

UNICAMP

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



Laís Regiane da Silva Concílio
Cirurgiã Dentista

**AVALIAÇÃO DA DIMENSÃO VERTICAL DE OCLUSÃO E
SUPERFÍCIE DE CONTATO EM FUNÇÃO DE DIFERENTES
TÉCNICAS DE INCLUSÃO E POLIMERIZAÇÃO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área de Concentração Prótese Dental.

Piracicaba – SP
2006



UNICAMP

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



Laís Regiane da Silva Concílio
Cirurgiã Dentista

**AVALIAÇÃO DA DIMENSÃO VERTICAL DE OCLUSÃO E
SUPERFÍCIE DE CONTATO EM FUNÇÃO DE DIFERENTES
TÉCNICAS DE INCLUSÃO E POLIMERIZAÇÃO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área de Concentração Prótese Dental.
Orientadora: Prof^a Dr^a Célia Marisa Rizzatti Barbosa

Banca examinadora:
Prof^a Dr^a Célia Marisa Rizzatti Barbosa
Prof. Dr. Manoel Gomes Tróia Júnior
Prof. Dr. Atlas Edson Moleros Nakamae
Prof. Dr. Mário Coelho Alexandre Sinhoreti
Prof^a Dr^a Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia

Piracicaba – SP
2006

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

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8^a / 6159

C748a	<p>Concílio, Laís Regiane da Silva. Avaliação da dimensão vertical de oclusão e superfície de contato em função de diferentes técnicas de inclusão e polimerização. / Laís Regiane da Silva Concílio. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2006.</p> <p>Orientador: Célia Marisa Rizzatti-Barbosa Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Prótese dentária completa. 2. Dimensão vertical. 3. Resinas acrílicas. I. Rizzatti-Barbosa, Célia Marisa. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p>(mg/fop)</p>
-------	---

Título em inglês: Changes in occlusal vertical dimension and area of occlusive contacts in complete dentures using different flasking and curing technics

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Denture, complete. 2. Vertical dimension. 3. Acrylic resins

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Célia Marisa Rizzatti-Barbosa, Manoel Gomes Tróia Júnior, Atlas Edson Moleros Nakamae, Mário Coelho Alexandre Sinhoreti, Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia

Data da defesa: 24/03/2006

DEDICATÓRIA

Primeiramente a Deus, que me acolhe e ampara em sua inesgotável bondade, me concedendo mais esta conquista.

Aos meus pais, pelo amor e carinho, exemplos de vida e de humildade.

Ao meu esposo Sérgio, pelo amor, incentivo e companheirismo, fundamentais em minha vida e nesta conquista.

Agradecimento Especial

Agradeço especialmente minha orientadora **Profª Drª Célia Marisa Rizzatti Barbosa**, que sempre me orientou com muita dedicação e sabedoria. Pelo excelente convívio e ensinamentos durante esses anos, os quais ultrapassaram a ciência e se tornaram amizade.

“Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa, nunca tem medo e nunca se arrepende.”

Leonardo da Vinci

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP), na figura do diretor Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho.

Ao curso de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP nas pessoas de seu coordenador geral Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen e ao coordenador do curso de pós-graduação em clínica odontológica Prof. Dr. Roger Willian Fernandes Moreira.

A todo corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP e em especial aos professores da área de Prótese Dental, pelo respeito, cordialidade e generosidade demonstrados na convivência diária.

Aos amigos e colegas do curso de Doutorado: Juliana, Emilena, Rosena, Noéli, Rodrigo, Silvia e Humberto pelo convívio, amizade, aprendizado e cooperação nos momentos que se fizeram necessários.

Às amigas do curso de Doutorado Alessandra e Margarete, que mostraram a grandeza da amizade em todos os momentos.

Às amigas do curso de Mestrado: Priscila e Carol; à Sra. Joselena Casati Lodi, Técnica do Laboratório de Prótese Parcial Removível da FOP-UNICAMP, pela motivação e carinho sempre presente, e a todas as pessoas que freqüentam o laboratório de Prótese Removível, pelas horas de amizade e aprendizado durante o transcorrer deste curso.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, pela colaboração no desenvolvimento deste trabalho, na assessoria da análise estatística.

Ao Prof. Dr. Paulo César Gianini e ao Engenheiro Isaac Sayeg, pela acolhida no Laboratório de Petrografia Sedimentar (LabPetro), do Instituto de Geociências da Universidade de São Paulo, onde foi realizada parte deste estudo.

À Dental Vipi Ltda. que gentilmente cedeu os materiais necessários para esta pesquisa.

À secretária do curso de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP Érica A. Pinho Sinhoreti e à secretária do departamento de Prótese e Periodontia da FOP-UNICAMP Shirley Rosana Sbravati Moreto, pela dedicação e presteza sempre presentes.

Aos técnicos em prótese dental João Paulo Garcia e Paulo Roberto Alcarde, pela ajuda indispensável nesta pesquisa.

À todas as pessoas que participaram indiretamente pela conclusão deste trabalho, meu profundo agradecimento.

“Não existe um caminho para a felicidade. A felicidade é o caminho.”

Mahatma Gandhi

SUMÁRIO

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	2
1. INTRODUÇÃO.....	3
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	6
3. PROPOSIÇÃO.....	16
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	17
5. RESULTADOS.....	37
6. DISCUSSÃO.....	41
7. CONCLUSÃO.....	46
REFERÊNCIAS	47
ANEXOS.....	51

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da técnica de processamento laboratorial na área de contato em máxima intercuspidação e dimensão vertical de oclusão em pares de próteses totais analisadas antes e após processamento laboratorial. Para isto foram confeccionadas 40 pares de próteses, separadas aleatoriamente em 4 grupos de acordo com o método de polimerização e tipo de mufla: GI – polimerizadas em água 73°C / 9 horas em muflas monomaxilares; GII – polimerizadas por energia de microondas 20 min. a 20% de potência e 5 minutos a 60% de potência em muflas monomaxilares; GIII – polimerizadas em água 73°C / 9 horas em muflas bimaxilares; GIV – polimerizadas por energia de microondas 20 min. a 20% de potência e 5 minutos a 60% de potência em muflas bimaxilares. Foi realizada a mensuração da DVO e da Superfície de Contato antes e após o processamento laboratorial. Para a mensuração da DVO foi utilizada uma base plana e rígida na qual encaixava-se o paquímetro digital e o articulador. Foram realizadas 3 mensurações em cada fase e calculadas as médias. Para a avaliação das superfícies de contato foi utilizado o software Qwin 550 (Leica®), que foram mensuradas 3 vezes em cada amostra nos períodos pré e pós processamento, e calculadas as respectivas médias. Os dados obtidos foram submetidos à Análise de Variância e teste de Tukey em nível de 5% de significância. Os resultados demonstraram que todos os grupos apresentaram uma variação percentual positiva para a DVO: GI= 1,92%; GII= 2,92; GIII= 2,27% e GIV= 2,72%, sendo que GI e GII apresentaram diferença estatística entre si ($p= 0,083$). Os dados da superfície de contato demonstraram que não houve diferença estatística entre os grupos tanto nos modelos superiores como nos inferiores. Com exceção do grupo GII nos modelos superiores, todos os grupos apresentaram diminuição da superfície de contato. Pode-se concluir que: 1) a DVO foi alterada em todos os grupos estudados independentemente do método de polimerização; 2) o grupo GII apresentou menor variação percentual da DVO; 3) o grupo GI apresentou maior variação percentual da DVO; 4) não houve diferença entre os grupos quanto a análise da Superfície de Contato Oclusal.

Palavras-chave: próteses totais, dimensão vertical, resina acrílica, área de contato.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate different flasking techniques using monomaxillary and bimaxillary flasks by microwave irradiation and water bath, in the occlusal vertical dimension and the area of the occlusive contact, before and after the curing. Forty pairs of complete dentures were distributed into four groups of ten pair each, according to the treatments: GI – cured by water bath 73°C/9h and monomaxillary flasks; GII – cured by microwave irradiation 20 minutes at 20% power and 5 minutes at 60% power and monomaxillary flasks; GIII – cured by water bath 73°C/9h and bimaxillary flasks; GIV– cured by microwave irradiation 20 minutes at 20% power and 5 minutes at 60% power and bimaxillary flasks. For the measurement of the occlusal vertical dimension was used the table that the articulator and the digital caliper was positioned correctly, three vertical measurements were made before and after the curing. The area of occlusive contact was measure using the software Qwin 550 (Leica®), each pair of denture was measure three times before and after the curing. Datas were submitted to variance analysis and Tukey's test at 5% significance level. These demonstrated that all groups showed positive percent variation for the occlusal vertical dimension: GI= 1.92%; GII= 2.92; GIII= 2.27% e GIV= 2.72%, there were significant statistical differences between GI and GII ($p=0.083$). There weren't statistical differences in the datas of the area of the occlusive contact, in the upper and lower models. Except GII, in the upper models, every groups showed reduction in the area of the occlusive contact. It is concluded that: 1) the occlusal vertical dimension changed in all groups independently of curing method; 2) the group GII showed the lowest percent variation of the occlusal vertical dimension; 3) the group GI showed the highest percent variation of the occlusal vertical dimension; 4) there weren't statistical differences between the groups in the area of the occlusive contact; 5) all the groups, except GII, showed decreasing of the area of the occlusive contact after laboratorial processing.

Key words: complete denture, vertical dimension, acrylic resin, occlusive contact.

1. INTRODUÇÃO

Apesar do avanço da Odontologia tanto em termos técnicos operacionais como na veiculação de informações à sociedade sobre métodos de prevenção e saúde bucal, ainda há um grande número de pacientes que apresentam perda dentária parcial ou total, evidenciando a necessidade da substituição dos dentes naturais por dentes artificiais, e desta forma a importância do uso de próteses odontológicas confeccionadas de acordo com padrões técnicos que possibilitem resultados satisfatórios em termos anatômicos, funcionais e estéticos.

A reabilitação oral com o uso de prótese total deve substituir toda a estrutura envolvida na perda dos tecidos orais e dentes naturais, restaurando o perfil facial e as funções orais prejudicadas. O alinhamento dos dentes, oclusão, contatos intercuspídeos distribuídos adequadamente ao longo dos arcos e correta confecção laboratorial são fatores fundamentais durante o processo reabilitador (Mazini, 2003; Sousa, 2004).

Já se sabe que as técnicas e procedimentos laboratoriais estão diretamente vinculados ao resultado final do trabalho protético, quando analisamos alguns fatores primordiais como por exemplo, aumento da dimensão vertical de oclusão (Mahler, 1951; Shippe, 1961; Nelson *et al.*, 1991; Compagnoni *et al.*, 2001; Barbosa *et al.*, 2002), perda dos contatos oclusais obtidos durante a prova em cera e movimentação dental (Mahler, 1951; Atkinson & Grant, 1962; Lerner & Pfeiffer, 1964; Rizzatti-Barbosa & Nadin, 2002; Sousa, 2004), desajuste da base da prótese (Phillips, 1993) e diminuição das propriedades físicas da resina, como dureza, porosidade e rugosidade (Skinner, 1951; Takamata & Setcos, 1989; Ribeiro, 2003).

