidos os modelos, foram feitas perfurações centrais no palato do modelo maxilar e na base do modelo mandibular, com a finalidade de fixar o modelo na placa de montagem do articulador, podendo este ser removido e recolocado com facilidade e precisão.

As fases seguintes de confecção das próteses foram realizadas com os modelos originais, até a montagem dos dentes artificiais (Cerveira Netto, 1995).

Fez-se a transferência do modelo-padrão maxilar, mantendo as próteses ocluídas e posicionadas no modelo mandibular original, e instalou-se o modelo maxilar duplicado em gesso na base de prova maxilar (Figura 9-A). A base do modelo foi isolada (isolante à base de alginato,

marca Cel-lac) e com parafuso e porca adaptados ao seu orifício central, foi fixada à placa de montagem do articulador. Ao mesmo tempo, foi copiada a base do modelo com suas concavidades, com cera sete. Ao final deste preparo, foi obtida uma placa de montagem adaptada, a qual dispunha de três convexidades que serviam de guia para o posicionamento dos modelos e um parafuso para a fixação deles.

Para fixação do modelo mandibular, o procedimento foi inverso do processo anterior, ou seja, o modelo maxilar foi mantido em posição sobre a placa adaptada superior e fixado o modelo mandibular (Figura,9-B).

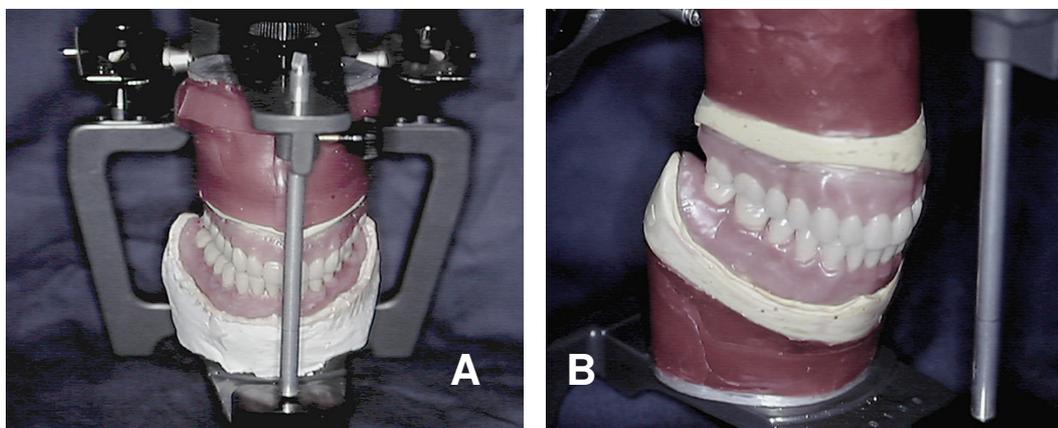


FIGURA 9-A-B- Transferência dos modelos-mestre e construção, em cera, das placas de montagem adaptadas, copiando o guia padrão da base do modelo e obedecendo as medidas previamente registradas no articulador

Uma vez construídas em cera as placas adaptadas, utilizou-se a mesma técnica de polimerização para base de dentaduras, preconizada por Anusavice (1996), e trocou-se a cera pela resina termicamente ativada. Em seguida, os modelos preparados foram duplicados com alumínio industrial de baixa fusão e obtido um modelo que serviu de padrão para os modelos experimentais (Figura 10-A).

As placas de montagem adaptadas e os modelos de alumínio terminados foram montados em articulador semi-ajustável 4000 da Bio-Art, para ser verificada a adaptação do conjunto (Figura 10-B).

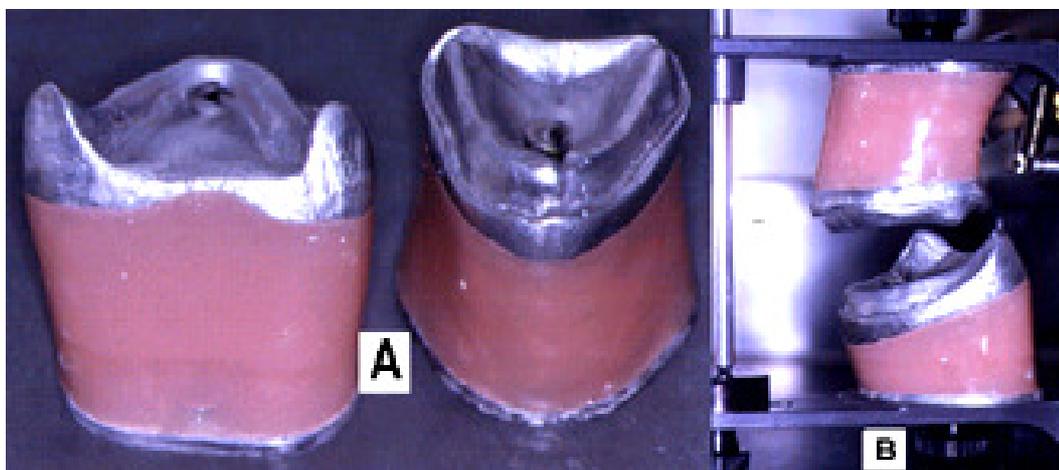


FIGURA 10- (A) Modelos metálicos fixados às placas de montagem adaptadas. (B) conjunto montado em articulador respeitando as relações horizontais e verticais anteriormente determinadas.

Os modelos metálicos foram duplicados e os modelos de gesso obtidos foram montados no articulador. Sobre estes, foram feitas as montagens de quatro padrões metálicos usinados representando os dentes (Figura 6).

Com o auxílio de cera rosa 7 (Epoxyglass) foi montado sobre as regiões de molares e caninos do arco inferior quatro padrões metálicos, um em cada região. Foi mantido sempre um padrão de espessura de duas lâminas em toda a base da prótese, com exceção do local onde estes padrões foram fixados; nesta área foi efetuado apenas um enceramento suficiente para reter os quatro padrões metálicos à base de prova. Este mesmo procedimento foi repetido no arco superior.

A montagem acima descrita obedeceu à seguinte seqüência: os quatro padrões inferiores foram ocluídos com os superiores. A seguir, foi-se alternando o superior com o inferior de outro par até que se obtivessem os dez pares montados, e, conseqüentemente, montagens semelhantes entre si para todos os modelos (Figura 11).



FIGURA 11-(A) Modelos duplicados em gesso, montados em articulador com os padrões metálicos fixados em cera, substituindo os dentes; **(B)** maior aproximação mostrando oclusão entre superiores e inferiores

Com a finalidade de padronização de um ponto fixo do lado oposto aos ápices das pirâmides dos padrões metálicos, quatro pontos foram demarcados. Para tal procedimento, utilizaram-se hastes metálicas fixadas na parte inferior dos corpos dos modelos. Esses pontos tiveram por finalidade fixar a distância deles ao ápice da pirâmide de forma a permitir as mensurações necessárias(figura 12).

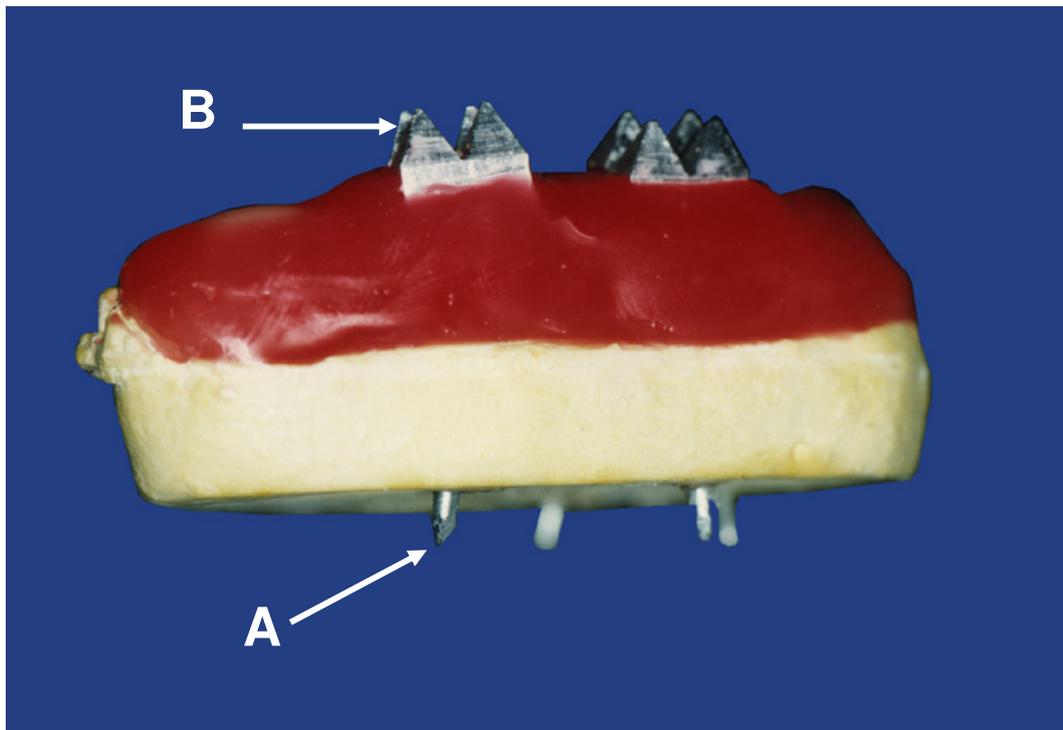


FIGURA 12- (A), hastes metálicas. (B), padrões metálicos fixados em cera, substituindo os dentes.

4.2.2 Mensuração com metroscópio horizontal e coleta de dados da primeira fase, em cera.

As mensurações iniciais foram feitas com os padrões metálicos montados em cera e as medidas obtidas no Metroscópio horizontal Carl Zeiss - Jena, Alemanha, com resolução de $2 \times 10^{-4} \text{mm}$ (Figura 2). Os corpos-de-prova foram levados ao Metroscópio horizontal, mantendo ambas as extremidades e o ápice da pirâmide na parte superior, e a ponta da haste metálica localizada na parte inferior do

corpo do modelo, em contato simultâneo com as superfícies dos apalpadores do Metroscópio horizontal (Figura 13).

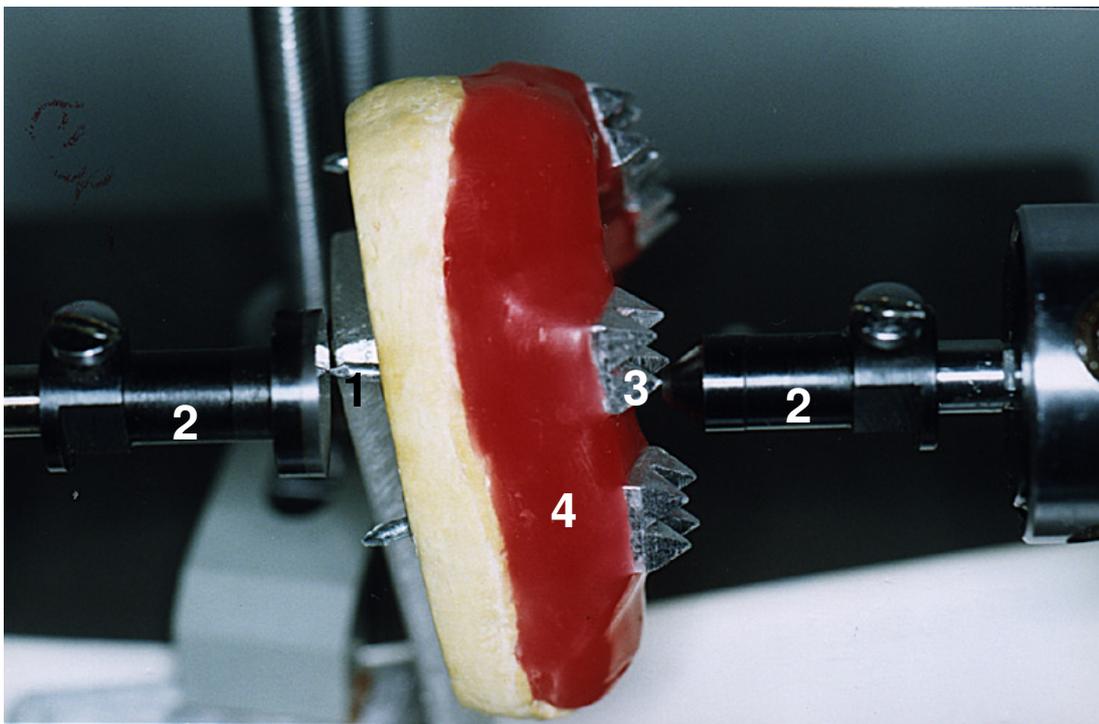


FIGURA 13- Modelo montado no Metroscópio, observando-se: 1-haste fixada na base do modelo, 2-apalpadores, 3-padrão metálico, 4- base da prótese em cera

Após aferição, foram obtidos 320 pontos referentes ao somatório dos dez pares de modelos com 32 pontos cada. As medidas foram executadas sempre pelo mesmo operador, e obtidos nos pontos médios. Os resultados foram anotados em uma planilha própria.

Após a realização das medidas iniciais, processou-se a polimerização, empregando-se as muflas convencionais e as muflas HH.

4.2.3 Inclusão dos modelos em mufla monomaxilar (convencional)

O procedimento de polimerização com as muflas convencionais foi o seguinte:

a- De posse dos modelos devidamente encerados e aferidos, a mufla foi selecionada e os modelos inferior e superior incluídos na base da mufla, gesso tipo II (marca Pason), respeitado o limite entre a cera e o gesso, de forma a não permitir qualquer área retentiva. Após a cristalização do gesso, procedeu-se ao isolamento, da superfície do gesso, com isolante à base de alginato (Cel-lac), incluindo a parte do corpo do modelo, que não foi coberto pelo gesso da base da mufla, para, em seguida, ser construída uma muralha de gesso tipo III (marca herodent) sobre os dentes.

b- Com gesso tipo II preencheu-se a contramufla, usando sempre um vibrador em baixa intensidade, para evitar a inclusão de bolhas na massa de gesso. Após este preenchimento, que ultrapassava a altura superior da borda da mufla, foi colocada a tampa até que as bordas se

coaptassem, sendo removidos os excessos do gesso e mantido, a mufla sob pressão de 800 kgf/cm², em uma prensa hidráulica modelo PM-2000 A, até a cristalização do gesso, obtendo-se a matriz para prensagem da resina (Figura 14).