Por outro lado, a dimensão vertical de oclusão (DVO) pode ser alterada por diversos fatores como por exemplo: as diferenças na pressão aplicada durante o procedimento de prensagem da resina acrílica, que causa pequena movimentação dental, podendo gerar um aumento da DVO (Mahler, 1951);

sistemas de escape para saída do excesso de resina acrílica durante a prensagem alteram significativamente a DVO (Shippe, 1961), bem como tipos de muflas e métodos de polimerização que resultem em menor alteração na DVO (Nelson, *et al.*, 1991; Barbosa, 2001; Keenan *et al.*, 2003).

Intrinsicamente ligados à alteração da DVO encontra-se a movimentação dental decorrente do processo de polimerização e a alteração dos contatos oclusais provenientes desta movimentação (Sousa, 2004).

Sabe-se da importância dos contatos oclusais em próteses totais na promoção de uma oclusão balanceada (Hanau, 1926; Saizar, 1972), bem como do número de contatos bilaterais equilibrados para uma boa estabilidade e eficiência mastigatória (Dalberg, 1942; Schuyler, 1947; Neill 1967; Araujo, 1972; Wesley *et al.*, 1973; Mazini, 2003). Porém alguns estudos discutem quanto à forma da obtenção dos contatos oclusais e sua fiel reprodução da realidade observada (Baba *et al.*, 2000; Mazini, 2003). Atentando para este fator, Mazini em 2003, utilizou pela primeira vez, um método de obtenção e tratamento de imagens digitalizadas para verificação da superfície dos pontos de contatos oclusais, obtidos em máxima intercuspidação, este método se mostrou eficaz para uma efetiva mensuração, porém ainda novo, sendo necessários estudos posteriores.

Tentando minimizar as alterações dimensionais da resina acrílica, bem como a movimentação dental e consequentemente a DVO após o procedimento de polimerização e desinclusão das próteses totais, muitos estudos foram realizados verificando a interação entre: alterações dos ciclos de polimerização (Nishii, 1968; Kimura *et al.*, 1983, Rizzatti-Barbosa & Nadin, 2002; Barbosa *et al.*, 2002), métodos de polimerização convencional e energia de microondas (Nishii, 1968; Kimura *et al.*, 1983; Takamata & Setcos, 1989; Nelson *et al.*, 1991; Rizzatti-Barbosa, *et al.*, 1998; Nogueira *et al.*, 1999; Keenan *et al.*, 2003). A utilização de muflas bi-maxilares iniciou em 1987, também com o intuito de promover menores alterações na movimentação dentária, utilizando o processo de inclusão com as próteses em oclusão (Souza, 1987), outros estudos foram realizados utilizando muflas bi-maxilares e polimerização por energia de microondas, aliando a

praticidade e menor tempo laboratorial inerente desta técnica (Rizzatti-Barbosa & Nadin, 2002; Ribeiro, 2003; Sousa, 2004).

Sabendo da importância da técnica de confecção de prótese total que produza menores alterações na DVO e movimentação dentária, bem como para sedimentar os resultados do uso das muflas bi-maxilares e aprimoramento do método para verificação da superfície oclusal, este trabalho se mostra oportuno em sua proposição, visto que estudará fatores ainda não observados em muflas bi-maxilares, DVO e superfície de contato, juntamente com um novo método para obtenção de superfícies de contato. Desta forma, o objetivo deste trabalho é avaliar as alterações da DVO e da superfície de contato de próteses totais polimerizadas pelo método convencional e por energia de microondas, utilizando muflas mono e bimaxilares metálicas e de PVC, antes e após processamento laboratorial.

2. REVISÃO da LITERATURA

2.1 - Desenvolvimento das muflas de inclusão e alterações dimensionais inerentes ao processamento de polimerização

Skinner (1951), avaliou as propriedades físicas e a manipulação da resina acrílica utilizada na confecção da prótese total. Considerou que diversos fatores podiam exercer influência decisiva na ocorrência das alterações dimensionais das bases, como o método de prensagem, o grau de polimerização, e o binômio tempo-temperatura do ciclo de polimerização.

No mesmo ano Mahler (1951), verificou o aumento da dimensão vertical de oclusão (DVO), indicada pela abertura do pino guia incisal, de acordo com a pressão aplicada durante o processo de prensagem da resina acrílica. A abertura do pino incisal de 1,0mm era resultado da movimentação dental de apenas 0,25 mm, ou seja, o aumento da DVO era severo mesmo com deslocamentos dentais reconhecidamente menores. O autor concluiu que ocorre distribuição desigual da pressão no interior da mufla após a prensagem final, o deslocamento dental não foi igual para ambos os lados das próteses, e o aumento da DVO sofreu influência da pressão imposta pela resina.

Shippe (1961) estudou o aumento da DVO depois do processamento da prótese total, utilizando como ciclo de polimerização 8 horas em banho de água à

temperatura de 73° C, seguida de ebulição durante 1 hora, esfriadas em temperatura ambiente, desincluídas e remontadas nos modelos de gesso. O autor concluiu que o aumento da DVO foi reduzido cerca de 50%, quando a mufla possuía um sistema de escape para a saída do excesso de resina, durante a prensagem.

Atkinson & Grant (1962) avaliaram a movimentação dos dentes durante a inclusão e polimerização da resina acrílica. Os resultados mostraram que todos os dentes apresentavam movimentação durante o processamento das próteses devido à liberação das tensões internas após a polimerização da resina acrílica e expansão do modelo de gesso.

Lerner & Pfeiffer (1964) estudaram a movimentação dos dentes ocorrida na prótese total antes e após processamento, utilizando um paquímetro colocado paralelamente ao pino guia incisal. Os autores concluíram que todas as próteses mostraram aumento na DVO entre 0,30 a 0,50mm, após processamento.

Nishii (1968) utilizando mufla metálica convencional, confeccionou perfurações nesta e polimerizou suas amostras em um forno doméstico de microondas, juntamente com um recipiente de água para evitar o superaquecimento da resina. Ele foi o primeiro autor a relatar o uso de microondas como método de polimerização mais rápido para as resinas acrílicas. Porém ele identificou esta mufla como não compatível para o uso nesses fornos, pois o material metálico de que era constituída, refletia as microondas geradas, não polimerizando corretamente a resina.

Carvalho (1972), estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base de próteses totais. O autor concluiu que para diminuir ao máximo as alterações dimensionais a resina, após condensada na mufla deve ser mantida sob pressão constante em uma prensa de molas, é preciso manter esta pressão por pelo menos 2 horas antes do início do processo de polimerização, o esfriamento da mufla deve ser lento, gradual e em temperatura ambiente e que a prótese após ser retirada da mufla deve ser mantida em água.

Woelfell (1977), investigou o grau de adaptação de 186 próteses, confeccionadas com 12 materiais diferentes, processadas segundo as recomendações dos fabricantes. O autor observou que as maiores alterações lineares ocorreram durante a remoção da prótese do interior da mufla. As próteses superiores apresentaram menores alterações que as inferiores. As próteses mais espessas distorceram mais e o grau de contração da distância molar a molar não foram clinicamente comprometedoras.

Holt (1977) relatou que as deformações das próteses podem resultar do estresse presente na desinclusão dessas próteses do interior das muflas. Segundo o autor, tais alterações, mesmo quando pequenas, são suficientes para modificar a posição estabelecida aos dentes artificiais, com conseqüente modificação na inclinação das cúspides e na curva individual de compensação. Estas alterações podem ser capazes de modificar o posicionamento maxilo-mandibular e conseqüentemente criar alavancas e comprometer o assentamento e a estabilidade das próteses, através do seu deslizamento sobre os rebordos desdentados.

Kimura *et al.* (1983), concordando com a observação feita por Nishii, de que as muflas convencionais não eram compatíveis para uso em microondas, promoveram adaptações ao processo convencional de inclusão. Os autores incluíram suas amostras em muflas metálicas convencionais, e após a resistência úmida de 1 hora do gesso, transferiram todo o seu conteúdo para tubos de borracha que foram levados ao forno de microondas doméstico para a polimerização da resina. Os autores obtiveram sucesso com esta adaptação e no ano seguinte confeccionaram uma mufla semelhante à metálica comercializada na época, porém confeccionada em fibra de vidro reforçada, já que necessitavam de um material resistente e não translúcido, obtendo com este novo aparato melhores resultados de polimerização das amostras de resina. Através destas muflas mais apropriadas à técnica de aquecimento por energia de microondas, puderam obter bons resultados na redução do tempo despendido para polimerização da resina acrílica, sem comprometimento de suas propriedades físicas.

Souza (1987) procurando minimizar desajustes oclusais decorrentes das alterações dimensionais e das distorções inerentes aos materiais utilizados na confecção das próteses duplas totais desenvolveu a mufla "HH", que possibilita a inclusão do par de próteses totais superior e inferior com os dentes em oclusão. Este sistema permitiu incluir, processar e polimerizar ambas as próteses simultaneamente. Segundo o autor, isto ajuda na diminuição das alterações oclusais inerentes às possíveis distorções ocorridas durante o processamento e às alterações intrínsecas aos materiais utilizados. O fato de os dentes estarem em oclusão, impede a invasão do espaço de seus antagonistas, evitando desta forma, os contatos prematuros. O objetivo da mufla "HH" é manter durante o processo de polimerização os contatos oclusais obtidos na prova dos dentes em cera, preservando os contatos múltiplos e simultâneos bilaterais no fechamento mandibular. O autor confirmou as vantagens do processamento das próteses muflas bi-maxilares em observações clínicas, durante a confecção de 25 pares de próteses totais.

Takamata & Setcos (1989) realizaram uma revisão de literatura sobre a precisão dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico, energia de microondas e luz visível. Verificaram que os diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravavam os problemas de contração ocorridos no processo de polimerização. Concluíram que a combinação entre contração de polimerização térmica e liberação de tensões durante a demuflagem resultava em adaptação imprecisa de prótese total ao tecido bucal. Relatou que a adaptação da base aos tecidos bucais era considerada importante fator na adaptação e estabilidade da prótese.

Nelson *et al.* (1991) estudaram as alterações dimensionais na DVO em próteses totais utilizando muflas metálicas e de fibras de vidro para a inclusão e processamento em banho de água e energia de microondas para polimerização. Os autores concluíram que a média no aumento da DVO foi aproximadamente cinco vezes maior para a técnica de microondas. Ambos métodos produziram

abertura do pino incisal menor que 1mm, considerado este valor aceitável e requerendo menor desgaste seletivo dos dentes.

Phillips (1993), relatou que muitos fatores podem ser responsáveis pela eficiência na função da prótese total, sendo que a adaptação da prótese aos tecidos de suporte é fator primordial, pois o paciente desdentado exerce apenas 1/6 da força quando comparada a dentição natural. Sendo assim, a adaptação da prótese aos tecidos bucais deve ser o mais íntimo possível, para manter o conforto, a estética e a eficiência mastigatória. Considerou que dentre os vários ciclos de polimerização existentes, o mais aceito é o de banho de água por 9 horas a 74°C, sem ebulição no final.