Para todos os procedimentos em que o gesso foi usado, tanto o tipo II como o tipo III, obedeceu-se rigorosamente a proporção água-pó, conforme especificação do fabricante.

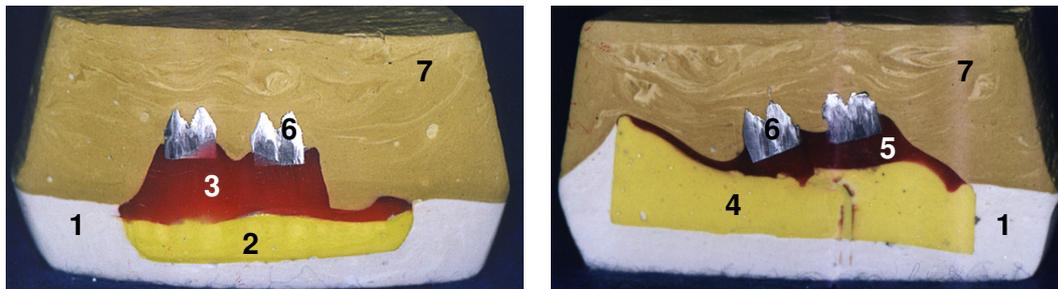


FIGURA 14- Corte lateral da mufla monomaxilar (convencional): 1-base da mufla; 2-modelo maxilar; 3-base da prótese maxilar; 4-modelo mandibular; 5-base da prótese mandibular; 6-padrões metálicos; 7- porção da contramufla.

c- Após a cristalização do gesso, foi feita a remoção da cera das muflas com água em ebulição. Com a matriz de gesso totalmente limpa, sem resíduos de cera e com a mufla ainda quente, procedeu-se ao isolamento, a fim de se obter um melhor resultado de aderência do isolante à toda superfície de gesso, da base da mufla e da

contramufla, com exceção da região da área chapeável. Tal procedimento teve o propósito de promover a adesão da base da prótese ao modelo, evitando-se seu deslocamento, conseqüentemente alterando a aferição, uma vez que o propósito era o de avaliar a deformação na polimerização e não na demuflagem. Todas as faces dos corpos de provas que, neste momento, ficaram expostas, foram limpas com algodão embebido em monômero, proporcionando maior adesão da base de resina.

d- Em seguida fez-se o preenchimento com resina acrílica termicamente ativada, na fase plástica, misturada na proporção recomendada pelo fabricante. Após a colocação da massa de resina na matriz de gesso na contramufla, fechou-se a mufla, levou-se à prensa hidráulica, comprimindo-se lentamente, atingiu-se a pressão de 1250 kgf/cm² (Gomez *et al.*, 1998). Prosseguindo, a mufla foi removida da prensa hidráulica e passada para a prensa com parafuso central (Russi *et al.*, 1996), e submetida à polimerização. Com o intuito de efetuar o ciclo de polimerização lenta, o termostato foi regulado em 74°C e esta temperatura foi mantida por oito horas (Anusavice, 1996).

e- Concluído o ciclo de polimerização, o conjunto prensa e mufla foi lentamente resfriado até atingir a temperatura ambiente.

f- Após resfriamento, a demuflagem foi realizada, tomando-se o cuidado de não danificar os modelos-padrão metálicos e nem as hastes metálicas fixadas na parte posterior, no corpo do modelo. Com auxílio de uma broca carbide de tungstênio (marca Komet, número H79GE104070), adaptada a um micro motor elétrico de baixa rotação, foi feito o acabamento que consistiu apenas na remoção dos excessos de resina.

4.2.4 Inclusão dos modelos em mufla bimaxilar (HH)

O procedimento de polimerização com as muflas HH é apresentado a seguir:

a- Estando devidamente encerados, numerados e aferidos, os modelos superior e inferior foram fixados ocluídos. Os modelos foram mantidos no articulador, em posição de relação central e com o pino guia incisal em zero, mantendo o paralelismo dos ramos superior e inferior do articulador. Procedeu-se à fixação construindo-se uma muralha de gesso tipo III em volta dos padrões metálicos. Em seguida, foi feita a remoção dos modelos das placas de montagem, passando-se para a fase de inclusão na mufla HH,

constituída de quatro partes: base, parte intermediária, parte superior e tampa.

b- Mantendo-se os modelos fixados em oclusão, pela muralha de gesso tipo III, fez-se a inclusão do modelo inferior na base da mufla com gesso comum. Após a cristalização do gesso, isolou-se toda a superfície de gesso referente à base da mufla, incluindo a parte do corpo do modelo inferior que não foi coberta pelo gesso da base da mufla. Em seguida, fez-se o preenchimento da porção intermediária da mufla com gesso tipo III e sob vibração de baixa intensidade, para evitar a inclusão de bolhas no interior da massa de gesso. Este preenchimento obedeceu os seguintes limites: criou-se um plano inclinado da borda superior da mufla em cerca de 1mm da cera do modelo superior, deixando livre o corpo do modelo, e após a cristalização do gesso fez-se o isolamento de toda parte de gesso, menos a superfície do corpo do modelo superior, que ficou retida na porção superior da mufla.

Procedeu-se o preenchimento da porção superior da mufla, usando-se gesso tipo II, até ultrapassar a altura superior da borda. Feito o preenchimento, fechou-se a tampa até as bordas se encontrarem, sendo removido os excessos de gesso e a mufla mantida sob pressão de 800 kgf/cm² em prensa hidráulica, até a cristalização do gesso (Figura 15). Da mesma forma que na inclusão anterior, seguiu-se rigorosamente a proporção água-pó, conforme especificação do fabricante, tanto para o gesso tipo II, como para o tipo III.

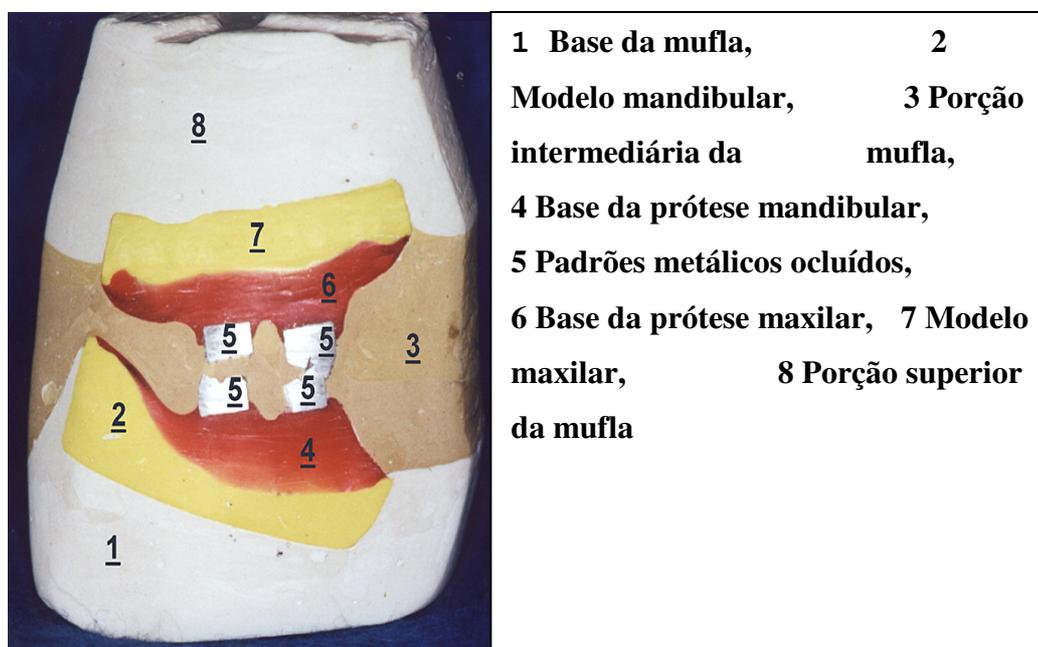


FIGURA 15-Corte lateral da mufla bimaxilar (HH)

Após a inclusão dos modelos e cristalização do gesso, toda a cera foi removida, lavando-se as muflas com

água em ebulição até que a matriz de gesso ficasse totalmente limpa. Com a mufla ainda quente, para se conseguir uma melhor adesão do isolante, toda a superfície de gesso das três partes da mufla foi isolada. A região da área chapeável dos modelos não foi isolada, buscando permitir uma melhor adesão entre eles e a base da prótese, evitando-se assim seu deslocamento na hora da demuflagem, com conseqüente alteração da aferição. Mais uma vez, o propósito era o de avaliar a deformação, na polimerização, e não no momento da demuflagem. Todas as faces dos padrões metálicos que neste momento ficaram expostas foram limpas com algodão embebido em monômero, proporcionando maior adesão do que à base de resina.

c- Em seguida fez-se o preenchimento com resina acrílica termicamente ativada incolor, na fase plástica, preparada na proporção recomendada pelo fabricante. As partes superior e inferior da porção intermediária da mufla foram fechadas ao mesmo tempo, pela base e parte superior, e a mufla levada à prensa hidráulica, sendo lentamente comprimida até atingir pressão de 1250 kgf/cm² (Gomez *et al.* 1998).

Após 30 minutos a mufla foi removida da prensa hidráulica, passando-a para a prensa com parafuso central

(Russi *et al.* 1996) e levada ao polimerizador a fim de se efetuar o ciclo de polimerização lenta, com o termostato regulado em 74°C, sendo esta temperatura mantida por um período de oito horas (Anusavice, 1996).

Terminado o ciclo de polimerização, aguardou-se o resfriamento da prensa e mufla sob a banca até que se atingisse a temperatura ambiente.

d- Procedeu-se à demuflagem dos modelos tomando-se o cuidado de não danificar os padrões metálicos e nem as hastes metálicas, fixadas na parte posterior do corpo do modelo. Com auxílio de uma broca carbide de tungstênio, adaptada a um micromotor elétrico de baixa rotação, realizou-se o acabamento, somente com remoção dos excessos de resina.

4.2.5 Mensuração com Metroscópio horizontal e coleta de dados da segunda fase, em resina

Após o acabamento da amostra polimerizada, procedeu-se às mensurações, que foram obtidas no Metroscópio horizontal, entre os ápices dos corpos-de-prova e os ápices das hastes fixadas na porção posterior do corpo do modelo.

Fez-se uma comparação entre estas aferições e as obtidas com os modelos ainda em cera, antes da inclusão para polimerização da resina(Figura 16).

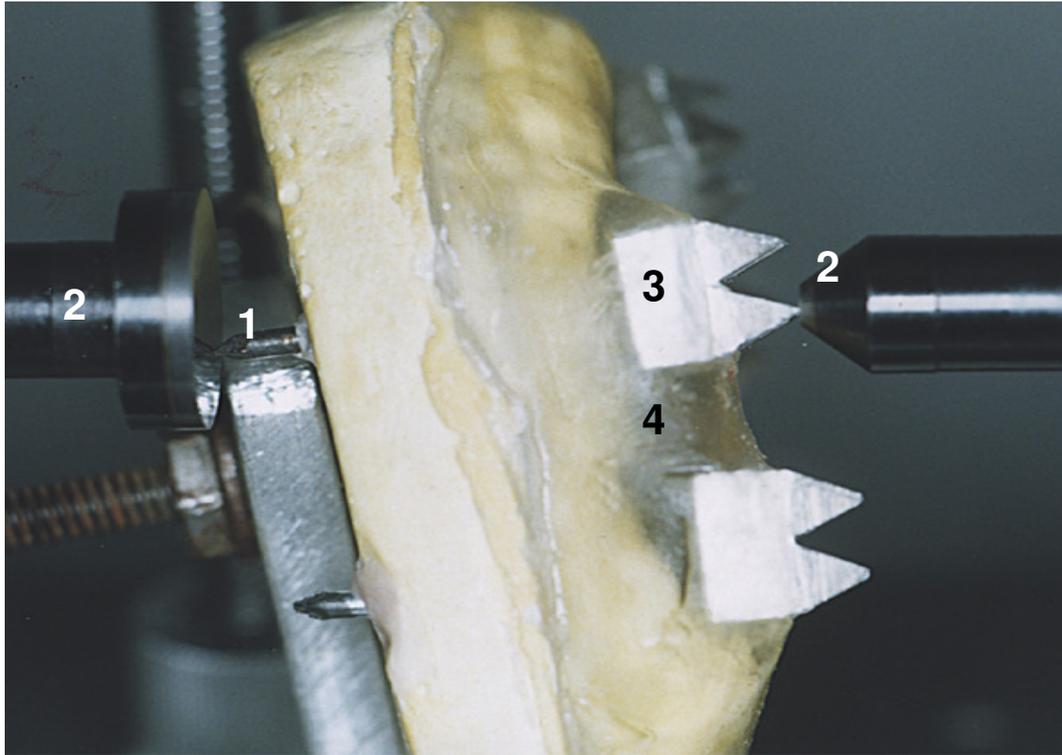


FIGURA 16-Modelo montado no Metroscópio, observando-se:
1- haste fixada na base do modelo; 2- apalpadores;
3-padrão metálico; 4 base da prótese em resina.

Utilizaram-se cinco muflas HH com dez modelos (cinco pares), que receberam oito padrões metálicos (para cada par), com quatro pontos em cada padrão metálico, obtendo-se 32 pontos, para cada par, totalizando 160 pontos.

O mesmo número de pontos obteve-se quando se empregaram as muflas convencionais; porém, como neste procedimento emprega-se uma mufla para cada modelo, dez muflas foram utilizadas, acarretando dez prensagens.

Realizadas as aferições e obtidos os 320 pontos (dez pares de modelos com 32 pontos cada; 160 pontos para o processamento com mufla convencional e 160 pontos com mufla HH), a leitura das medidas foi realizada sempre pelo mesmo operador, obtendo-se medidas através de pontos médios, as quais eram anotadas em uma planilha própria.

De posse dos valores aferidos na fase em cera e após a polimerização, por ambas as técnicas, com o uso de muflas convencionais e HH, calcularam-se as diferenças entre as fases em cera e após a polimerização. Esses valores permitiram identificar as variações ocorridas em cada uma das muflas, possibilitando analisar as diferenças de uma com relação a outra.