Rizzatti-Barbosa *et al.* (1995), estudaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais, para isto confeccionaram 60 amostras utilizando duas resinas, uma convencional com ligação cruzada (Lucitone 550[®]), polimerizada em banho de água quente a 73°C por 9 horas, e outra para microondas (Acron MC[®]) polimerizada em ciclos de 500 W por 3 minutos e 90 W por 13 minutos. Os resultados foram avaliados logo após o acabamento das amostras e após 30 dias armazenadas em água destilada. Os resultados evidenciaram que: as amostras processadas por energia de microondas em ciclo curto apresentaram melhor adaptabilidade; todas as próteses após período de armazenamento apresentaram melhor adaptação.

Rizzatti-Barbosa & Dallari (1996), investigaram se o processo de polimerização das próteses totais pode interferir nas inclinações látero-laterais das cúspides mesiais dos primeiros molares superiores. Os autores observaram que, entre os estágios de pré e pós polimerização, ocorreram alterações nos ângulos estudados, admitindo supor que a contração ocorrida na base da prótese durante o seu processamento pode ser causa de alterações na mesa oclusal dos dentes posteriores.

Arioli (1997) analisou a influência das formas geométricas dos palatos (triangular, oval e plano) e os tempos de armazenagem em água na adaptação

de próteses totais superiores confeccionadas com resina acrílica polimerizada termicamente. Os resultados indicaram que existe uma significância estatística nas formas geométricas do palato tendo o palato plano apresentado os menores desajustes. O período de armazenagem em água não demonstrou alterações significativas.

Pitta (1997) estudou a variação na inclinação das cúspides méso palatinas dos primeiros molares superiores de próteses totais polimerizadas em banho de água e energia de microondas em ciclo curto e ciclo longo. De acordo com os resultados obtidos o autor concluiu que os três métodos apresentaram alterações nas inclinações dentais, o método de polimerização por energia de microondas ciclo curto apresentou menor alteração na inclinação dental e que o polimento convencional alterou significativamente a inclinação das cúspides das amostras para ambos os grupos.

Anusavice (1998) descrevendo a relação entre a velocidade de aquecimento e a elevação da temperatura no interior da resina acrílica, relatou que o ciclo de polimerização mais efetivo seria aquele que envolvia um processamento em água à temperatura constante de 74°C, por 8 horas. Quanto maior for a contração linear, maior será a discrepância observada na adaptação da base. Assim, durante os estágios iniciais do esfriamento da mufla, a resina permanecia amolecida e a pressão mantida pela mufla causava contração, em velocidade similar ao do gesso circundante. À medida que o esfriamento prosseguia, a resina amolecida atingia a temperatura de transição intrínseca, passando do estado amolecido para o de rigidez vítrea, contraindo-se numa velocidade diferente do gesso, portanto contração de natureza térmica. A liberação dessas tensões internas promoviam alterações dimensionais.

Rizzatti-Barbosa *et al.* (1998), através de revisão de literatura a respeito dos métodos alternativos para processamento da resina acrílica, definiu o método de polimerização por microondas como simples, limpo e rápido, capaz de permitir a confecção de trabalhos com qualidade equivalente aos métodos convencionais.

Nogueira *et al.* (1999), compararam a precisão dimensional das próteses totais confeccionadas pela técnica de prensagem convencional e por resina injetada. Após desinclusão as próteses foram remontadas no articulador e a abertura do pino incisal foi medida com paquímetro. Os autores concluíram que o método de prensagem por injeção promoveu maior abertura do pino incisal que a técnica convencional.

Rizzatti-Barbosa (2000), considerando que o método de polimerização por energia de microondas economiza tempo e custo, bem como proporciona à resina as mesmas propriedades físicas, quando comparada ao método de aquecimento por banho de água em ciclo de 9 horas, patenteou um protótipo, similar à mufla metálica “HH” , para uso em microondas.

Compagnoni *et al.* (2001), avaliaram a influência da fixação dos modelos com diferentes materiais durante a remontagem de próteses totais, bem como o efeito e a reposição da placa de montagem do articulador semi-ajustável sobre a DVO. A prótese total superior encerada foi montada no articulador e articulada com a prótese inferior polimerizada, que permaneceu sempre fixa no articulador. Foram realizadas três mensurações verticais: pós montagem, remontagem com godiva em bastão e remontagem com adesivo instantâneo. Os autores concluíram que o afastamento do pino incisal da mesa após as remontagens indicou alteração da DVO nas próteses totais, porém esta alteração não foi influenciada pelo método de fixação do modelo durante a remontagem.

Rizzatti-Barbosa & Nadin (2002), avaliaram a adaptação e a alteração dental dos primeiros molares de próteses totais superiores submetidas a diferentes métodos de polimerização e de sorção de água. GI – polimerização em banho de água a 73°C por 9 horas e armazenadas em água a 37°C durante 30 dias; GII – polimerização em banho de água a 73°C por 9 horas e armazenadas em água a 60°C com pressão de 40 Lib/Pol² por 1 hora; GIII – polimerização por energia de microondas a 500W por 3 minutos e armazenadas em água a 60°C com pressão de 40 Lib/Pol² por 1 hora. A inclinação dental foi analisada após o enceramento, a polimerização, o polimento e sorção de água. O teste de

adaptação entre a base e o modelo foi realizado na região dos primeiros molares, em sete pontos pré estabelecidos, logo após o polimento e sorção de água. Os resultados mostraram que as inclinações dentais mais significativas ocorreram logo após o processamento das amostras e que durante o polimento e após sorção de água não foram estatisticamente significantes. Os métodos de polimerização não influenciaram na inclinação dos dentes.

Barbosa *et al.* (2002), avaliaram o efeito de diferentes ciclos de polimerização por energia de microondas e banho de água convencional sobre a DVO em próteses totais. Os resultados evidenciaram uma média de afastamento do pino incisal em torno de 0,5mm para todos os grupos avaliados (microondas e controle).

Ribeiro (2003), investigou o efeito da utilização da mufla bimaxilar e monomaxilar nas propriedades físicas de dureza, rugosidade e porosidade superficial da resina acrílica ativada por energia de microondas (potência máxima de 900W, a 10% e 50% de potência durante 20 minutos e 5 minutos, respectivamente) e banho de água aquecida (74°C por 9 horas). Os resultados evidenciaram não haver diferença estatística entre os tipos de mufla e de processamento.

Keenan *et al.* (2003), avaliaram as alterações na DVO e espaço intermolar de próteses totais utilizando técnica da resina injetada do molde e polimerização convencional e energia de microondas. Os autores concluíram que o método de polimerização por energia de microondas apresentou valores menores de alterações dimensionais, porém sem significância estatística. Do ponto de vista clínico os autores afirmaram que o método de inclusão por injeção apresenta uma pequena vantagem quando comparado ao método tradicional.

Sousa (2004) comparou a alteração da inclinação de primeiros molares de próteses totais obtidas em muflas mono e bimaxilares, polimerizadas por energia de microondas, incluídas em gesso, silicone e em silicone com retenção vestibular. O autor concluiu que a alteração do nível de inclinação de primeiros molares ocorreu de maneira similar nas próteses totais obtidas pelas muflas mono

e bi-maxilares e que a utilização do gesso ou silicona de inclusão influenciou o nível de inclinação dental de maneira semelhante.

2.2 – Oclusão em Próteses Totais

O princípio de articulação balanceada foi introduzido por Bonwill em 1989, segundo Saizar (1972), quando ocorreu o lançamento do seu articulador baseado na “Teoria do triângulo eqüilátero”, o qual apresentava a guia condilar em posição horizontal, e três pontos de contato, sendo dois laterais (um de cada lado), e o terceiro ponto na região anterior, quaisquer que fossem as excursões mandibulares realizadas.

Hanau (1926) enunciou as “Leis da articulação balanceada” embasada em cinco variáveis que, quando inter-relacionadas asseguravam o balanceio da articulação: guia condilar, curva de compensação, guia incisal, altura das cúspides e plano de orientação.

Dalberg (1942) analisou que a eficiência mastigatória dos dentes naturais é determinada pelo maior número de contatos interoclusais. Registrou que normalmente, em oclusão cêntrica (O.C.), existem 32 contatos, sendo 26 nos dentes posteriores, e o restante nos dentes anteriores.

Schuyler (1947) constatou que em posição de O.C., a relação intercuspídica deveria apresentar 28 pontos de contato dados pelas cúspides de contenção.

Neill (1967) estudou em seis pacientes, os contatos das superfícies oclusais de suas próteses totais, através de transmissores colocados nas próteses inferiores. Concluiu que a maioria dos contatos ocorreu em cêntrica, e que nos 423 ciclos registrados, o número de contatos foi maior no lado de balanceio (69%) do que no lado de trabalho (29%).

Araújo (1972) ao estudar os contatos entre as arcadas dentárias naturais em O.C., concluiu que a média dos contatos observados em 31 pacientes

foi de 32,9 pontos, com desvio padrão de 9,56% e que a maioria dos contatos foi observada nos dentes posteriores.

Wesley *et al.* (1973) chamaram atenção para o fato da diminuição dos pontos de contatos oclusais após o processamento das bases das próteses totais. No estudo realizado, a média de contatos, antes do processamento foi de 9,59 pontos e depois de processadas caiu para 4,33.

Boening & Walter (1992) analisaram a pressão dos contatos oclusais em pacientes portadores de próteses totais bimaxilares, com o auxílio do sistema T-Scan® (Tekscan Inc.,EUA), por meio de um sensor interoclusal. Verificaram que o processo de remontagem das próteses no articulador potencializava o número de contatos e também a distribuição das forças oclusais.

Susuki *et al.* (1999), estudaram *in vivo* a força oclusal e área de contato entre próteses totais bimaxilares convencionais e próteses totais superiores convencionais com próteses totais inferiores implantossuportadas. Observaram que tanto a pressão como a área de contato foram significativamente maior nas próteses construídas sobre implantes.

Baba *et al.* (2000), em revisão de literatura, compararam os dados disponíveis sobre os sensores de contatos oclusais e os filmes barossensíveis. Concluíram que esses aparelhos não oferecem resultados confiáveis, pois a espessura dos sensores de registro mostra-se capaz de alterar a propriocepção do paciente em máxima intercuspidação e gera marcas mais fortes nos dentes posteriores.

Mazini (2003) analisou a área de contatos oclusais em máxima intercuspidação entre dentes anatômicos e funcionais, nacionais e importados, montados em arcadas de forma triangular, quadrada e oval, utilizando o software Leica Qwin® 550, o qual mensura a área de contato através da análise dos pontos demarcados com papel carbono. Os resultados evidenciaram que os dentes funcionais apresentam maior área de contato quando comparado aos anatômicos, principalmente nas montagens ovais. Os dentes importados apresentaram maior superfície de contato que os nacionais.