Concluído o experimento, e tendo em mãos os valores obtidos nas mensurações realizadas, passou-se à análise estatística dos resultados, utilizando-se o teste z de diferença de médias.

Além da análise estatística, a análise dos gráficos referente aos dados obtidos nas aferições foi também feita (Apêndice).

Finalmente, retornando os modelos ao articulador, pôde-se avaliar o posicionamento do pino guia incisal e do cêndilo dentro da guia condilar, para análise de possíveis aumentos na DVO.

4.2.6 Análise estatística.

Os valores numéricos obtidos foram submetidos ao teste z de diferença entre médias, assim definido.

$$z = \frac{(\overline{X}_{MC.} - \overline{X}_{MH.})}{\sqrt{\frac{S^2_{MC.}}{NMC.} + \frac{S^2_{MH.}}{NMH.}}}$$

\overline{X} = média da amostra

S = desvio Padrão da amostra

S² = variância da amostra

NMC.= tamanho da amostra da mufla convencional

NMH.= tamanho da amostra da mufla HH

(onde .s representa arcada superior; .i, inferior; e

.t, superior e inferior)

Supondo a hipótese nula de que não existe diferença entre as diferenças médias dos dois processos, neste caso, 95% dos valores de z são esperados a ocorrer no intervalo $(-1,96 ; 1,96)$. Caso o valor $z \leq -1,96$ ou $z \geq 1,96$, rejeita-se a hipótese nula e aceita-se a hipótese alternativa de que existe diferença significativa entre as diferenças médias.

Se $z \leq -1,96$ ou $z \geq 1,96$, pode-se concluir que existe diferença significativa entre as médias dos processos, com a mufla convencional (mc) e com a mufla HH (mh), a 95% de confiança, (Figura 17).



FIGURA 17- Distribuição normal padronizada.

5 RESULTADOS

A análise estatística das diferenças médias obtidas na passagem da fase em cera para a fase em resina, nos diversos corpos-de-prova, dos dois tipos de muflas utilizados, através do teste z de diferenças de médias, levou ao resultado de -5,24, resultado este que permite, com nível de confiança 95%, concluir que existem diferenças significativas entre MCT/MHT, diferenças das muflas monomaxilar e (bimaxilar) HH.

Na figura 18, gráfico com plotagem de 160 pontos correspondentes às muflas convencionais, observa-se que as diferenças variaram aleatoriamente, havendo uma maior concentração de valores negativos. Isto evidencia uma desarmonia oclusal das próteses, que também pode ser observada nas figuras 20 e 21, que apresentam os pontos superiores e inferiores separadamente, e ainda nos gráficos e tabelas individuais de cada polimerização que se encontram no apêndices desse trabalho.

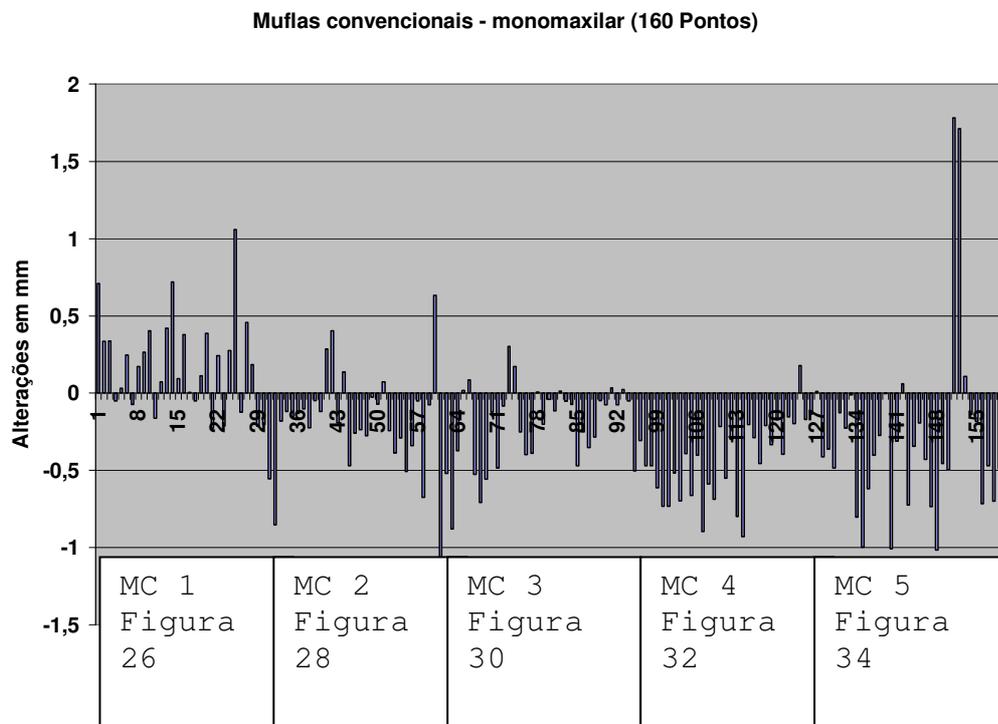


FIGURA 18- Plotagem das diferenças observadas entre o modelo em cera e o modelo polimerizado em mufas convencionais

A figura 19 mostra o gráfico com plotagem de 160 pontos, referente às mufas HH, em que as diferenças se alternam, existindo, porém, uma regularidade dos movimentos de 16 em 16 pontos.

Nessas polimerizações, a movimentação dos padrões metálicos ocorreu mudando os 16 pontos de um arco de forma inversa aos 16 pontos correspondentes com seu arco antagonista. Assim, no gráfico com 160 pontos, quando estes, no arco superior, se apresentaram negativos, os

inferiores se apresentaram positivos. Isto também se observa nos gráficos (superior) e (inferior), figuras 22 e 23.

Pode-se observar, ainda, que os primeiros 32 pontos se comportaram de modo inverso aos outros 128 pontos, mas se mantiveram sempre em oposição no eixo X os 16 pontos do modelo superior contra os 16 pontos do modelo inferior. Isto sugere uma movimentação invertida no corpo de prova, mantendo-se, porém, o padrão no conjunto, prótese superior com a prótese inferior.

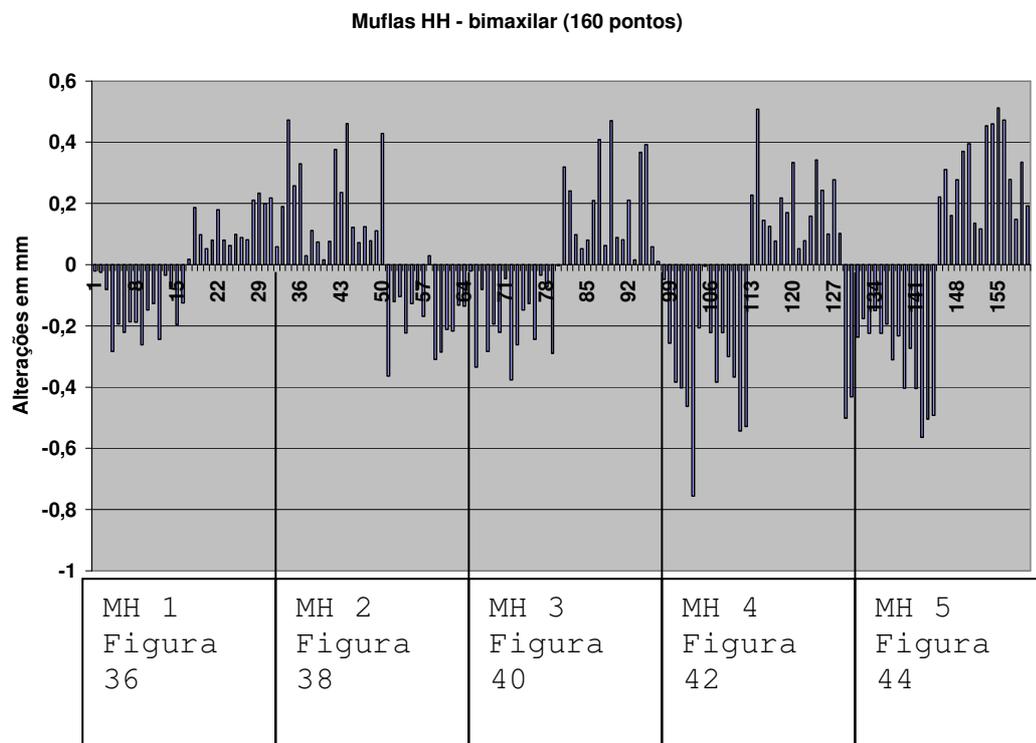


FIGURA 19- Plotagem das diferenças observadas entre o modelo em cera e o modelo polimerizado em muflas HH.

Nos gráficos e tabelas individuais de polimerização, que se encontram no apêndice, (Figuras 25 a 44 e Tabelas 1 e 2), pode-se confirmar que a cada 32 pontos há uma compensação dos 16 pontos superiores com os 16 pontos inferiores correspondentes, resultando em melhor harmonia entre os planos e compensando a possível alteração dimensional vertical.

Num primeiro momento, analisaram-se estatisticamente todos os resultados das alterações observadas na passagem das fases em cera para resina, utilizando-se as muflas convencionais com 160 pontos e as muflas HH (bimaxilares) também com 160 pontos.

Num segundo momento, analisaram-se, separadamente, as diferenças entre os 80 pontos inferiores das muflas convencionais com os 80 pontos inferiores das muflas HH, e as diferenças entre os 80 pontos superiores das muflas convencionais com os 80 pontos superiores das muflas HH, aplicando-se, em todas situações, o teste z de diferenças entre médias.

Obtiveram-se, nestas análises, os valores -7,59 para os pontos superiores e -4,66 para os pontos inferiores (Tabela 2).

Estes resultados oferecem um nível de confiança de 95%, existindo diferença significativa entre as diferenças

médias dos processos, mesmo quando analisados separadamente, os superiores dos inferiores.

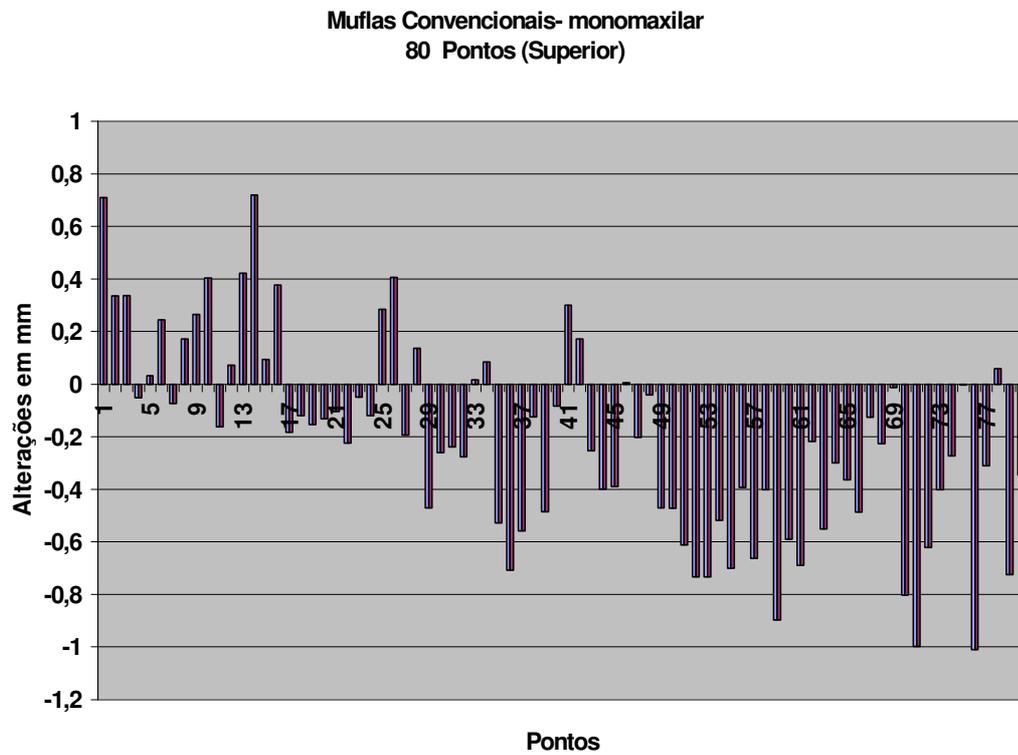


FIGURA 20- Plotagem das diferenças observadas entre o modelo superior em cera e polimerizado em mufas convencionais

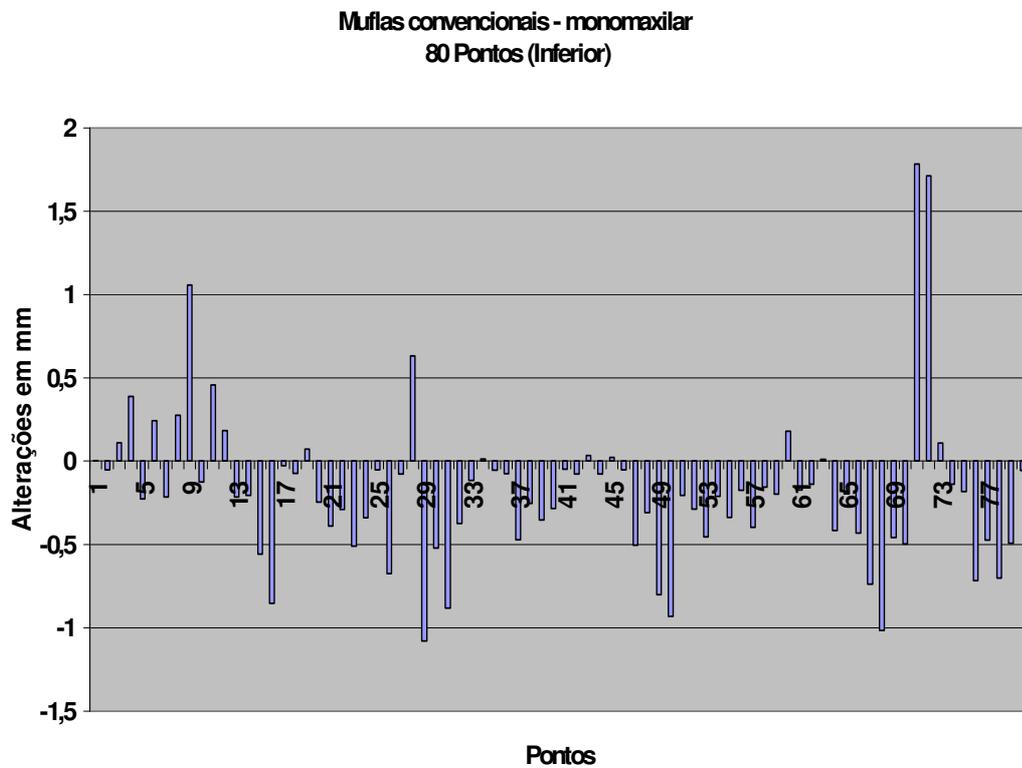


FIGURA 21- Plotagem das diferenças observadas entre o modelo inferior em cera e polimerizado em mufas convencionais