3. PROPOSIÇÃO

Diante da literatura citada, este trabalho tem como propósito avaliar a influência da técnica de processamento laboratorial na área de contato em máxima intercuspidação e alteração da dimensão vertical de oclusão em pares de próteses totais incluídas em muflas monomaxilares e bi-maxilares, polimerizadas por energia de microondas e banho de água, analisadas antes e após processamento laboratorial.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Materiais e Equipamentos

Os principais materiais utilizados na realização deste experimento estão listados no Quadro 1, juntamente com os fabricantes e marcas comerciais.

Quadro1 – Relação dos principais materiais utilizados neste experimento.

Material	Fabricante	Marca Comercial
Silicone por adição para reprodução de modelos	Dentaurum	REMA [®] -SIL
Gesso tipo IV	Vigodent S/A Indústria e Comércio	HEROSTONE
Gesso tipo III	Vigodent S/A Indústria e Comércio	HERODENT
Resina Acrílica Termopolimerizável (microondas)	Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. de Materiais Odontológicos	Vipi Wave [®]
Resina Acrílica Termopolimerizável (banho de água)	Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. de Materiais Odontológicos	Vipi Cril [®]
Dentes Artificiais Superiores modelo H3 e M3-S	RuthiBrás Importação, Exportação e Comércio de Materiais Odontológicos Ltda.	Trilux [®]
Dentes Artificiais Inferiores modelo K3 e M3-I	RuthiBrás Importação, Exportação e Comércio de Materiais Odontológicos Ltda.	Trilux [®]
Cera 7	Polidental Ind. e Com.	_____
Placas de Acetato (2mm)	Bioart – Equipamentos Odontológicos Ltda.	_____
Tiras de lixa (00)	Tigre	_____
Fita adesiva dupla face	3M Brasil	_____
Papel verde para articulação - 8 μ	Bausch - Alemanha	Arti-Fol [®]
Adesivo à base de cianoacrilato	Henkel Locite Adesivos Ltda.	Super Bonder [®]
Isolante para resina	Dentsply LTDA	Al-Cote [®] ,

Os equipamentos utilizados na realização deste experimento estão listados no Quadro 2 juntamente com os fabricantes.

Quadro 2 – Relação dos equipamentos e fabricantes.

<i>Equipamento</i>	<i>Fabricante</i>
Forno de Microondas – modelo AW42	Continental
Polimerizadora por aquecimento a água – modelo P100	Termotron
Articulador semi ajustável	Gnatus
Lente Macroscopia	Canon
Câmera Fotográfica – modelo 3CCD Color Vision	Sony
Software Qwin 550	Leica
Plastificadora à Vácuo	MetalVander
Dosificador/Misturador Elétrico - modelo DG1	Degussa S.A
Espatulador à Vácuo	Polidental Ind. e Com. Ltda.
Paquímetro Digital	Starret
Prensa hidráulica	VH Soltline Equipamentos Odontológicos Ltda.

4.2. Métodos

4.2.1. Duplicação dos modelos

A partir de dois modelos mestres em gesso tipo IV simulando as arcadas superior e inferior desdentados, com rebordos normais e sem retenções, foram duplicados os modelos de trabalho em gesso tipo III (Herodent Soli-Rock[®], Vigodent S/A Ind. e Com., RJ), perfazendo um total de 40 modelos, sendo 20 da arcada superior e 20 da arcada inferior.

Para a duplicação dos modelos mestres, foi utilizada silicona de adição para reprodução de modelos (REMA[®]-SIL, componente A e B, Dentaurum – Germany). Em um aparelho Dosificador/Misturador Elétrico DG1 (Degussa S.A), a silicona foi dosificada e misturada, respeitando o tempo de trabalho de 4 a 6 minutos, a 23°C, de acordo com o fabricante. Com o modelo mestre no interior de um anel de PVC, a silicona foi vertida até encobrir totalmente o modelo. Após o período de vulcanização do material, 30 minutos de

acordo com o fabricante, foram obtidos os moldes dos modelos mestres superior e inferior (Figura 01).



Figura 01 – Modelos mestres em gesso tipo IV, moldes em silicone e modelos duplicados em gesso tipo III.

Os modelos duplicados a partir deste molde foram montados em articuladores semi-ajustáveis utilizando placas de montagens magnéticas. Desta forma, houve a necessidade de padronização da montagem para que um círculo metálico fosse incluído na base dos modelos sempre na mesma posição, de forma que posteriormente os modelos de trabalho se encaixassem perfeitamente com as placas de montagem, seguindo sempre um mesmo eixo de inserção e, conseqüentemente, uma padronização das montagens em articulador. Para isto foram utilizados dois recipientes de vidro nos quais foram afixadas em seu interior as placas de montagem magnética (isoladas com vaselina sólida) e a circunferência metálica (Figura 02) que eram colocadas sobre o molde de silicone após o gesso tipo III ser proporcionado na relação água-pó de 30mL/100g (Herodent Soli-Rock[®], Vigodent S/A Ind. e Com., RJ), espatulado durante 1 minuto em espatulador à vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda.) e vertido no interior dos moldes sob vibração (Figura 03), fazendo coincidir as linhas demarcadas nos moldes com as linhas demarcadas no recipiente de vidro (Figura 04). Após o tempo de cristalização do gesso de 50 minutos, os recipientes de vidro foram retirados juntamente com a placa de montagem magnética ficando retida na base dos modelos a circunferência metálica, obtendo-se assim os modelos de trabalho em gesso tipo III (Figura 05). Este procedimento foi realizado 40 vezes, sendo 20 modelos da arcada superior e 20 modelos da arcada inferior.



Figura 02 – Molde em silicone e recipiente de vidro com linhas demarcatórias e placa magnética com circunferência metálica posicionada. Figura 03 – Gesso tipo III vertido no interior do molde.

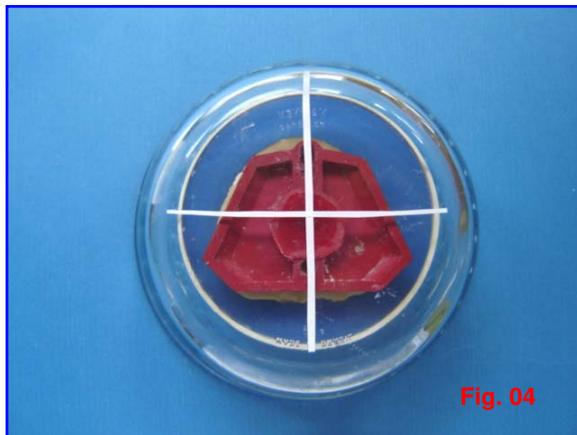


Figura 04 – Recipiente de vidro sobre o molde, linhas coincidentes. Figura 05 – Base do modelo em gesso tipo III com a circunferência metálica fixada.

4.2.2. Confeção das bases de prova

As bases de prova dos modelos de trabalho, foram confeccionadas utilizando placas de acetato Bioart® (2mm) e plastificadora à vácuo (Metal Vander), para uma padronização da espessura das bases (Figura 06). Este procedimento foi realizado em todos os modelos de trabalho, e após a retirada do modelo da placa de acetato a mesma era recortada e recebia acabamento com auxílio de mandril com tiras de lixa.



Figura 06 – Modelos de trabalho com as bases de prova em acetato.

4.2.3. Confeção dos planos de cera padrão

Com o auxílio de uma lamparina foi plastificada uma lâmina de cera 7 e esta foi dobrada dando a conformidade de um rolete, e este foi adaptado sobre a base de prova no modelo superior. Com o auxílio de uma espátula de gesso aquecida, conformou-se uma curva de compensação ântero-posterior e vestibulo-palatina, retirou-se os excessos de cera e procedeu-se o acabamento da mesma. O mesmo procedimento foi realizado no modelo inferior, obtendo desta forma uma dimensão vertical aleatória entre os dois modelos.

4.2.4. Montagem em articulador semi ajustável.

Com os planos de cera em posição sobre os modelos e as bases magnéticas nos ramos superior e inferior do articulador Gnatus, as guias condilares em 30 graus, o ângulo de Bennet em 15 graus e pino incisal em zero, o modelo inferior foi posicionado diretamente na base magnética inferior, e o espaço existente entre o modelo superior e a haste superior do articulador foi preenchido com gesso tipo IV (HEROSTONE[®] -Vigodent S/A Indústria e Comércio). Optou-se por utilizar a base do modelo inferior diretamente na base magnética afim de diminuir uma porção de gesso e conseqüentemente diminuir alterações provenientes da cristalização do mesmo (Figura 07).

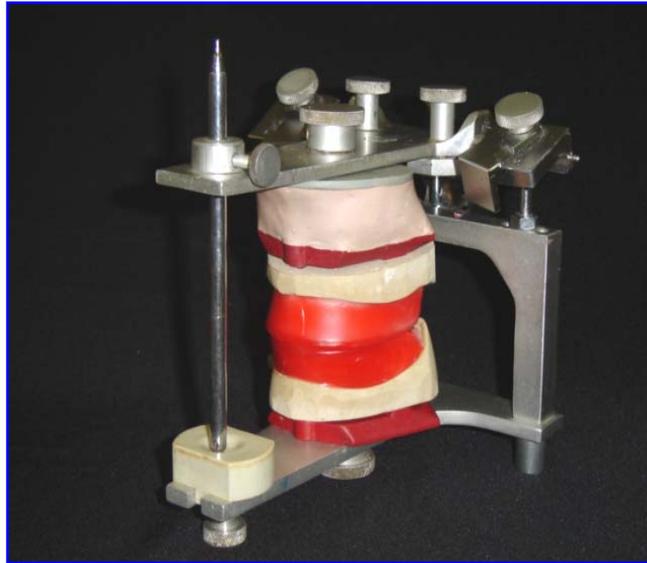


Figura 07 – Modelos montados em articulador semi-ajustável com bases magnéticas.

4.2.5. Polimerização dos planos de orientação

Os planos de orientação em cera 7 foram polimerizados utilizando resina acrílica termopolimerizável em banho de água convencional (12 horas / 70 graus Celsius), em muflas monomaxilares e, seguindo os procedimentos clássicos laboratoriais de inclusão e polimerização (Figura 08).



Figura 08 – Planos de orientação em resina acrílica.

4.2.6. Confeção dos planos de cera

Os planos de orientação polimerizados serviram de padrão para a confecção dos planos de orientação em cera e montagem dos dentes das próteses subsequentes.

Com o plano de orientação inferior em posição, todos os planos de orientação superior (20) foram confeccionados em cera 7, com auxílio de lâmparina, espátula de gesso e espátula Le Cron, tendo em vista a conformação do plano e que o mesmo respeitasse os limites, proporções e que tocasse totalmente sobre a borda do plano de resina inferior. Após o término dos planos superiores, foi retirado o plano em resina inferior e colocado o superior, e da mesma maneira, com cera 7, os planos inferiores foram confeccionados.