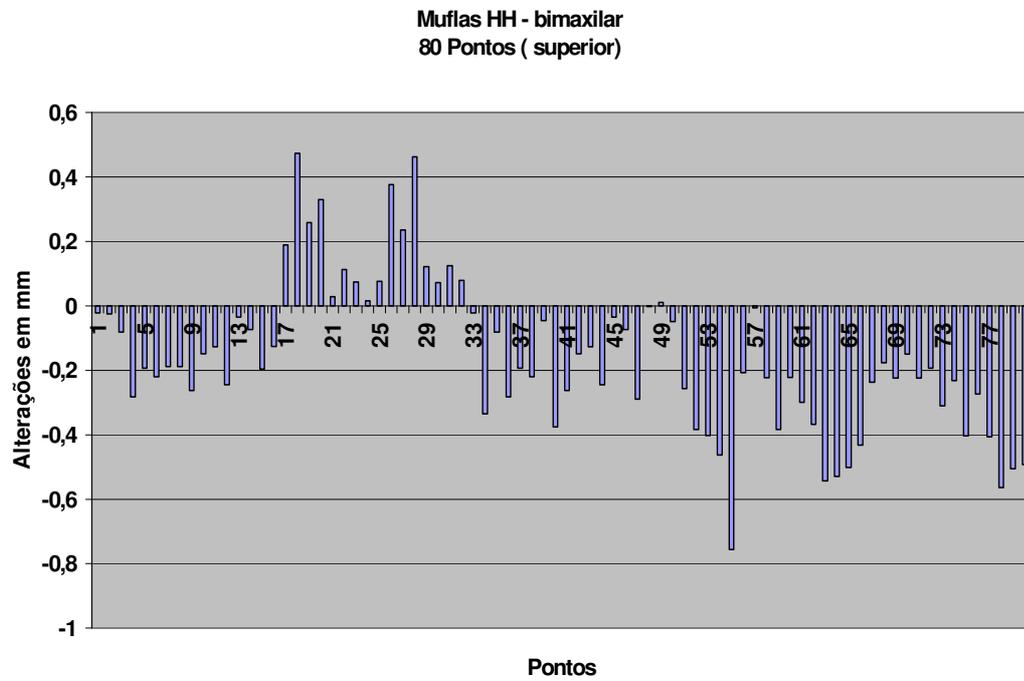


FIGURA 22- Plotagem das diferenças observadas entre o modelo superior em cera e polimerizado em muflas HH

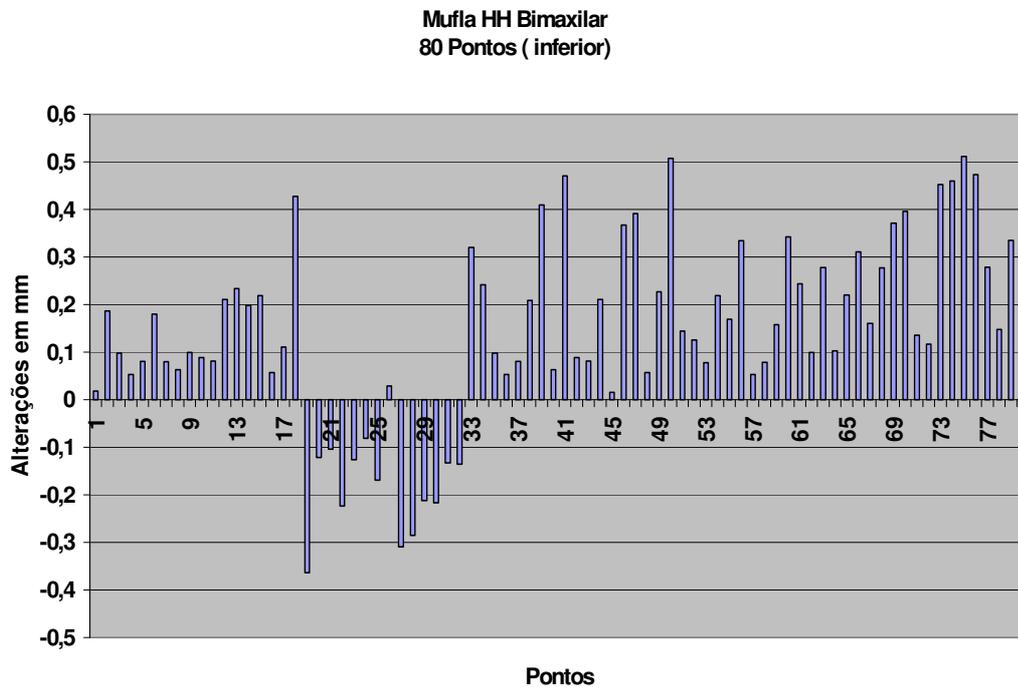


FIGURA 23- Plotagem das diferenças observadas entre o modelo inferior em cera e polimerizado em muflas HH

Além das aferições e da análise dos gráficos, pôde-se avaliar o posicionamento do pino guia incisal e do côndilo dentro da guia condilar em posição de relação central quando os modelos foram retornados ao articulador. Observou-se que, nos modelos polimerizados nas muflas convencionais, os ramos superior e inferior não se apresentavam paralelos, não havendo toque entre o pino guia incisal e a respectiva mesa (Figura 24-A); o contrário foi observado nos modelos polimerizados nas muflas HH, pois houve toque entre o pino guia incisal e a mesa, e,

conseqüentemente, o paralelismo entre os ramos superior e inferior do articulador foi mantido (Figura 24-B).

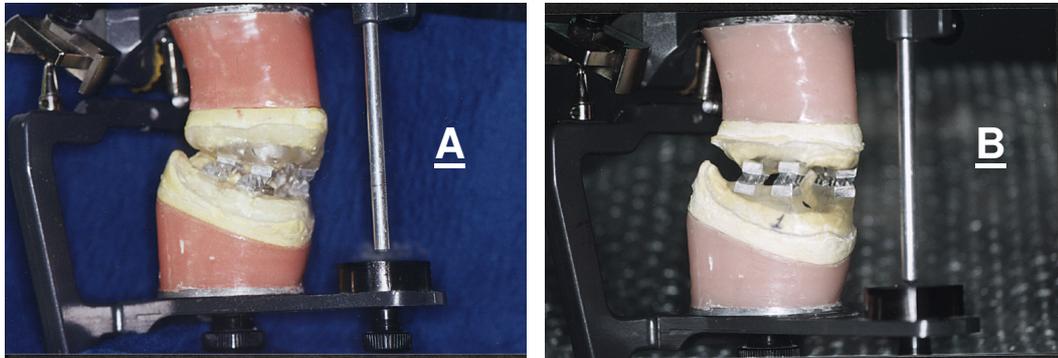


FIGURA 24- Modelos montados em articulador. (A), acrilizados em mufla monomaxilar (convencional), não havendo toque entre o pino guia incisal e a respectiva mesa. B, polimerizados em mufla bimaxilar (HH), havendo toque entre o pino incisal e a respectiva mesa

6 DISCUSSÃO

Apesar da grande evolução da Odontologia, nos dias atuais, a realidade clínica tem mostrado que existe, ainda, grande demanda por próteses totais e, para o profissional que trata da reabilitação desses indivíduos edêntulos, é de fundamental importância restabelecer a estética, a fonética e a função desses pacientes.

A confecção de uma prótese total envolve sempre uma série de cuidados, mas mesmo quando esses são rigorosamente observados, no momento da sua entrega, via de regra, é preocupante.

O sucesso da reabilitação com próteses totais depende das condições anatômicas locais e dos referenciais clínicos existentes, que, na grande maioria das vezes, são insuficientes para o sucesso do tratamento.

Depende, ainda, da seqüência de fases laboratoriais que incorporam erros técnicos, e, finalmente, depende das deficiências inerentes aos

próprios materiais que são utilizados para a confecção das próteses.

Erros técnicos podem ser corrigidos, ou até mesmo evitados; contudo, as alterações dimensionais e possíveis distorções inerentes aos materiais utilizados não foram, até o momento, solucionadas.

É certo que quanto mais recursos possam ser empregados, maiores serão as chances de o paciente ser reabilitado proteticamente para satisfazer suas necessidades estéticas e funcionais.

Neste contexto, qualquer tentativa que procura evitar alterações presentes nos materiais, durante a fase laboratorial, as quais provocam distorções, e repercute na oclusão do paciente.

Foi isto que se buscou conseguir, ao se optar por estudar e comparar a técnica de polimerização das muflas convencionais (monomaxilares) com as muflas "HH" (bimaxilares).

A literatura, desde há muito, tem valorizado a reabilitação de desdentados totais, por meio de técnicas dinâmicas que se compatibilizem com a individualidade de cada paciente.

Já Bonwill, em 1878, e Spee, em 1890, se preocuparam com a curva individual de compensação nas

próteses totais; outros como Walker, em 1897, e Christensen, em 1905, tentaram incorporá-la e relacioná-la com a inclinação da cavidade glenóide. Paterson, em 1923, utilizando-se de abrasivo sobre as superfícies oclusais dos planos de orientação, conseguiu que o paciente imprimisse sua curva individual de compensação, realizando movimentos fisiológicos. Esta técnica foi modificada por Meeyer, em 1935, que substituiu o abrasivo por cera macia.

A veracidade dos achados de Paterson mais uma vez ficou comprovada quando Hvanov & Tamaki em 1987, compararam a curva de compensação formada no arco dental de próteses totais bimaxilares, ao longo do tempo de uso, com a curva de compensação impressa no plano de cera, de acordo com a técnica proposta por Paterson.

Esses achados, por manterem íntima relação com o fato de se conseguir uma oclusão balanceada nos pacientes desdentados totais, foram, sem dúvida, de fundamental importância.

O conceito de oclusão balanceada, enfatizado desde meados dos anos vinte com o surgimento da Escola Gnatológica (Santos Júnior, 1996), que se caracteriza pelos contatos oclusais simultâneos posteriores

bilaterais e anteriores sem interferência (Ash & Ramfjord, 1987), passou, desde então, a ser amplamente abordado pelos vários autores.

Ruffino (1984) a considerou como característica vital nos dentes artificiais das dentaduras completas; com o que Ash & Ramfjord (1986) concordam, quando dizem que a oclusão balanceada não é necessária nem mesmo aconselhável na dentição natural, mas que, para o portador de próteses totais, deve ser estabelecida, durante a função ou parafunção, a fim de se evitar o deslocamento das próteses. Tal fato vai ao encontro dos resultados dos trabalhos de Dubojska *et al.* (1998), que obtiveram mudanças satisfatórias relativas ao conforto, estabilidade e eficiência mastigatória em pacientes portadores de próteses totais, após elas terem sido ajustadas para uma oclusão balanceada. Tamaki *et al.* (1991) também são concordes com esta afirmativa de Dubojska *et al.* (1998), pois, em trabalhos de recopilação bibliográfica, constataram que os autores são unânimes ao afirmar que a oclusão balanceada é um dos grandes responsáveis pela estabilidade, retenção, eficiência mastigatória e conforto para os pacientes.

Ruffino (1984), citado neste tópico, concorda com os referidos autores, quando diz que variações na oclusão

balanceada podem acarretar perda da eficiência mastigatória, desconforto e comprometimento da função e acrescenta, ainda, que as variações podem levar a uma má distribuição de esforços, resultando em processos de trauma de oclusão.

Os prejuízos vão desde danos menores aos tecidos de suporte e podem culminar em problemas maiores, como reabsorções ósseas, desde que uma condição de equilíbrio oclusal não seja estabelecida. Esta afirmativa, parece ser consenso entre os autores Rizzatti-Barbosa & Dallari, (1996), Turano & Turano (1998).

Neff (1975) e Dawson (1980) são concordes que um simples contato prematuro em molar é suficiente para produzir um deslocamento da mandíbula, afetando todo o sistema estomatognático. Assim sendo, é necessário localizar a interferência com precisão e fazer, o quanto antes, um ajuste oclusal.

É certo que as resinas se contraem ao passar do estado plástico para o sólido, o suficiente para provocar distorções na base das próteses totais. Estas, mesmo que pequenas, alteram as relações dos dentes entre si e são facilmente percebidas pela dificuldade que o paciente tem em achar uma posição mandibular que lhe permita ocluir

todos os dentes ao mesmo tempo (Souza, 1987). Rizzatti-Barbosa & Dallari (1996) concordam com essas afirmativas, por terem comprovado, em experimento, que entre os estágios de pré e pós-polimerização ocorrem alterações nos ângulos de inclinação dos dentes posteriores, confirmando a hipótese de que a contração ocorrida na base da prótese pode ser causa de alterações na mesa oclusal.

Tuckfiel *et al.* (1943) comprovaram que quando as bases das próteses já terminadas eram novamente sujeitas a um segundo processo de polimerização, elas sofriam alterações dimensionais. Já, Graser (1978) e Yeung (1995) advogam o uso de bases de dentaduras já terminadas com colocação dos dentes numa segunda acrilização, com o intuito não só de minimizar tais alterações, como também facilitar os registros maxilo-mandibulares, dado a melhor adaptação da base previamente confeccionada. Yarmand & Gehi (1971) acrescentam que, apesar das muitas vantagens das bases permanentes, muitas vezes os registros maxilo-mandibulares são obtidos em bases provisórias, sendo portanto descartáveis.

O fator temperatura, no ciclo de polimerização, parece interferir de alguma maneira nesse processo.

Valores acima de 75°C, devido à liberação da tensão do interior da resina, causariam maior deformação (Cooper & Skinner, 1943); contrariamente, temperaturas mais baixas, 60°C, conforme Brewer (1963), e 66°C, segundo Bailey (1964), promoveriam menor alteração dimensional, ou mesmo preveniriam que a deformação ocorresse numa segunda cura. Pode-se ainda confirmar, nos experimentos de Firtell *et al.* (1981) e Kawara *et al.* (1998), que de fato temperaturas mais baixas promovem menores alterações dimensionais.

Polukoshko *et al.* (1992) constataram que tais alterações, mesmo havendo ocorrido, foram tão pequenas que provavelmente não teriam significado na qualidade clínica da prótese; isto foi confirmado por Lechner (1984), ao constatar que as deformações reais mensuradas eram pouco aparentes e insuficientes para esclarecer a falta de adaptação das próteses no momento de sua entrega.

Phillips (1978), ainda com relação às alterações sofridas pelas resinas durante o seu processamento, afirmou que uma contração normalmente ocorre por ocasião da utilização de resinas fluídas, contrariamente ao que ocorre com o uso de resinas prensadas, a expansão.

Além do fator temperatura, o tempo de polimerização tem sido pesquisado, e o ciclo longo, mesmo quando em técnicas diferentes, parece ser o mais recomendado (McCartney, 1984; Kawara, 1998; Gomez *et al.* 1998). Anusavice (1996), a esse respeito, preconiza dois diferentes ciclos: um que mantém a temperatura em 74°C por duas horas, elevando-a depois para 100°C e mantém-se esse processo durante uma hora; e um outro que mantém a temperatura em 74°C durante oito horas. Adotou-se este último ciclo nos experimentos desta pesquisa.

Como foi visto, experimentos têm sido desenvolvidos, sempre visando diminuir, em dado momento, ou mesmo corrigir, em outro momento, as alterações das quais decorrem a má adaptação das próteses totais. Assim, o tipo de cera utilizada no processo de enceramento da base das próteses foi estudado por Sykora *et al.* (1990); o reflexo das alterações desse material, no que se refere à posição dos dentes, frente a variações no grau de plasticidade observado foi analisado por Kimpara *et al.* (1995); o momento de polimerização após a prensagem e as condições da resina, se nas fases borrachóide, plástica ou pegajosa, também estudado por Kimpara *et al.* (1996); o

processo de demuflagem e seu envolvimento nas alterações dimensionais foi observado por Woelfel & Paffenbarger (1959), Holt (1977), Sadamori *et al.* (1997) e Komiyama & Kawara (1998); e ainda a influência de diferentes tipos de prensas sobre a dimensão vertical foi estudada por Russi *et al.* (1996), são alguns dos experimentos vistos.

Todas as alterações citadas, de uma ou outra maneira, terminam por repercutir e interferir no tão almejado “correto posicionamento dos dentes”. Este fato alerta o cirurgião dentista da necessidade de sempre fazer ajuste oclusal, antes da instalação dessas próteses (Pomilio *et al.* 1996; Rizzatti-Barbosa & Dallari, 1996).

Para tanto, independentemente de todos os cuidados tomados na confecção das próteses totais, desde seu planejamento ao acabamento e polimento, Heartwell Junior & Rahn (1990), Miranda (1990), Pomilio *et al.* (1996), Pomílio (1998) e Turano & Turano (1998), são unânimes em indicar a sua remontagem em articulador semi-ajustável, para corrigir mudanças na relação de contato das superfícies oclusais que possam ter ocorrido durante o processo de acrilização.

Este fato pode ser evitado se, de alguma forma, se consiga compensar as alterações e distorções que ocorrem nos materiais, na fase laboratorial, durante a confecção das próteses.

Pensando em minimizar estas alterações oclusais e em evitar um número maior de sessões clínicas, Souza (1987) desenvolveu as muflas "HH", baseado em observações clínicas, e concluiu sobre as vantagens do seu emprego, não só para evitar as distorções, mas também minimizar suas repercussões na oclusão.

Pelos motivos expostos, procurou-se, neste trabalho, analisar os processos de polimerização de próteses totais, utilizando-se muflas convencionais e muflas HH. Os resultados obtidos na amostra permitiram uma análise comparativa entre as duas técnicas.

Pôde-se constatar que ocorreram mudanças no plano oclusal, com conseqüente alteração da Dimensão Vertical, quando as próteses foram polimerizadas individualmente nas muflas convencionais. Valores que variaram aleatoriamente, observados nos gráficos (Figuras 18, 20 e 21) e ainda nos gráficos, tabelas e quadros individuais de cada processo de polimerização (Figuras de 25 a 44 e Tabelas 1 e 2), fazem crer que, provavelmente, tal fato resulte em pontos de contato prematuros nas próteses.

Nas muflas “HH” os valores também alteraram-se, conforme apresentado nos gráficos (Figura 19, 22 e 23), porém, de forma diferente; observa-se que essa alteração ocorreu com certa regularidade dos movimentos. Nessas polimerizações, a movimentação dos padrões metálicos se deu mudando os 16 pontos de um arco de forma inversa aos 16 pontos de seu arco antagonista. Portanto, quando os pontos do arco superior mantiveram-se negativos, os do arco inferior apresentaram-se positivos, sugerindo uma movimentação em bloco dos arcos superior e inferior.

Nos gráficos e quadros individuais, constatou-se uma compensação dos 16 pontos superiores com os 16 inferiores, sugerindo uma melhor harmonia entre ambos os planos, evitando, dessa forma, o que se considera de todo indesejável: a alteração Dimensional Vertical.

Quando optou-se pela técnica proposta por Gomez *et al.* (1998), efetuando-se a prensagem até 1250 kgf, em prensa hidráulica, tinha-se em mente reforçar esse propósito.

Sabe-se que após a polimerização da resina acrílica, a Dimensão Vertical poderia estar aumentada,

fato facilmente verificado ao analisar-se o grau de separação do pino guia incisal, antes e após a polimerização (Wesley *et al.* 1973; Turano & Turano, 1998). Diante disto, buscou-se avaliar, neste estudo, além das aferições e da análise dos gráficos, o posicionamento do pino guia incisal e do côndilo dentro da guia condilar em posição de relação central. Pôde-se constatar, como foi observado na figura 17, que nos modelos polimerizados nas muflas convencionais, os ramos superior e inferior não estavam paralelos entre si, não havendo toque entre o pino guia incisal e a respectiva mesa. Ao contrário, nos modelos polimerizados nas muflas "HH", o toque entre o pino guia incisal e a mesa foi evidente, e o paralelismo entre os ramos superior e inferior do articulador foi mantido.

Para a escolha do ciclo de polimerização, utilizado no experimento, levou-se em consideração o constatado na revisão da literatura, onde a maioria dos autores demonstrou ter preferência pela técnica do ciclo longo (McCartney, 1984; Kawara *et al.* 1998; Gomez *et al.* 1998), e optou-se por técnica semelhante proposta por Anusavice (1996).

Os resultados encontrados, neste experimento, consubstanciam, ao nível de 95%, o já citado por Zakhari (1976) *apud* Cerveira Netto (1995): “o aumento vertical, em dentaduras processadas pela técnica de prensagem, pode ser o resultado de outros fatores que não a técnica”, acrescentando-se que tais fatores, desde que laboratoriais, poderiam ser melhor contornados com a utilização de prensagem única, com ambas as próteses ocluídas entre si.

Os resultados do presente estudo são concordes aos observados por Souza (1987) e comprovam, dessa vez laboratorialmente, os achados clínicos do referido autor, de que qualquer alteração que venha a ocorrer nos materiais não levará a distorções da oclusão, uma vez que um dente estando ocluído no gesso não invadirá o espaço de seu antagonista, evitando assim o contato prematuro.

Finalmente, o que se espera das próteses totais é que elas desempenhem corretamente as funções estéticas e funcionais, devendo-se concordar com Conti *et al.* (1988), de que a retenção e a estabilidade são propriedades fundamentais. Contudo, para que a estabilidade da prótese seja preservada, acredita-se que ela deva apresentar,

durante os movimentos de fechamento, lateralidade e propulsão, o maior número possível de contatos entre os dentes antagonistas.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, parece apropriado ao autor deste trabalho concluir que:

- 1- Podem ocorrer alterações oclusais, nas próteses totais, e também mudanças na dimensão vertical, quando estas próteses são polimerizadas nas muflas monomaxilar (convencional)
- 2- Embora havendo uma modificação no posicionamento dos padrões metálicos, pôde-se observar, ao mesmo tempo, uma compensação entre eles, mantendo um padrão no conjunto (modelo maxilar com o modelo mandibular) sem alteração da dimensão vertical, por ocasião da utilização da mufla bimaxilar (HH)
- 3- Novos estudos devem ser realizados a fim de avaliar as modificações no posicionamento dentário das próteses totais.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ANUSAVICE, K.J. Denture base resins. In__ **Phillips science of dental materials**. Philadelphia: W B Saunders, 1996 cap. 11, p.237-71.
- 2 ASH, M., RAMFJORD, S. Conceitos de oclusão. In:___ **Introdução à oclusão funcional**. São Paulo: Panamed, 1987. Cap.1 p. 16-17.
- 3 BAILEY, L.R. Permanent-type base for transferring records to an articulator. **Dent Clinics North Amer.** p.623-8, Nov. 1964.
- 4 BONWILL, W.G.A . The science of the articulation of artificial dentures. **Dent Cosmos**, v.20, n.1, p.321-4, June 1878.
- 5 BREWER, A. A. Prosthodontics research in progress in the school of aerospace medicine. **J Prosthet Dent**, v.13, n.1, p.49-69, 1963.
- 6 CERVEIRA NETTO, H. **Prótese total muco suportada**: resumo de aulas teóricas e comentários. São José dos Campos, UNESP, 1995. 88p.

- 7 CHRISTENSEN, C. The problem of the bite. **Dent Cosmos**, v.47, n.10, p.1186-95, Oct. 1905.
- 8 CONTI, J. V., SALVADOR, M. C. G., VIEIRA, L. F., CONTI, P. C. R. Retenção e estabilidade em prótese total. **Rev Paul Odont**, v.10, n.5, p.30-8, 1988.
- 9 COOPER, E.N., SKINNER, E.W. Dimensional stability of denture resins. **J Dent Res**. p.22, 1943. [Abstract,203]
- 10 DAWSON, P.E. Diagnóstico diferencial da síndrome da articulação temporomandibular. In__ **Avaliação, diagnóstico e tratamento dos problemas oclusais**. São Paulo: Artes Médicas,1980.cap.3 p.35.
- 11 DUBOJSKA, A.M., WHITE, G.E., PASIEK, S. The importance of occlusal balance in the control of complete dentures. **Quintessence Int**. v.29, n.6, p.389-94, 1998.
- 12 FIRTELL, D.N., GREEN, A. J., JAFFAR, M.E. Posterior peripheral seal distortion reated to processing temperature. **J Prosthet Dent**. v.45, n.6, p.593-01, 1981.
- 13 GRASER, G. N. Completed bases for removable dentures. **J Prosthet Dent**. v.39, n.2, p.232-6, 1978.

- 14 GOMEZ, T., MORI, M., CORRÊA, G. A., MATSON, E.
Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em prótese total. **Rev Odontol Univ São Paulo**, v.12, n.2, p.181 -7, abr/jun. 1998.
- 15 GYSI, A. The problem of articulation. **Dent Cosmos**, v.52, n.1, p.1-19. Jan, 1910.
- 16 HEARTWELL JUNIOR, C.M., RAHN, A. O., Procedimentos laboratoriais. In__ **Syllabus em Dentaduras Completas**. São Paulo: Santos, 1990. cap.17, p.380-1.
- 17 HOLT, J.E. Research on remounting procedures. **J Prosthet Dent**, v.38, n.3, p.338-41, 1977.
- 18 HVANOV, Z.V., TAMAKI, S.T. Curva de compensação em prótese total. **Rev Odontol Univ São Paulo**, v.1, n.2, p.35-41 1987.
- 19 KAWARA, M. KOMIYAMA, O. KOBAYASHI, K. NEMOTO, K. 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 - 53, 1998.

- 20 KIMPARA, E. T., MUENCH, A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. **RPG**. v. 3, n. 2, p.110-4, abr/jun, 1996.
- 21 KIMPARA, E. T., TAMAKI, S. T. HVANOV, Z. V. TAMAKI, T. Efeito das alterações da cera rosa na montagem dos dentes. **Rev Odontol Univ São Paulo**. v. 9, n. 4, p. 285-91, out/dez, 1995.
- 22 KOMIYAMA, O., KAWARA, M. Stress relaxation of heat-activated acrylic base resin in the mold after processing. **J Prosthet Dent**. v.79, n.2, p.175-81, 1998.
- 23 LECHNER, S. K., LAUTENSCHLAGER, E. P. Processing changes in maxillary complete dentures. **J Prosthet Dent**, v.52, n.1, p.20-4, 1984.
- 24 McCARTNEY, J.W. Flange adaptation discrepancy, palatal base distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic maxillary complete dentures. **J Prosthet Dent**, v.52, n4, p.545-53, 1984.
- 25 MEEYER, F.S. Balanced and functional occlusion in relation to denture work. **J Amer Dent Ass**, v.22, n.7, p.1156-64, July ,1935.

- 26 MIRANDA, M. E. Reabilitação oral através da prótese total. **RGO.**, v.38, n.6, p.478-82, Nov/dez. 1990.
- 27 NEFF, P.A. A função neuromuscular e sua interação com a morfologia oclusiva. In__ **Oclusão e função.** Washington: Georgetown University School of Dentistry, 1975,p.37.
- 28 PATERSON, A.H. Construction of artificial dentures. **Dent Cosmos**, v.65, n.7, p.679-89, July 1923.
- 29 PATERSON, A.H. Influences of mandibular movements on balanced occlusion. **J Amer Dent Ass**, v.15, n.6, p.1118-23, June. 1928.
- 30 PHILLIPS, R.W. Resinas para bases de dentaduras: considerações técnicas. In__ **Materiais dentários de SKINNER.** Rio de Janeiro: Interamericana Ltda, 1978. Cap.12 p.152-9.
- 31 POLUKOSHKO, K.M., BRUDVIK, J.S., SMITH, D.E. Evaluation of heat-cure bases following the addition of denture teeth using a second heat cure. **J Prostht Dent**, v.67, n.4, p.557-62, 1992.
- 32 POMILIO, A., CAMPOS JÚNIOR, W.M., TEDESCO, A.C. Alterações dimensionais da prótese total - na base e nos dentes de dentaduras inferiores. **RGO**, v.44, n.2, p.77-9, mar/abr. 1996.