4.2.7. Montagem dos dentes artificiais

Os dentes utilizados para este experimento foram: superiores modelo H3 e M3-S, inferiores modelo K3 e M3-I - Trilux[®]- (RuthiBrás Importação, Exportação e Comércio de Materiais Odontológicos Ltda.). Com o plano de orientação padrão inferior em posição, foi montada a base de prova superior com o plano de orientação confeccionado em cera 7, como descrito anteriormente, e na seqüência procedeu-se a montagem dos dentes conforme descrito: com o auxílio de uma lâmparina e espátula Lecron, foi recortada a cera do hemiarco da região superior direita e montado os dentes desta posição, verificando o alinhamento dos dentes por vestibular e o contato dos mesmos sobre a superfície oclusal do plano inferior. Após isto, foi realizada a montagem do hemiarco superior esquerdo observando os contatos já descritos (Figura 09). Após a montagem da arcada superior, foi retirado o rolete de resina inferior e colocado o modelo inferior com o plano de orientação em cera 7. Em seguida foi feita a montagem dos dentes na seguinte seqüência: hemiarco inferior direito e hemiarco inferior esquerdo, observando um perfeito engrenamento entre os dentes superiores e inferiores, promovendo desta forma uma perfeita oclusão entre os modelos (Figura 10) (Domitti, 1990). Os modelos foram então numerados em sua base, para assegurar a montagem de cada par. Este procedimento de montagem e numeração foi realizado para todos os pares de próteses utilizados neste experimento, totalizando quarenta pares.



Fig.09



Fig. 10

Figura 09 – Montagem dos dentes no arco superior. Figura 10 – Montagem terminada.

4.2.8. Distribuição das amostras

Para a comparação das variáveis propostas neste experimento, o Quadro 03 ilustra a distribuição das amostras de acordo com o processamento laboratorial e os tipos de muflas utilizados para a confecção das próteses totais. Esta distribuição deu-se de forma aleatória, utilizando sorteio para a distribuição das amostras (pares de próteses totais) e em cego.

Quadro 03 – Distribuição das amostras de acordo com o tipo de polimerização e muflas utilizadas no processamento laboratorial.

<i>Polimerização</i>	<i>Tipo de mufla</i>	<i>Número de Amostras (próteses totais duplas)</i>	<i>Grupos</i>
Banho de água	monomaxilar	10	GI (controle)
Microondas	monomaxilar	10	GII
Banho de água	bimaxilar	10	GIII
Microondas	bimaxilar	10	GIV

4.2.9. Mensuração DVO e Superfície de Contato – (pré processamento).

De acordo com a proposição do experimento, foram obtidas primeiramente as dimensões verticais de oclusão (DVO) e posteriormente as superfícies de contato dos dentes artificiais nas próteses montadas em cera.

Para a mensuração da DVO, foi utilizada uma base plana e rígida, que possuía encaixes precisos para a adaptação do articulador e paquímetro digital para padronização das medidas aferidas (Barbosa *et al.*, 2002) (Figura 11). Para cada par de prótese total a DVO foi aferida 3 vezes, sendo obtido um valor médio final para análise estatística dos resultados.

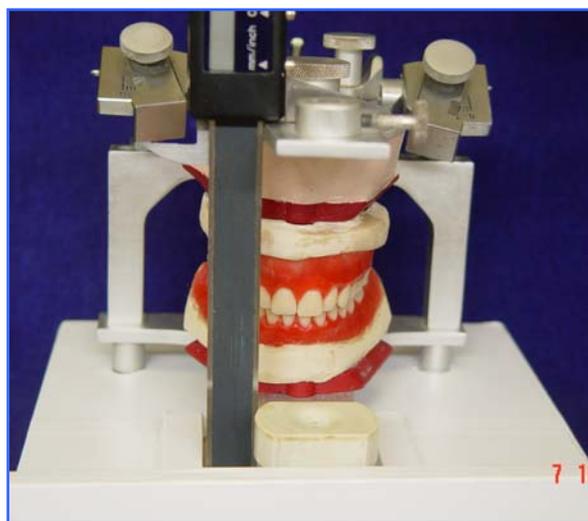


Figura 11 – Base de madeira, articulador e paquímetro digital – Aferição DVO.

Para a mensuração da superfície de contato dos dentes artificiais em máxima intercuspidação, as próteses foram colocadas no articulador e com o auxílio de uma tira de papel para articulação interposta entre as arcadas dentárias, o ramo superior do articulador era movimentado no sentido de abrir/fechar por 3 vezes, obtendo-se assim pontos de contatos distribuídos entre as arcadas. Caso fosse detectado um ponto de contato prematuro, os ajustes na montagem dos dentes eram realizados na parte em cera (o dente artificial permanecia intacto) a fim de obter contatos puntiformes de intensidade equilibrada entre os mesmos (Mazini, 2003) (Figura 12).



Figura 22 - Detecção dos pontos de contatos. Tiras de carbonos interpostas entre as próteses.

Após a detecção dos pontos de contato, as próteses enceradas foram colocadas em bases metálicas (superior e inferior) (Figuras 13 e 14) nas quais continha a réplica do modelo mestre, em gesso tipo III. Estas bases foram utilizadas na padronização e estabilidade das próteses durante a captura de imagens (Mazini, 2003).



Fig. 13



Fig. 14

Figura 13 – Base metálica com o modelo superior em posição. Figura 14 – Base metálica com o modelo inferior em posição.

As imagens foram capturadas pelo software Qwin 550 (Leica®) com o auxílio de uma lente macroscópica (Canon®) acoplada em uma câmera fotográfica (Sony®) (Figura 15). Para uma correta padronização das imagens capturadas, foram fixadas com fita adesiva dupla face (3M) em uma bancada de madeira (Figura 16) duas aletas metálicas que formavam entre si um ângulo de 90 graus, garantindo o reposicionamento idêntico das bases metálicas e a lente macroscópica (Mazini, 2003).



Figura 15 – Lente macroscópica.

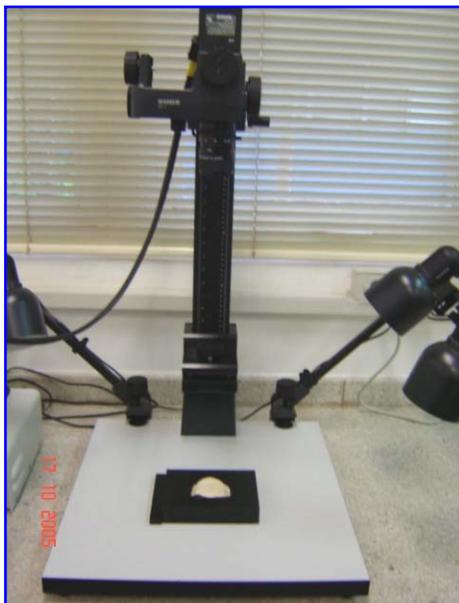


Figura 16 – Bancada de madeira e modelo posicionado.

A captura da imagem da superfície oclusal das próteses foi realizada pelo software Qwin 550[®] (Leica), utilizando a rotina “*imagens acquisition*”. As marcas dos contatos nos dentes artificiais eram removidas utilizando algodão embebido em álcool etílico 46°, e novamente reproduziam-se os contatos com o auxílio do articulador para nova captura de imagens, sendo este processo realizado 3 vezes para cada par de prótese (Mazini, 2003), totalizando ao final desta etapa 240 imagens adquiridas.

Para a obtenção do valor da superfície de contato, com o auxílio do software Qwin 550[®] (Leica), utilizando a rotina “*treatment*” as imagens capturadas receberam tratamento (Mazini, 2003), conforme demonstrado nas figuras seguintes (17 a 23).

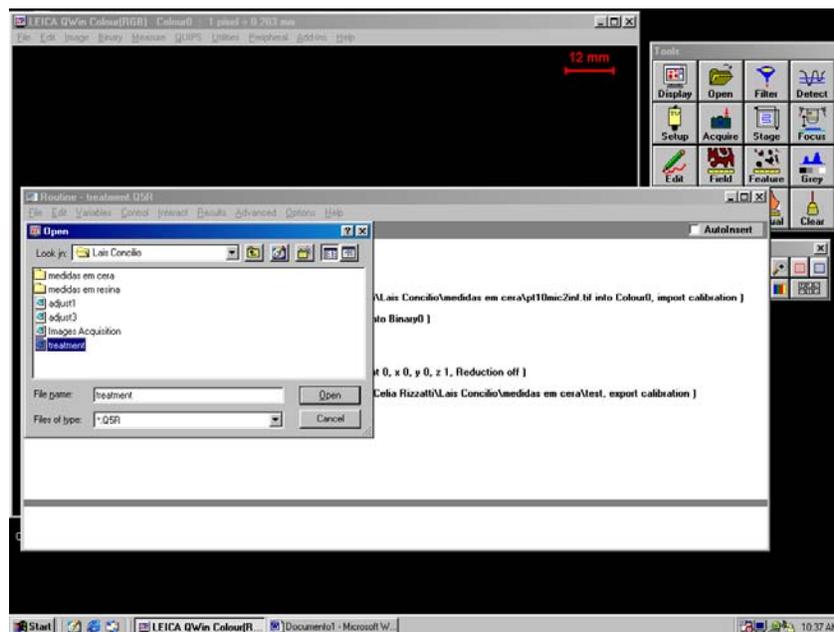


Figura 17 – Abrindo rotina para tratamento de imagens.

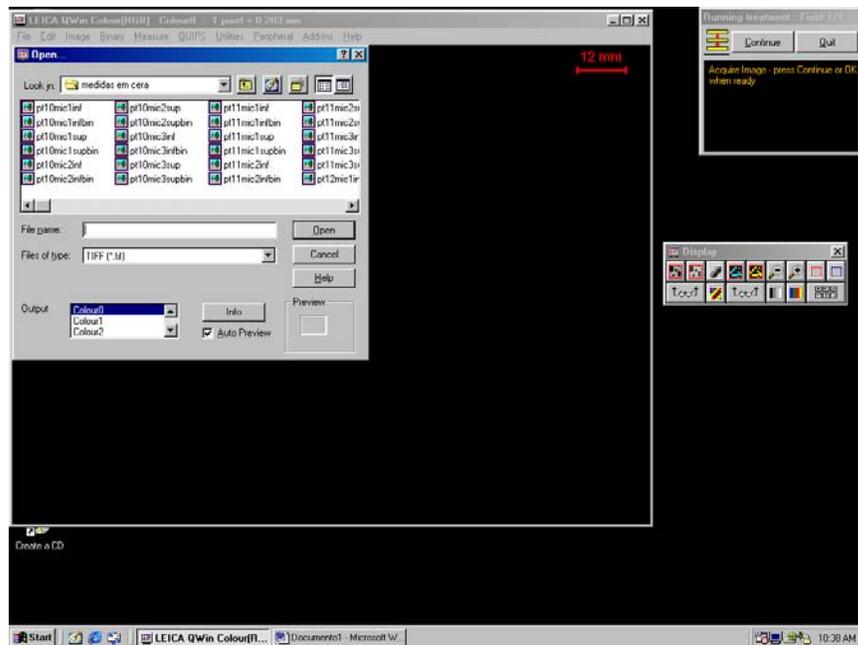


Figura 18 - Selecionando a imagem a ser tratada.

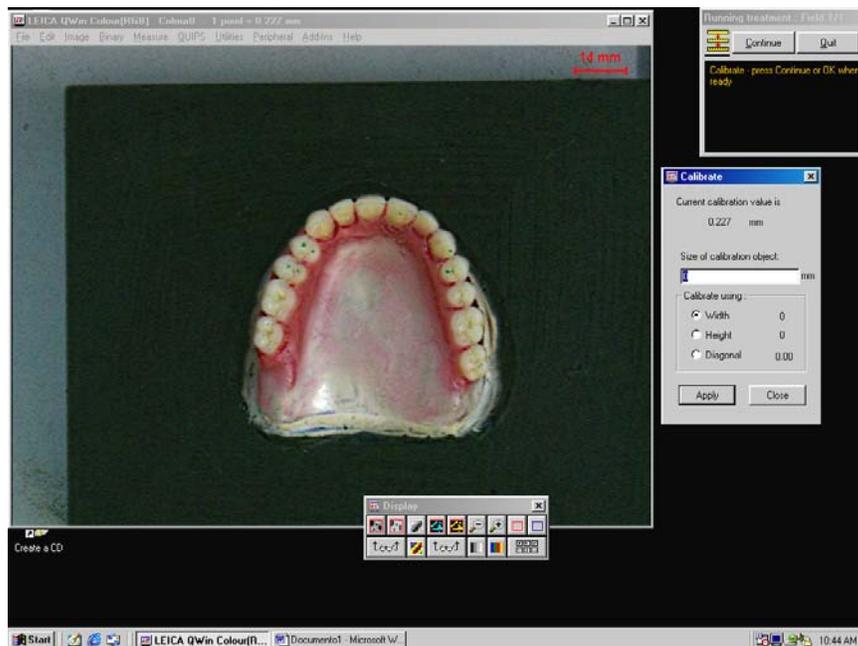


Figura 19 - Imagem aberta e passo para calibração.

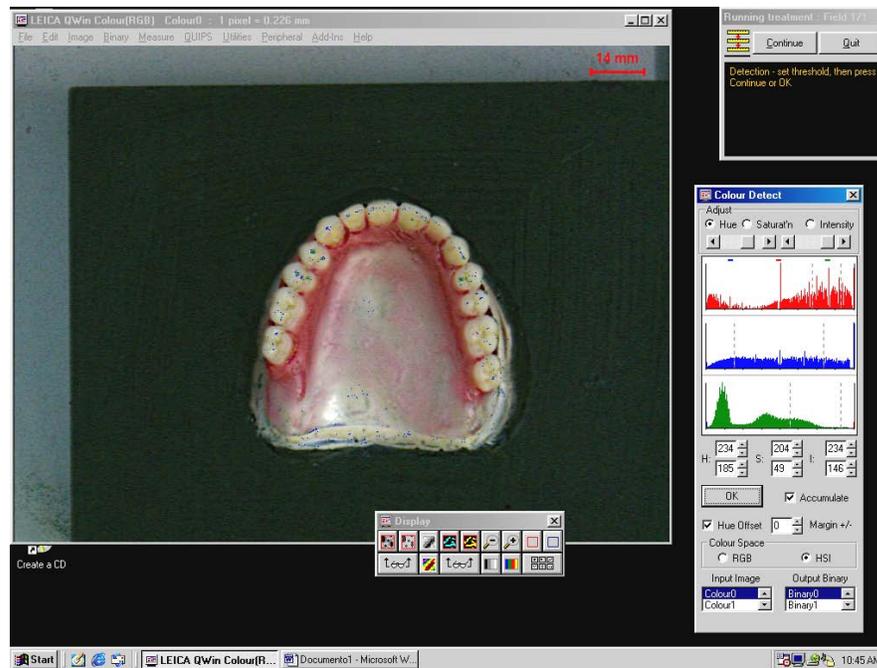


Figura 20 - Software detecta os pontos de contato e os marca em azul.

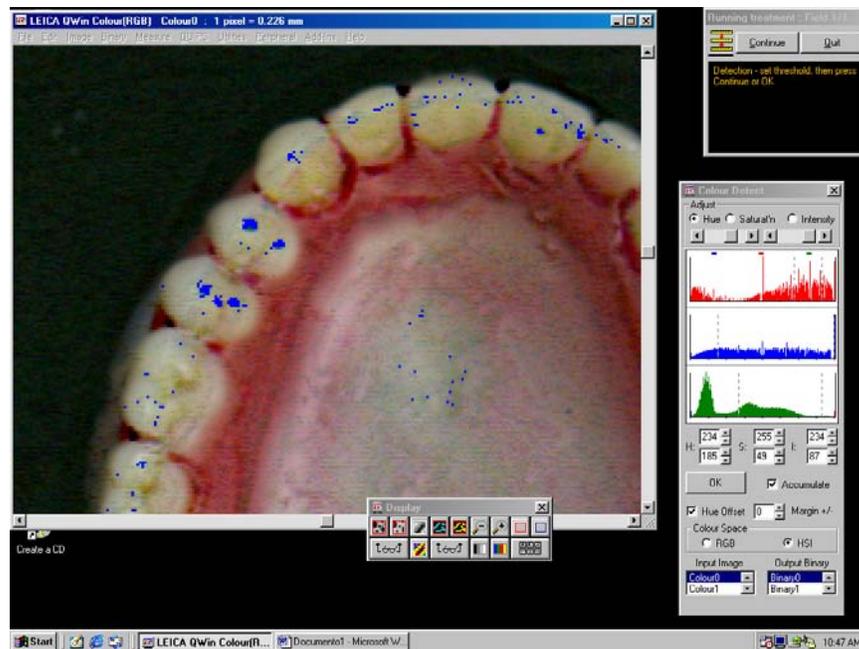


Figura 21 – Refinamento manual de cada demarcação dos pontos de contato através de zoom 2X.

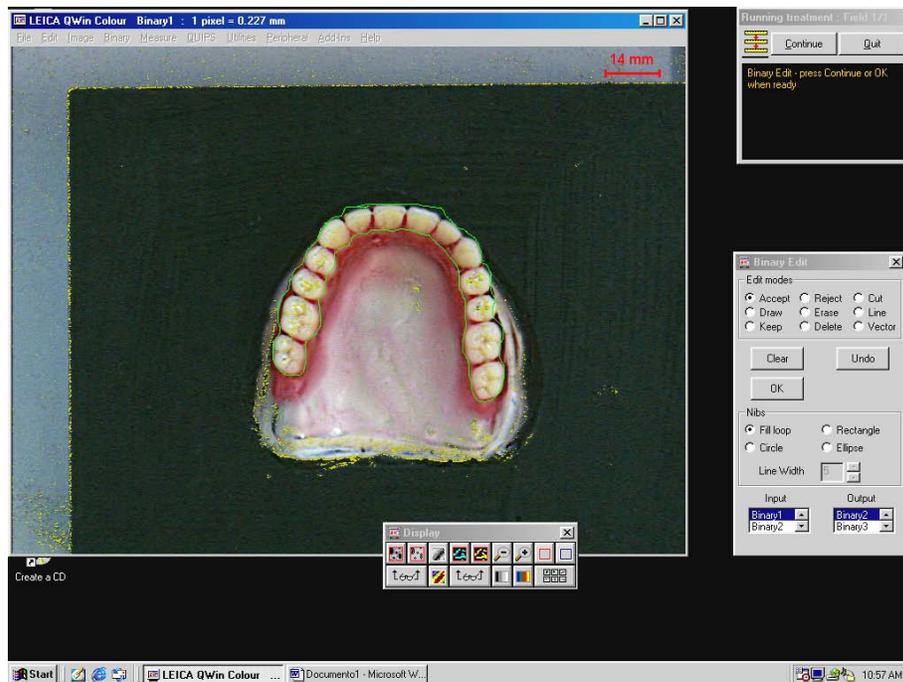


Figura 22 - Região demarcada para mensuração da área total.

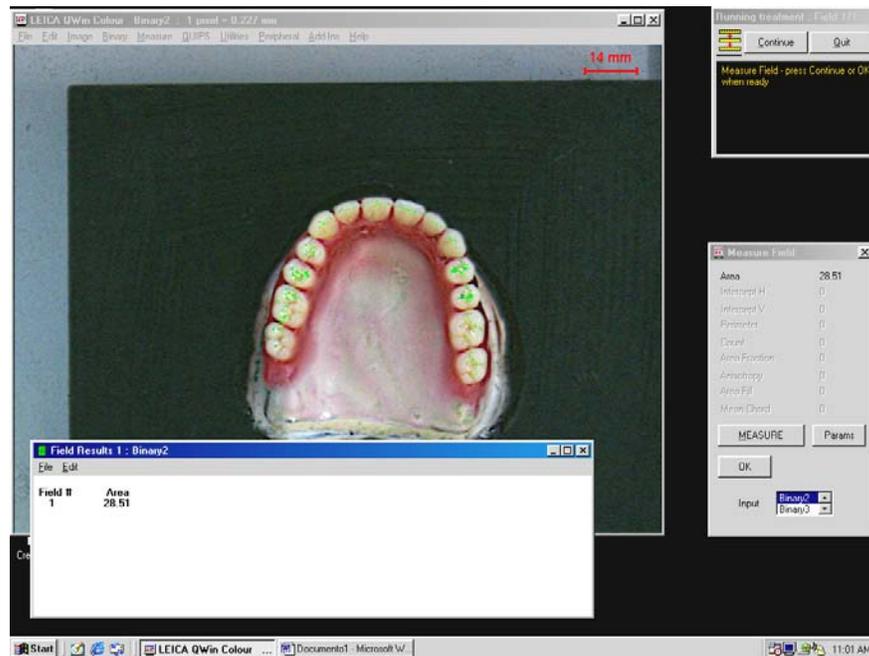


Figura 23 – Área total dos contatos calculada pelo software.

4.2.10. Obtenção das próteses (inclusão e polimerização)

De acordo com o Quadro 03, no qual está demonstrado a distribuição das amostras, a polimerização de cada grupo foi feita seguindo os critérios abaixo estabelecidos.

4.2.10.1 Inclusão em muflas monomaxilares

As muflas monomaxilares confeccionadas em metal e em PVC que foram utilizadas para o processamento da resina em banho de água e com energia de microondas, respectivamente, estão apresentadas na Figura 24. Esta se constitui de 3 partes: uma inferior, na qual se inclui a prótese, denominada de base, contra-mufla utilizada para o preenchimento do modelo, e por último a tampa, para o fechamento da mufla.



Figura 24 – Muflas monomaxilares em metal e em PVC.