- 33 POMILIO, A., **Restabelecimento do plano oclusal e da dimensão vertical em dentaduras duplas confeccionadas com base na técnica de zona neutra e sua avaliação frente aos padrões cefalométricos.** Piracicaba, 1998. 133p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 34 RIZZATTI-BARBOSA, C.M., 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.
- 35 RUFFINO, A.R. Improved occlusion anatomy of acrylic resin denture teeth. **J Prothet Dent**, v.52, n.2, p.300-2, Aug. 1984.
- 36 RUSSI, S., LOMBARDO, J.G., COMPAGNONI, M.A., NOGUEIRA, S.S., MOLLO JR. F.A., Dimensão vertical de bases de dentaduras completas. **RGO**, v.44, n.2, p. 99-01, mar/abr.1996.
- 37 SADAMORI, S., ISHII, T., HAMADA, T. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. **J Prosthet Dent**, v. 10, n. 1, p. 35-3, Jan. 1997.

- 38 SANTOS JUNIOR, J. Filosofias de oclusão. In__ **Oclusão:**
princípios e conceitos. 4.ed São Paulo: Santos, 1996.
Cap.9. p.176-7.
- 39 SOUZA, H.R. Mufla "HH"- Instrumento utilizado para
minimizar os desajustes oclusais das próteses totais.
Rev Ass Paul Cirurg Dent, v.41, n.5, p.270-4. set/out.
1987.
- 40 SNOW, G.B., Articulation. **Dent Cosmos**, v.42, n.2,
p.51-5. Jan. 1900
- 41 SOLBERG, W.K. **Disfunção e desordens temporo-**
mandibulares. São Paulo: Santos, 1989. p.73.
- 42 SPEE, V. Von die verschiebungsbahn des unterkiefers am
schdel. **Arch F Anat U Phys**, 1890.
- 43 SYKORA, O., SUTOW, J. E. Comparison of the dimensional
stability of two waxes and two acrylic resin processing
techniques in the production of complete dentures. **J**
Oral Rehabilitation, v.17, p. 219-27, 1990.
- 44 TAMAKI, S. T., GOMES, M. A. O., TAMAKI, T. Número de
contatos em oclusão e articulação em prótese total.
RBO., v. 48, n. 1, p.40-6, 1991.

- 45 TUCKFIELD, W.J., WOMER, H.K., GUERIN, B.D. Acrylic resins in dentistry. Part II: Their use for denture construction. **Aust Dent J**, v.47, p.1-26, 1943.
- 46 TURANO, J.C. TURANO, L.M. Fatores determinantes da oclusão em prótese total. In__ **Fundamentos de prótese total**. 4.ed. São Paulo: Quintessence, 1998. cap.13 p.220-1.
- 47 WALKER, E. The facial line angles in prosthetic dentistry. **Dent Cosmos**, v.39, n.10, p.789-800. Oct. 1897.[Paper n.3].
- 48 WESLEY, R.C., HANDERSON, D., FRAZZIER, Q.Z., RAYSON, J.H., ELLINGER, C.W., LUTES, M.R., RAHN, A. O., HALEY, J.V. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. **J Prosthet Dent**, v.29, n.1, p.46-54, 1973.
- 49 WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. **Int Dent J**, v.9, n.4, p.451-60, 1959.
- 50 YARMAND, M.A., GEHI, D.H., Laboratory and clinical study on a permanent type base for transferring interocclusal records. **J Prosth dent** v.25, n.5, p.497-05, May 1971.
- 51 YEUNG, K. C., CHOW, T.W., CLARK, K. F. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing

technique for complete dentures. **J Dent**, v.23, n.4, p.245-53, 1995.

- 52 ZAKHARI, K. N. Relation of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. **J Prosthet dent**, v.36, n.5, p. 501 - 509, Nov. 1976. *Apud* CERVEIRA NETTO, H., **Prótese total muco suportada**: resumo de aulas teóricas e comentários. São José dos Campos: UNESP, 1995. 88 p.

Cunha, V.P.P. **Evaluation of occlusal stability of complete dentures in relation to the vertical dimension of occlusion, in function of two different types of flasks.** Taubaté, 2000. 120p Tese (Doutorado). Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

ABSTRACT

This paper aims to assess the stability of complete dentures upper/lower occlusal plan after curing. Two kinds of flasks were used, a conventional and a HH one, in which the pressing was made in the upper and lower dentures simultaneously.

For this purpose 20 casts (ten upper and ten lower), assembled in a semi-adjustable articulator with 30°condylar guide anteroposterior inclination and 15° Bennet angle, were used. Eight test bodies were assembled over the casts. Each test body, made of a cube with four pyramids (four cusps) over them, were assembled in the premolar and molar regions (four upper rim and four lower rim) so that they occlude, simulating a complete denture pair.

After waxing, a cast base point was measured up to the pyramid tip, obtaining four measures per test body, 16 per model and 32 per pair of models. A horizontal

meterscope with 2×10^{-4} mm accuracy was used. After that, the models were included: five pairs in conventional flasks and five in HH ones, and the curing has followed the long cycle standard.

Once cured, test bodies were deflasked without splitting the standard cast; the measured points were re-measured and then analyzed according to the existing differences.

The results showed that the occlusal plan was kept more uniform when models were cured in HH flasks.

Key-words :

Flask

Complete Dentures

Occlusion

Polymerization

Vertical dimension

APÊNDICE

FIGURA 25- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MC 1

PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA		PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA	
1	27,9872	27,2778	0,7094
2	28,4724	28,1374	0,3350
3	28,3302	27,9936	0,3366
4	28,5232	28,5754	-0,0522
5	29,1164	29,0842	0,0322
6	28,8752	28,6308	0,2444
7	29,1946	29,2686	-0,0740
8	29,0298	28,8574	0,1724
9	27,8046	27,5402	0,2644
10	27,9824	27,5784	0,4040
11	27,5268	27,6894	-0,1626
12	27,9142	27,8432	0,0710
13	28,5852	28,1642	0,4210
14	28,4962	27,7768	0,7194
15	28,6382	28,5446	0,0936
16	28,5452	28,1674	0,3778
17	31,6084	31,6052	0,0032
18	30,7312	30,7812	-0,0500
19	30,8356	30,7242	0,1114
20	29,9104	29,5224	0,3880
21	32,0034	32,2294	-0,2260
22	32,9226	32,6802	0,2424
23	31,2146	31,4274	-0,2128
24	32,2072	31,9302	0,2770
25	25,9984	24,9406	1,0578
26	25,6436	25,7692	-0,1256
27	24,5634	24,1068	0,4566
28	24,1028	23,9196	0,1832
29	26,4348	26,6484	-0,2136
30	27,0746	27,2794	-0,2048
31	24,035	24,5906	-0,5556
32	24,0628	24,9162	-0,8534

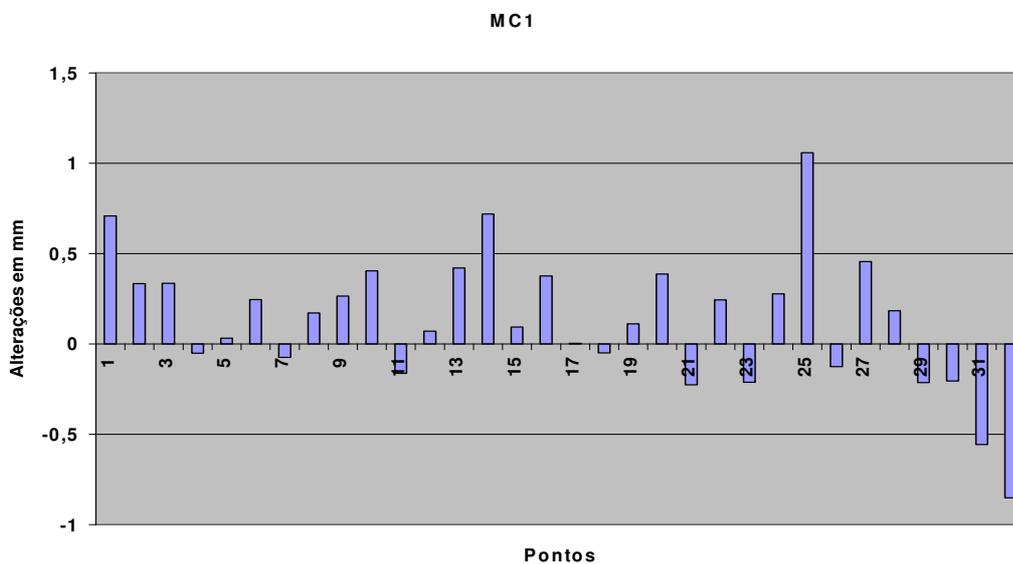


FIGURA 26- Ilustrativo referente aos dados da Figura 25

FIGURA 27- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MC 2

PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA/PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA

1	31,1432	31,3252	-0,1820	17	29,4452	29,4732	-0,0280
2	30,8742	30,9942	-0,1200	18	28,5052	28,7846	-0,0718
3	30,0096	30,1636	-0,1540	19	28,6442	28,5724	0,0718
4	29,5442	29,6762	-0,1320	20	27,3986	27,6426	-0,2440
5	31,9024	32,0062	-0,1038	21	29,4412	29,8292	-0,3880
6	31,6962	31,9204	-0,2242	22	29,9442	30,2346	-0,2904
7	30,6716	30,7214	-0,0498	23	29,0524	29,5612	-0,5088
8	30,7326	30,8524	-0,1198	24	29,5652	29,9052	-0,3400
9	28,9172	28,6321	0,2851	25	25,3454	25,3964	-0,0510
10	29,4542	29,049	0,4052	26	24,2874	24,9626	-0,6752
11	27,6624	27,8558	-0,1934	27	24,8856	24,9626	-0,0770
12	28,1036	27,9678	0,1358	28	24,2426	23,6102	0,6324
13	29,7942	30,2648	-0,4706	29	27,0286	28,1062	-1,0776
14	29,8442	30,1052	-0,2610	30	27,4942	28,0142	-0,5200
15	28,3184	28,5572	-0,2388	31	26,2782	27,1604	-0,8822
16	28,2176	28,4946	-0,2770	32	26,8658	27,2392	-0,3734

MC 2

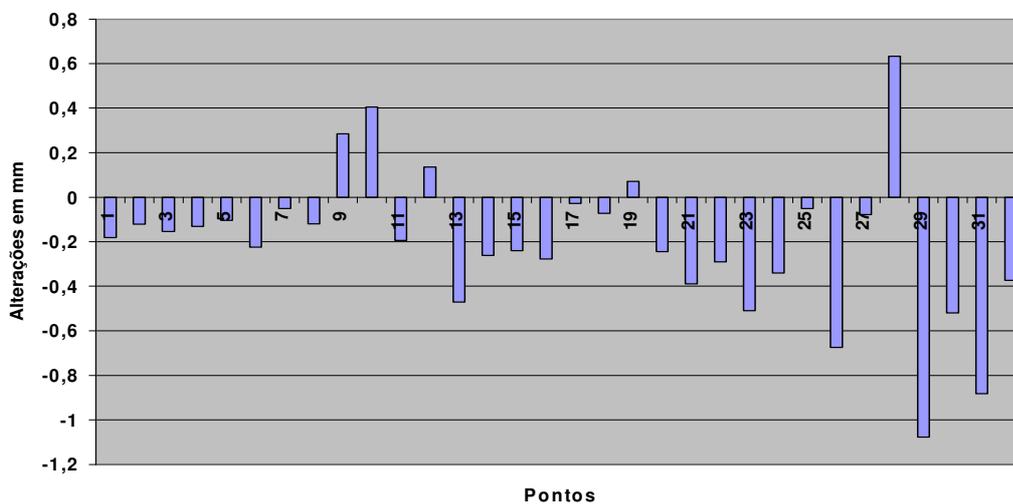


FIGURA 28- Ilustrativo referente aos dados da Figura 27

FIGURA 29- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MC 3

PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA/PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA

1	35,9326	35,9152	0,0174	17	27,9584	28,0734	-0,1150
2	35,5592	35,4752	0,0840	18	27,7036	27,6902	0,0134
3	34,0418	34,5694	-0,5276	19	28,3312	28,3852	-0,0540
4	33,8152	34,5226	-0,7074	20	27,7442	27,8184	-0,0742
5	33,6654	34,2234	-0,5580	21	25,8522	26,3236	-0,4714
6	34,0836	34,2086	-0,1250	22	26,6598	26,9124	-0,2526
7	32,7212	33,2064	-0,4852	23	26,3034	26,6554	-0,3520
8	33,0984	33,1824	-0,0840	24	27,0874	27,3724	-0,2850
9	31,7072	31,4058	0,3014	25	26,7554	26,8032	-0,0478
10	32,7346	32,5632	0,1714	26	27,1412	27,2194	-0,0782
11	30,5328	30,7854	-0,2526	27	27,2082	27,1734	0,0348
12	31,4298	31,8284	-0,3986	28	27,4672	27,5434	-0,0762
13	31,1192	31,5086	-0,3894	29	25,6156	25,5926	0,0230
14	32,0014	31,9948	0,0066	30	26,6052	26,6556	-0,0504
15	29,7822	29,9854	-0,2032	31	24,5254	25,0292	-0,5038
16	30,6004	30,6412	-0,0408	32	25,6386	25,9462	-0,3076

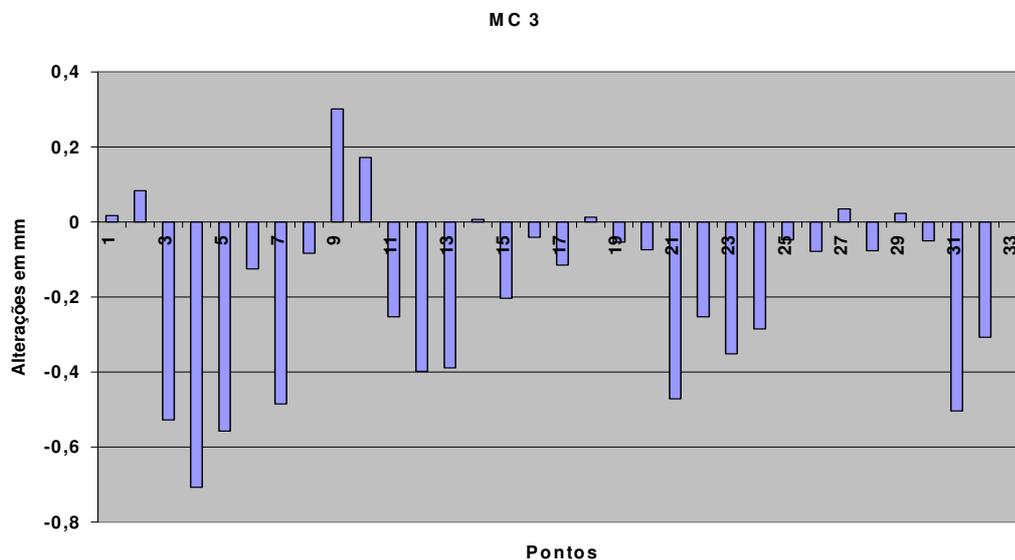


FIGURA 30- Ilustrativo referente aos dados da Figura 29

FIGURA 31- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MC 4

	PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA			PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA			
1	31,7518	32,2234	-0,4716	17	30,6052	31,4064	-0,8012
2	31,3076	31,7794	-0,4718	18	29,5246	30,4552	-0,9306
3	30,2632	30,8756	-0,6124	19	30,5706	30,7768	-0,2062
4	29,6372	30,3704	-0,7332	20	29,5742	29,8624	-0,2882
5	31,0882	31,8212	-0,7330	21	31,4104	31,8664	-0,4560
6	31,3138	31,8324	-0,5186	22	31,9838	32,1942	-0,2104
7	30,1856	30,8852	-0,6996	23	31,6046	31,9406	-0,3360
8	30,5612	30,9534	-0,3922	24	32,3412	32,5158	-0,1746
9	29,3484	30,0104	-0,6620	25	28,1106	28,5082	-0,3976
10	29,6158	30,0174	-0,4016	26	26,9182	27,0736	-0,1554
11	27,5482	28,4452	-0,8970	27	28,0324	28,2314	-0,1990
12	28,0136	28,6034	-0,5898	28	26,8048	26,6254	0,1794
13	30,0962	30,7846	-0,6884	29	26,9934	27,1648	-0,1714
14	30,0996	30,3176	-0,2180	30	27,9544	28,0916	-0,1372
15	29,0272	29,5784	-0,5512	31	27,7504	27,7394	0,0110
16	29,0754	29,3752	-0,2998	32	28,5168	28,9314	-0,4146

MC 4

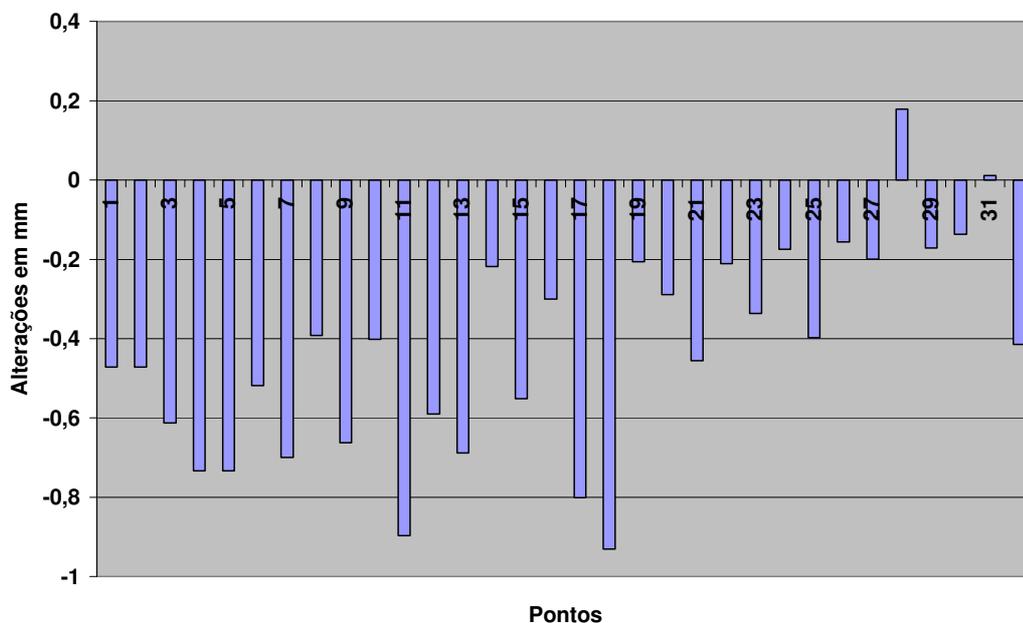


FIGURA 32- Ilustrativo referente aos dados da Figura 31

FIGURA 33- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MC 5

PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA/PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA

1	32,6372	33,0012	-0,3640	17	30,4372	30,6314	-0,1942
2	32,6084	33,0944	-0,4860	18	29,6408	30,0712	-0,4304
3	31,5568	31,6832	-0,1264	19	29,2524	29,9892	-0,7368
4	31,5596	31,7858	-0,2262	20	28,2442	29,2596	-1,0154
5	31,7702	31,7824	-0,0122	21	28,4874	28,9452	-0,4578
6	31,1294	31,9318	-0,8024	22	29,3924	29,8882	-0,4958
7	30,6834	31,6804	-0,9970	23	30,8212	29,0394	1,7818
8	31,1136	31,7346	-0,6210	24	31,7164	30,0046	1,7118
9	31,2672	31,6684	-0,4012	25	29,0394	28,9314	0,1080
10	32,0412	32,3142	-0,2730	26	27,6524	27,7914	-0,1390
11	30,4212	30,4246	-0,0034	27	28,6184	28,8012	-0,1828
12	30,8664	31,8764	-1,0100	28	26,8616	27,5794	-0,7178
13	31,9312	32,2424	-0,3112	29	26,5042	26,9762	-0,4720
14	31,7698	31,7104	0,0594	30	27,2146	27,9152	-0,7006
15	30,9322	31,6572	-0,7250	31	26,6758	27,1664	-0,4906
16	31,0652	31,4108	-0,3456	32	27,9472	28,0046	-0,0574

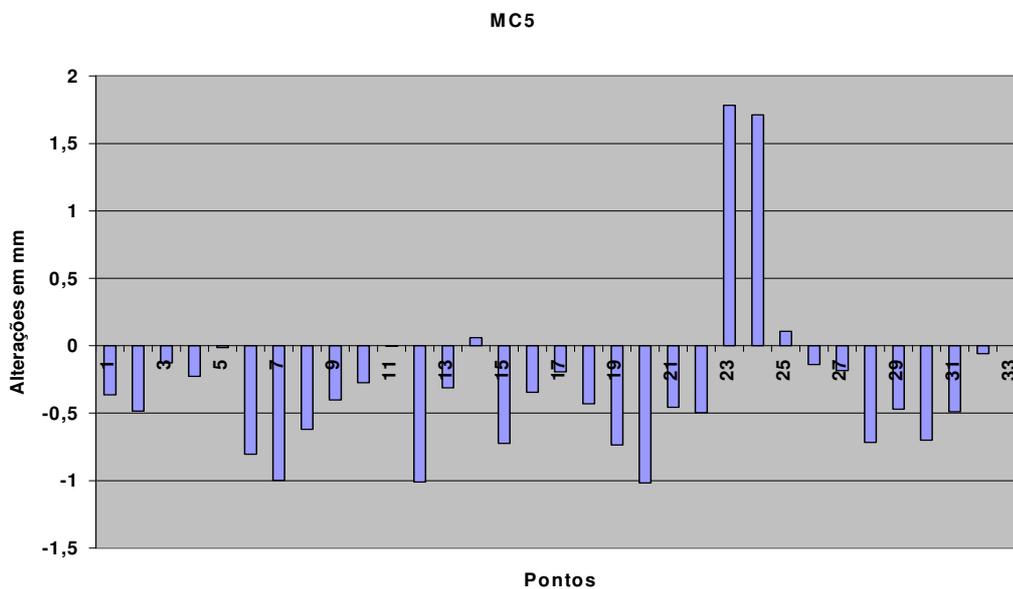


FIGURA 34- Ilustrativo referente aos dados da Figura 33

FIGURA 35- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MH 1

PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA/PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA

1	27,5052	27,5264	-0,0212	17	31,9324	31,6126	0,0175
2	27,5552	27,8902	-0,0249	18	31,1862	30,9446	0,1867
3	26,7314	26,8124	-0,0810	19	30,6914	30,5936	0,0978
4	27,4624	27,7454	-0,2830	20	29,6326	29,5794	0,0532
5	27,6782	27,8714	-0,1932	21	31,0486	30,9684	0,0802
6	27,6926	27,9134	-0,2208	22	31,1485	30,9684	0,1801
7	27,1794	27,2254	-0,1875	23	30,8123	30,4026	0,0798
8	27,0164	27,3926	-0,1876	24	31,5442	31,4814	0,0628
9	27,2854	27,5474	-0,2620	25	25,4382	24,9672	0,0997
10	27,3892	27,5372	-0,1480	26	24,2584	24,1696	0,0888
11	27,0084	27,1356	-0,1272	27	25,0242	24,9428	0,0814
12	27,4362	27,6804	-0,2442	28	23,9146	23,7042	0,2104
13	27,3752	27,4096	-0,0344	29	28,8842	28,9542	0,2337
14	27,0068	27,0794	-0,0726	30	28,7068	28,9582	0,1986
15	27,8184	28,1086	-0,1965	31	27,7054	27,3134	0,2186
16	27,6092	27,7346	-0,1254	32	28,4054	28,3476	0,0578

MH1

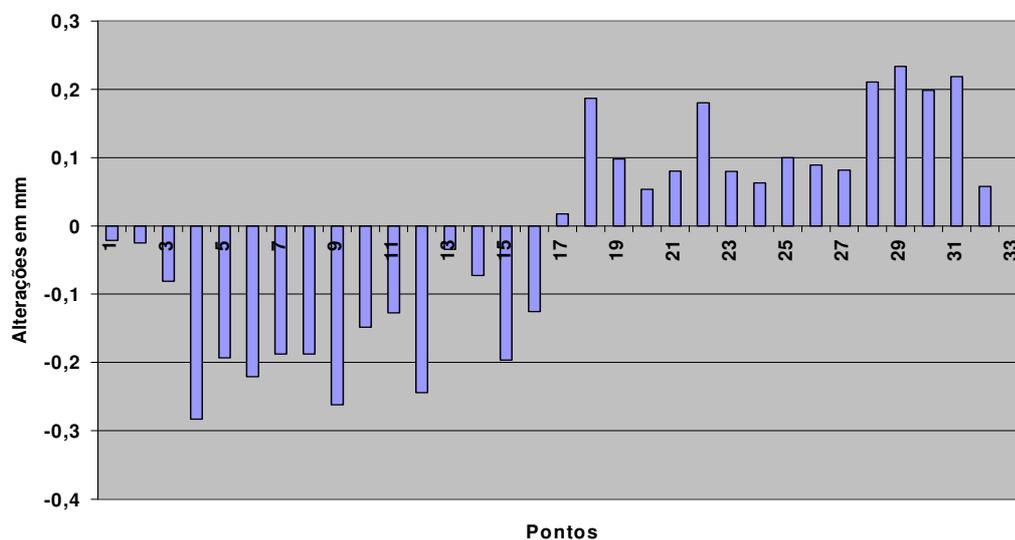


FIGURA 36- Ilustrativo referente aos dados da Figura 35

FIGURA 37- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MH 2

PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA/PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA

1	32,0772	31,8874	0,1898	17	30,4234	30,3124	0,1110
2	31,9162	31,4432	0,4730	18	29,7512	29,3232	0,4280
3	30,9036	30,6452	0,2584	19	30,0046	30,3684	-0,3638
4	30,5532	30,2234	0,3298	20	29,1172	29,2384	-0,1212
5	31,7514	31,7224	0,0290	21	29,9082	30,0124	-0,1042
6	31,7446	31,6324	0,1122	22	30,0704	30,2938	-0,2234
7	30,2342	30,2812	0,0470	23	29,7426	29,8692	-0,1266
8	30,2342	30,2186	0,0156	24	30,0698	30,1504	-0,0806
9	29,6774	29,6004	0,0770	25	26,0884	26,2574	-0,1690
10	30,2808	29,9046	0,3762	26	25,0562	25,0276	0,0286
11	28,4586	28,2232	0,2354	27	25,6668	25,9762	-0,3094
12	28,9032	28,4412	0,4620	28	24,4758	25,5594	-0,2854
13	30,9042	30,7826	0,1216	29	26,8996	27,1114	-0,2118
14	30,8162	30,7442	0,0720	30	27,6464	27,8632	-0,2168
15	29,5536	29,4292	0,1244	31	26,4546	26,5872	-0,1326
16	29,6204	29,5412	0,0792	32	27,0178	27,1534	-0,1356