As bases das muflas e os modelos a serem incluídos foram isolados com vaselina sólida, os modelos foram colocados sob a base e preenchidos com gesso tipo III (Herodent[®], Vigodent S.A), preparado na proporção de 30g de pó/100 ml de água, de acordo com as instruções do fabricante, e espatulado a vácuo (Polidental[®], Ind. e Com. Ltda) durante 40 segundos, tomando-se cuidado para que a superfície do gesso ficasse expulsiva, afim de facilitar a recuperação do modelo incluído após a polimerização. As contra-muflas, também vaselinadas, foram colocadas em posição e preenchidas com gesso tipo III, manipulado conforme as condições técnicas descritas anteriormente. As tampas foram colocadas e as muflas levadas à prensa hidráulica de bancada (VH[®], VH

Soltline Equipamentos Odontológicos Ltda., SP) sob pressão de 0,5 tonelada durante 1 hora. Após este período, as muflas foram abertas, e lavadas com solução de água quente e detergente neutro para remoção da cera e vaselina.

4.2.10.2 Inclusão em muflas bi-maxilares

Neste experimento foram utilizados dois tipos de muflas bimaxilares, uma confeccionada em metal desenvolvida por Souza (1987), com patente nº 670044-5 (INPI) e outra em PVC, desenvolvida na Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), com patente nº 1938-0 (INPI) (Rizzatti-Barbosa, 2000), específicas para processamento de resina acrílica em banho de água e energia de microondas, respectivamente. Estas se constituem de 4 partes: uma inferior, na qual se inclui a prótese inferior, denominada de base; outra intermediária na qual os dentes permanecem em oclusão; contra-mufla na qual se inclui a base do modelo superior e a tampa, presente somente na mufla metálica (Figura 25).



FIGURA 25 – Muflas bi-maxilares em metal e em PVC

Estas muflas permitem a inclusão simultânea dos modelos superior e inferior em oclusão, diminuindo as alterações oclusais das próteses, inerentes às modificações no posicionamento dos dentes artificiais que ocorrem durante o processamento da resina (Souza 1987, Rizzatti-Barbosa 2000).

As bases das muflas bimaxilares e os modelos inferiores foram isolados com vaselina sólida, os modelos foram colocados no interior da base e esta foi devidamente

preenchida com gesso tipo III (Herodent[®], Vigodent S.A.), preparado na proporção de 30g de pó / 100mL de água, de acordo com as instruções do fabricante, e espatulado a vácuo (Polidental[®], Ind. e Com. Ltda) durante 40 segundos. Também levando em consideração a expulsividade do gesso, esperou-se 40 minutos até a cristalização do gesso, as partes intermediárias e os modelos superiores foram vaselinados e colocados sobre os modelos inferiores, mantendo-se em oclusão fixada com adesivo instantâneo à base de cianocrilato (Super Bonder[®], Henkel Locite Adesivos Ltda., SP) (Figura 26). As partes intermediárias foram levadas em posição e preenchidas com gesso tipo III (Herodent[®], Vigodent S.A.), preparado e espatulado à vácuo de acordo com as instruções do fabricante, na proporção de 30g de pó/100 mL de água, tomando-se o cuidado para que a base do modelo superior não fosse incluída na parte intermediária da mufla (Figura 27). Após 40 minutos, tempo de cristalização do gesso, as superfícies do gesso e as contra-muflas foram vaselinadas com vaselina sólida. O gesso tipo III foi proporcionado e espatulado como descrito anteriormente, as contra-muflas foram colocadas em posição e o gesso foi vertido em seu interior. Nas muflas de metal, a tampa foi colocada sobre a contra-mufla. Os parafusos de fixação foram rosqueados e as muflas foram levadas à prensa hidráulica de bancada (VH[®], VH Soltline Equipamentos Odontológicos Ltda., SP) e mantidas sob pressão de 0,5 tonelada durante 1 hora. Após este período, as muflas foram abertas, e lavadas com solução de água quente e detergente neutro para remoção da cera e vaselina.



Figura 26 – Modelos em oclusão e fixados com adesivo, para colocação da parte intermediária da mufla.



Figura 27 – Parte intermediária em posição.

4.2.10.3 Polimerização das amostras - muflas monomaxilares e bimaxilares

As superfícies do gesso das muflas monomaxilares e bimaxilares foram revestidas com uma fina camada de isolante para resina (Al-Cote[®], Dentisply LTD). A resina Vipi Wave[®] e Vipi Criil[®] foram preparadas conforme instruções do fabricante, na proporção de 14g de polímero para 7 ml de monômero para as muflas monomaxilares e 28g de polímero para 14 ml de monômero para as muflas bimaxilares, manipuladas em potes de vidro (Jon[®]) até atingir a fase plástica, quando eram inseridas no interior das muflas monomaxilares e bimaxilares. As muflas foram fechadas e comprimidas lentamente em prensa hidráulica de bancada (VH[®], VH Soltline Equipamentos Odontológicos Ltda., SP) até 1,25 tonelada e estabilização da pressão. A seguir as muflas metálicas foram colocadas em prensa de mola e nas muflas de PVC os parafusos foram rosqueados e apertados. As muflas permaneceram sobre a bancada por 10 minutos antes de serem levadas para polimerização, de acordo com o tratamento selecionado para cada grupo conforme segue:

GI– Mufla monomaxilar metálica, banho de água, 73°C por 9 horas .

GII– Mufla monomaxilar PVC, microondas: 20 min. a 20% de potência e 5 minutos a 60% de potência.

GIII– Mufla bimaxilar metálica, banho de água, 73°C por 9 horas..

GIV– Mufla bimaxilar PVC, microondas: 20 min. a 20% de potência e 5 minutos a 60% de potência.

O ciclo de polimerização utilizado para o microondas foi o proposto pelo fabricante da resina, para fornos de 900W a 1100W, e o ciclo para polimerização em banho de água é o preconizado por Phillips (1993).

Terminados os ciclos de polimerização, as muflas eram deixadas em bancada até atingirem a temperatura ambiente, para então serem abertas e as próteses serem desincluídas e receberem acabamento.

4.2.11. Mensuração DVO e Superfície de Contato – (pós processamento)

De acordo com a proposição do experimento, após a polimerização das amostras, as mesmas eram novamente colocadas sobre os modelos originais, recuperados do interior das muflas, e levadas para a mensuração da DVO e da superfície de contato dos dentes artificiais em máxima intercuspidação. Estes dados foram obtidos de maneira idêntica a descrita no item 4.2.9.

4.2.12. Análise Estatística

Os dados obtidos neste experimento foram submetidos aos testes de análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey em nível de 5% de significância.

5. RESULTADOS

5.1. Dimensão Vertical de Oclusão

Os valores médios obtidos da Dimensão Vertical de Oclusão (DVO) dos grupos estudados, em cera e em resina, bem como a variação percentual estão demonstrados na tabela 1.

Tabela 1 - Média em mm da dimensão vertical de oclusão dos grupos I, II, III e IV

GRUPOS	CERA	RESINA	VARIAÇÃO %
I	118,55 aA	120,83 bB	1,92
II	118,37 aA	121,83 aB	2,92
III	118,46 aA	121,15 abB	2,27
IV	118,51 aA	121,73 abB	2,72

em cera e resina, e variação percentual, analisados pelo teste de TUKEY.

Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical diferem entre si pelo teste de TUKEY ao nível de 5% significância ($p=0,083$).

Na tabela 1 observa-se que todos os grupos apresentaram um aumento dos valores médios da DVO quando comparados em cera e em resina, gerando uma variação percentual positiva. Porém quando analisou-se os grupos entre si, dentro do parâmetro cera, não houve diferença estatística entre os grupos, e em resina os grupos GI (mono banho água) e GII (mono microondas) apresentaram diferença estatística entre si, sendo que menor variação percentual foi do grupo GI e a maior variação do grupo GII. Os grupos GIII e GIV não apresentaram diferença estatística quando comparados aos demais tanto em cera como em resina, tendo suas variações percentuais intermediárias entre o GI e GII. Os valores da tabela 1 estão ilustrados na Figura 28.

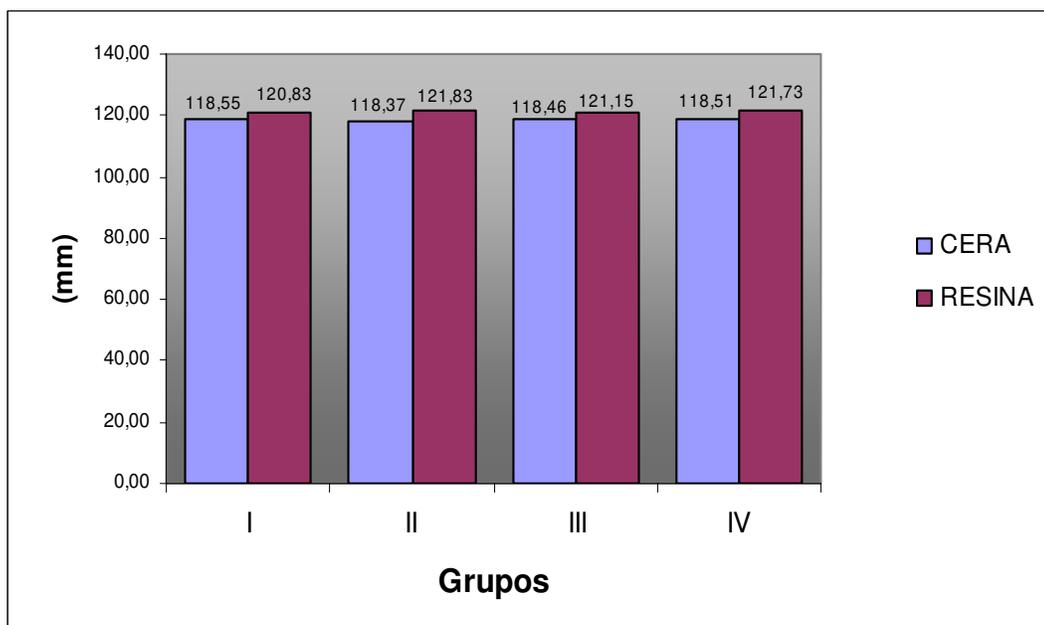


Figura 28 – Gráfico da média em mm da Dimensão Vertical de Oclusão dos grupos I, II, III e IV em cera e resina.

5.2. Superfície de Contato

As médias obtidas da Superfície de Contato dos modelos superiores dos grupos estudados, em cera e em resina, bem como a variação percentual estão demonstrados na tabela 2.

Tabela 2 - Média em mm² da superfície de contato dos modelos superiores grupos I, II, III e IV em cera e resina, e variação percentual, analisados pelo teste de TUKEY.

GRUPOS	CERA	RESINA	VARIAÇÃO %
I	20,35 aA	17,54 aA	-13,85
II	16,36 aA	17,40 aA	6,38
III	17,49 aA	15,43 aA	-11,79
IV	19,81 aA	17,28 aA	-12,78

Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical diferem entre si pelo teste de TUKEY ao nível de 5% significância ($p=0,513$).