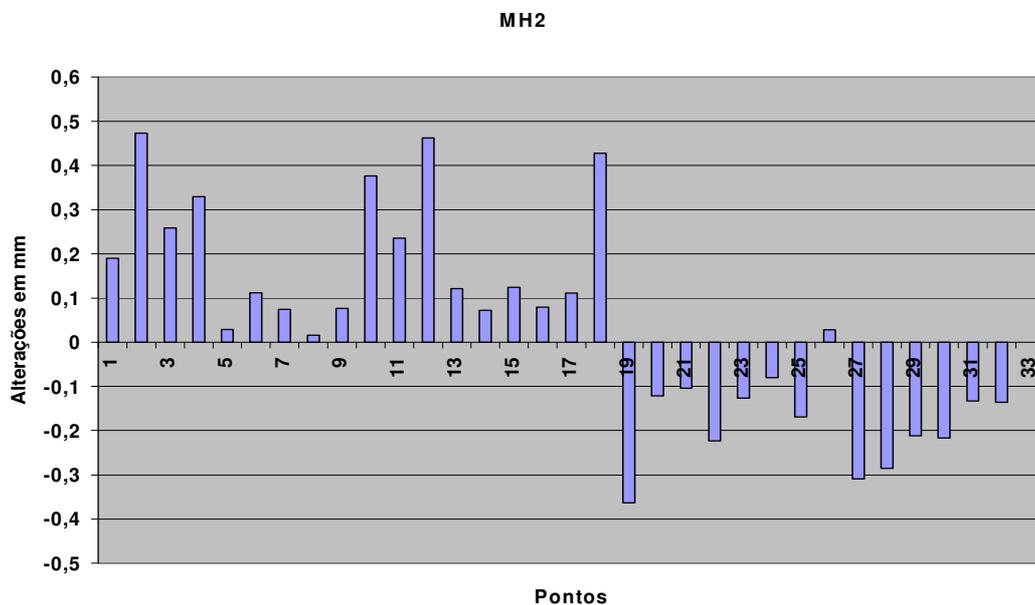


FIGURA 38- Ilustrativo referente aos dados da Figura 37

FIGURA 39- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MH 3

PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA/PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA

1	27,5052	27,5264	-0,0212	17	31,9324	31,6126	0,3198
2	27,5552	27,8902	-0,3350	18	31,1862	30,9446	0,2416
3	26,7314	26,8124	-0,0810	19	30,6914	30,5936	0,0978
4	27,4624	27,7454	-0,2830	20	29,6326	29,5794	0,0532
5	27,6782	27,8714	-0,1932	21	31,0486	30,9684	0,0802
6	27,6926	27,9134	-0,2208	22	32,0985	31,8894	0,2091
7	27,1794	27,2254	-0,0460	23	30,8123	30,4026	0,4097
8	27,0164	27,3926	-0,3762	24	31,5442	31,4814	0,0628
9	27,2854	27,5474	-0,2620	25	25,4382	24,9672	0,4710
10	27,3892	27,5372	-0,1480	26	24,2584	24,1696	0,0888
11	27,0084	27,1356	-0,1272	27	25,0242	24,9428	0,0814
12	27,4362	27,6804	-0,2442	28	23,9146	23,7042	0,2104
13	27,3752	27,4096	-0,0344	29	28,8842	28,8687	0,0155
14	27,0068	27,0794	-0,0726	30	29,3254	28,9582	0,3672
15	27,8184	28,1086	-0,2902	31	27,7054	27,3134	0,3920
16	27,5962	27,5987	-0,0025	32	28,4054	28,3476	0,0578

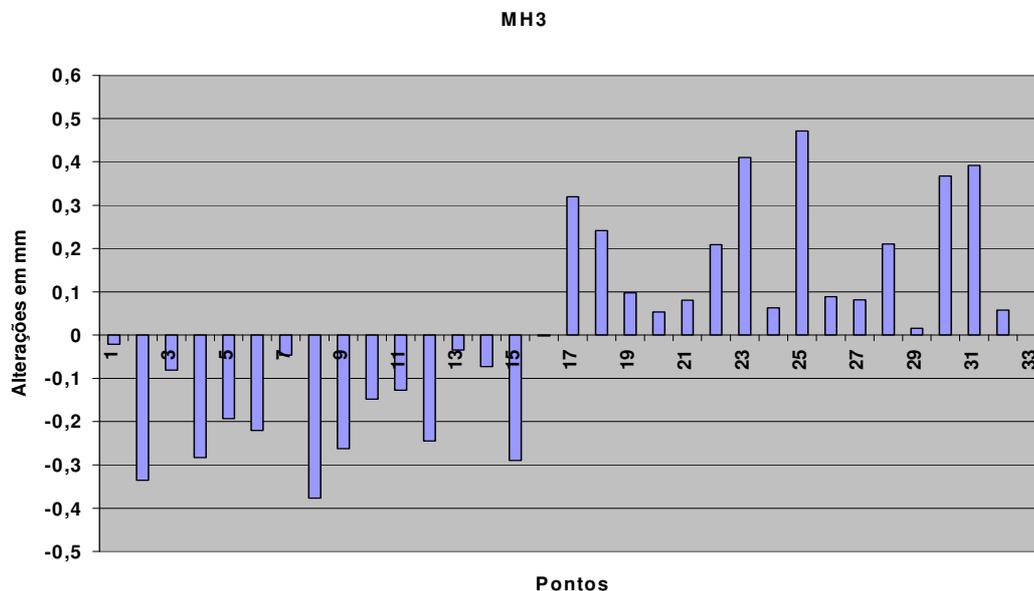


FIGURA 40- Ilustrativo referente aos dados da figura 39

FIGURA 41- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MH 4

PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA/PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA

1	37,7752	37,7646	0,0106	17	28,1572	27,9302	0,2270
2	37,3136	37,3624	-0,0488	18	28,3174	27,8094	0,5080
3	36,3536	36,6102	-0,2566	19	27,5032	27,3584	0,1448
4	36,0442	36,4272	-0,3830	20	27,9442	27,8184	0,1258
5	36,9298	37,332	-0,4022	21	26,1924	26,1142	0,0782
6	37,1536	37,6164	-0,4628	22	27,2264	27,0074	0,2190
7	35,3024	36,0584	-0,7560	23	25,6542	25,4846	0,1696
8	36,2384	36,4452	-0,2068	24	26,7602	26,4264	0,3338
9	33,3476	33,3532	-0,0056	25	25,6546	25,6016	0,0530
10	33,7816	34,0042	-0,2226	26	25,5842	25,5052	0,0790
11	32,1238	32,5074	-0,3836	27	25,4754	25,3174	0,1580
12	32,3648	32,5864	-0,2216	28	25,1068	24,7642	0,3426
13	33,8924	34,1924	-0,3000	29	26,4862	26,2426	0,2436
14	34,2304	34,5982	-0,3678	30	27,0372	26,9374	0,0998
15	32,1182	32,6612	-0,5430	31	25,2884	25,0104	0,2780
16	32,6604	33,1892	-0,5288	32	25,6092	25,5068	0,1024

MH 4

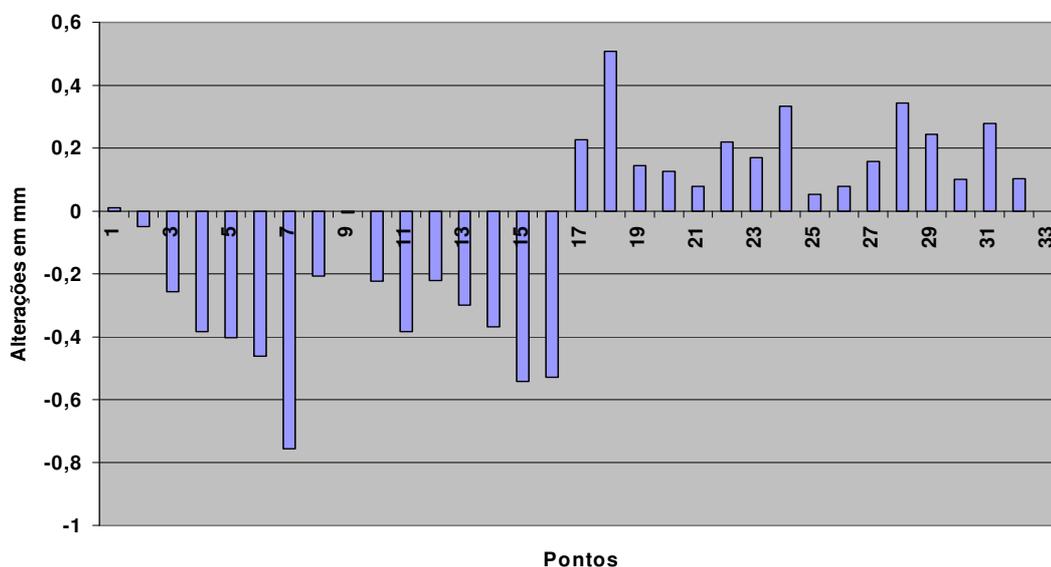


FIGURA 42- Ilustrativo referente aos dados da Figura 41

FIGURA 43- com o ponto e a diferença entre o modelo em cera e o modelo acrilizado da mufla MH 5

PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA/PONTO/CERA-RESINA=DIFERENÇA

1	34,5764	35,0776	-0,5012	17	27,6442	27,4234	0,2208
2	34,6012	35,0334	-0,4322	18	27,1924	26,8814	0,3110
3	33,4262	33,6632	-0,2370	19	28,0624	27,9024	0,1600
4	33,4542	33,6304	-0,1762	20	27,5934	27,3164	0,2770
5	34,0884	34,3124	-0,2240	21	27,0424	26,6714	0,3710
6	34,4732	34,6234	-0,1502	22	27,7802	27,3846	0,3956
7	32,7952	33,0196	-0,2244	23	27,1062	26,9702	0,1360
8	33,0452	33,2384	-0,1932	24	27,6864	27,5694	0,1170
9	31,0282	31,3386	-0,3104	25	26,0546	25,6016	0,4530
10	32,1642	32,3964	-0,2322	26	25,6326	25,1724	0,4602
11	30,1584	30,5624	-0,4040	27	26,3694	25,8572	0,5122
12	31,3832	31,6564	-0,2732	28	26,1124	25,6392	0,4732
13	32,1202	32,5256	-0,4054	29	25,9241	25,6452	0,2789
14	32,2346	32,7984	-0,5638	30	26,4074	26,2594	0,1480
15	30,8684	31,3734	-0,5050	31	25,4916	25,1564	0,3352
16	31,1752	31,6672	-0,4920	32	26,1386	25,9462	0,1924

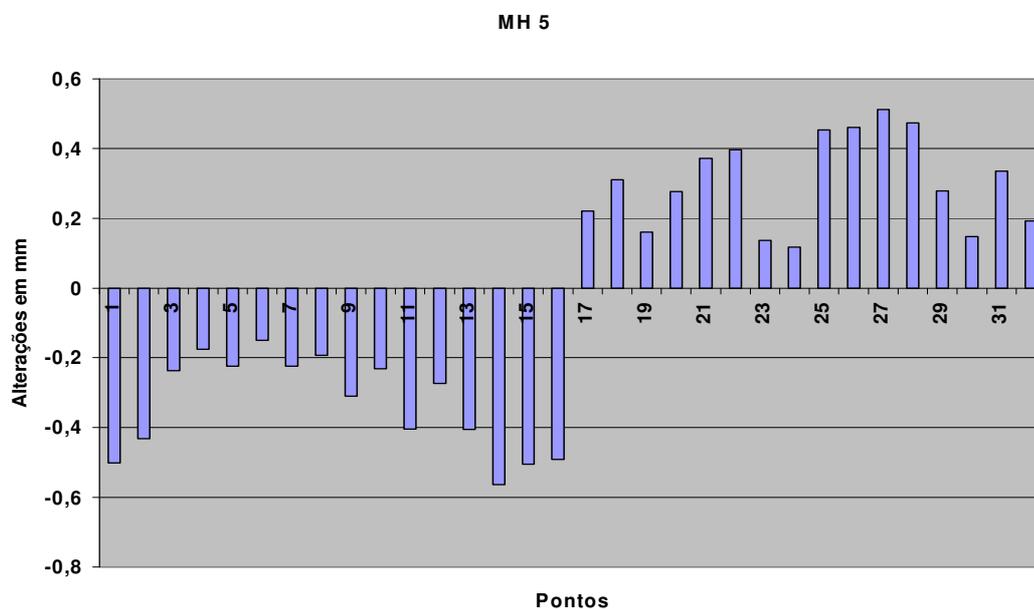


FIGURA 44- Ilustrativo referente aos dados da Figura 43

TABELA 1- Referente a: Média, Desvio Padrão, Variância, Número de Pontos analisados, Mínima distância encontrada entre a fase em cera e a fase em resina, e Máxima distância encontrada entre a fase em cera e a fase em resina para todos os procedimentos analisados

Método Usado	Média	Desvio Padrão	Variância	Nºde pontos	Distr. Mínima	Distr. Máxima
MC 1	0,1303	0,3721	0,1385	32	-0,8534	1,0578
MC 2	-0,2038	0,3338	0,1114	32	-1,0776	0,6324
MC 3	-0,1808	0,2359	0,0556	32	-0,7074	0,3014
MC 4	-0,4258	0,2647	0,0701	32	-0,9306	0,1794
MC 5	-0,2854	0,6155	0,3789	32	-1,0154	1,7818
MCT 6	-0,1931	0,4252	0,1808	160	-1,0776	1,7818
MCS 7	-0,2073	0,3768	0,1420	80	-1,01	0,7194
MCI 8	-0,1789	0,4707	0,2216	80	-1,0776	1,7818
MH 1	0,0144	0,1581	0,0250	32	-0,2830	0,2337
MH 2	0,0349	0,2295	0,0527	32	-0,3638	0,4730
MH 3	0,0131	0,2305	0,0531	32	-0,3762	0,4710
MH 4	-0,0598	0,3103	0,0962	32	-0,7560	0,5080
MH 5	-0,0150	0,3488	0,1216	32	-0,5638	0,5122
MHT 6	-0,0082	0,2627	0,0690	160	-0,7560	0,5122
MHS 7	-0,1564	0,2363	0,0558	80	-0,7560	-0,4730
MHI 8	-0,0806	0,1963	0,0385	80	-0,3638	-0,5122

TABELA 2 - Referente aos resultados obtidos com o Teste Z de diferença de médias para:

Diferença entre o total de pontos superiores e inferiores, obtidos com a mufla convencional e a mufla HH.

Diferença entre o total de pontos superiores, obtidos com a mufla convencional e a mufla HH.

Diferença entre o total de pontos inferiores, obtidos com a mufla convencional e a mufla HH.

Método Usado	Z
MCT-MHT	-5,24
MCS-MHS	-7,59
MCI -MHI	-4,66

Autorizo cópia total ou parcial para fins de estudo e pesquisa, sendo expressamente vedado qualquer tipo de reprodução para fins comerciais sem prévia autorização específica do autor.

Taubaté, fevereiro de 2000

Vicente de Paula Prisco da Cunha