A tabela 2 mostra que não houve diferença estatística nas médias da Superfície de Contato dos modelos superiores quando comparou-se os valores em cera e em resina (pré e pós processamento), ou entre os grupos dentro do mesmo parâmetro cera ou resina. Observa-se também que somente o grupo GII (microondas) apresentou uma variação percentual positiva (6,38%), ou seja um aumento da superfície de contato, os demais grupos apresentaram uma variação percentual negativa sendo que o grupo GI (mono banho água) foi a maior variação (-13,85%). Os valores da tabela 2 estão ilustrados na figura 29.

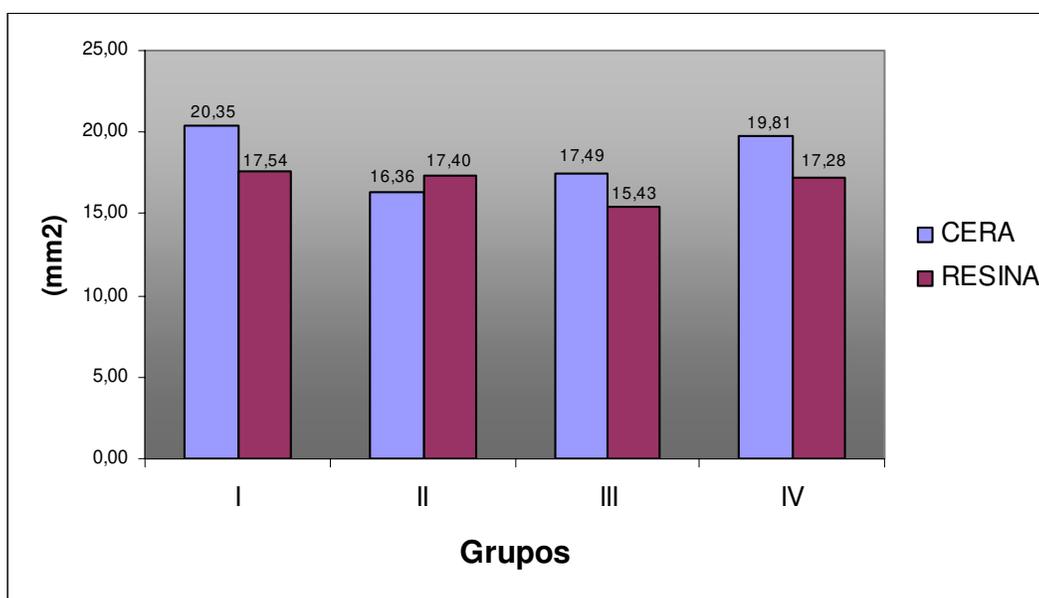


Figura 29 – Gráfico da média em mm² da Superfície de Contato dos modelos superiores dos grupos I, II, III e IV em cera e resina.

Igualmente aos resultados obtidos para os modelos superiores, os valores obtidos para os modelos inferiores demonstrados na tabela 3, observa-se que não houve diferença estatística nas médias da Superfície de Contato dos modelos inferiores quando comparou-se os valores em cera e em resina (pré e pós processamento), ou entre os grupos dentro do mesmo parâmetro cera ou resina. Nos modelos inferiores todos os grupos apresentaram variação percentual

negativa (diminuição da superfície de contato) após o processamento, sendo que o grupo GIV (bi microondas) apresentou maior variação (-18,22%) e o GII (mono microondas) menor variação (-0,66), porém sem diferença estatística entre si. Ao observar os valores dos modelos superiores e inferiores, a maior variação foi dos modelos superiores, com exceção do grupo GIV nos modelos inferiores. Os valores da tabela 3 estão ilustrados na figura 30.

Tabela 3 - Média em mm² da superfície de contato dos modelos inferiores grupos I, II, III e IV em cera e resina, e variação percentual, analisados pelo teste de TUKEY.

GRUPOS	CERA	RESINA	VARIAÇÃO %
I	18,86 aA	17,90 aA	-5,08
II	18,16 aA	18,04 aA	-0,66
III	19,25 aA	17,47 aA	-9,25
IV	20,58 aA	16,83 aA	-18,22

Médias seguidas de letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical diferem entre si pelo teste de TUKEY ao nível de 5% significância (p=0,845).

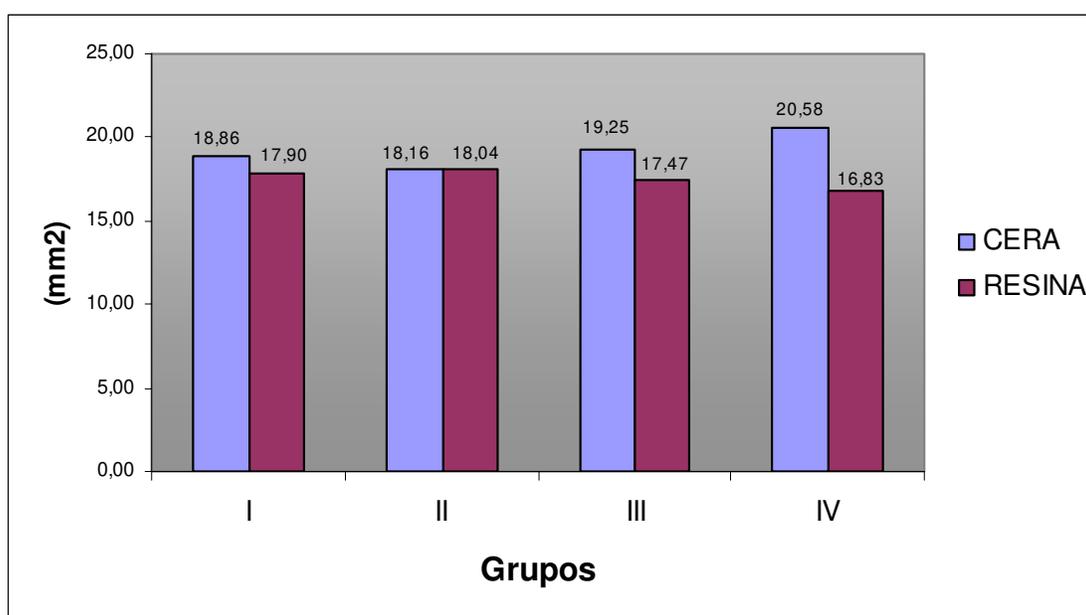


Figura 30– Gráfico da média em mm² da Superfície de Contato dos modelos inferiores dos grupos I, II, III e IV em cera e resina.

6. DISCUSSÃO

Diversos fatores são primordiais para uma reprodução fidedigna de um padrão oclusal fisiológico que atenda aos aspectos oclusais, funcionais e estéticos no tratamento reabilitador protético. Tratando-se da confecção de próteses totais, como meio reabilitador protético, a falta de referência dentária é um fator delicado para a reprodução do padrão oclusal, neste caso o novo posicionamento dentário, deve ser determinado com muito critério e técnica, a partir de diversos fatores (Hanau, 1926; Saizar, 1972; Neill, 1967; Sousa, 2004), como por exemplo guias condilares, curvas de compensação, dimensão vertical, aspectos fonéticos e estéticos. Porém após a determinação do novo arco dental, as etapas laboratoriais para a confecção da prótese, pode alterar o posicionamento dentário e com isso acarretar alterações na dimensão vertical, estética da prótese, desadaptação e fonética do paciente (Mahler, 1951; Rizzatti-Barbosa *et al.*, 1995).

Dessa forma, este estudo avaliou as alterações na DVO e na superfície de contato de próteses totais antes e após processamento laboratorial, utilizando como método de polimerização banho de água convencional e energia de microondas em muflas mono e bi-maxilares.

Na tabela 1 e Figura 28, observamos os dados obtidos da DVO dos grupos estudados nos períodos CERA e RESINA, bem como a variação percentual obtida. Todos os grupos quando analisados separadamente apresentaram diferença estatística (ANOVA e Tukey 5%) nos valores em CERA e RESINA, sendo que a variação percentual ficou entre 2,92% (GII) e 1,92% (GI). Nesta primeira análise que observa-se os valores obtidos independentemente do método de polimerização, todos os grupos apresentaram alteração da DVO; este dado está de acordo com a literatura demonstrado em outros estudos (Mahler, 1951; Shippe, 1961; Nelson, 1991; Pitta, 1997; Compagnoni *et al.*, 2001, Barbosa *et al.* 2002). Esta alteração inerente do método de processamento é resultado das alterações dimensionais

ocorridas no material durante o seu processamento (Lerner & Pfeiffer, 1964; Holt, 1977). A contração de polimerização produz um estresse interno que associado à contração térmica da própria resina e aquele induzido durante a remoção da prótese do interior da mufla, pode promover alterações na base da prótese e conseqüentemente na posição dental, retenção e funcionabilidade da mesma (Rizzatti-Barbosa *et al.*, 1995).

Esta movimentação dental já foi descrita por diversos autores (Rizzatti-Barbosa & Dalari, 1996; Woelfel, 1977; Carvalho, 1972; Shippe, 1961; Taylor, 1941). As causas destas alterações são atribuídas à contração térmica e de polimerização, à porosidade, à sorção e a perda de água pela resina (Carvalho, 1972). Outros fatores também podem estar envolvidos nestas alterações como a proporção sólido/líquido, o método de polimerização, a temperatura e o tempo de processamento, a qualidade da resina acrílica, a quantidade de monômero residual e o tempo de resfriamento da prótese após a polimerização (Skinner, 1951).

Ao analisar os grupos entre si houve diferença estatística entre os grupos GI e GII ao nível de 5% de significância, como descrito na Tabela 1. O grupo GI (monomaxilar banho de água) apresentou menor variação percentual quando comparado aos demais (1,92%), enquanto que o GII (monomaxilar microondas) apresentou maior variação (2,92%).

O mesmo achado foi observado em outro estudo (Nelson *et al.*, 1991), onde as alterações dimensionais e posicionamento dental foram menores na técnica de banho de água em relação à técnica de microondas, necessitando menos desgastes para ajuste oclusal após polimerização da prótese .

Nishii (1968), através de suas pesquisas concluiu que as resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas são tão satisfatórias quanto às polimerizadas por banho de água convencional, sugerindo a relevância do controle eficiente da potência e do tempo utilizado. Este é também, segundo Pitta (1997), um fator de extrema importância na utilização deste método, pois

os fornos convencionais não apresentam regulação da quantidade de energia de microondas emitida pelo magnetron.

Ambos os métodos quando utilizados com tempo e temperatura ou potência de polimerização adequada podem proporcionar uma boa conversão de monômero em polímero resultando em uma resina com características físicas semelhantes e comportamento de estabilidade iguais (Rizzatti-Barbosa *et al.*, 1995).

Nas Tabelas 2 e 3 e Figuras 29 e 30, observam-se os dados obtidos da Superfície de Contato nos períodos CERA e RESINA nos modelos superiores e inferiores respectivamente. Tanto nos modelos superiores como nos inferiores, não houve diferença estatística nos grupos estudados quando comparados entre si, ou nos períodos pré e pós processamento de cada grupo. Mesmo sem haver diferença estatística pode-se observar que todos os grupos, com exceção do GII nos modelos superiores, apresentaram uma variação percentual negativa, ou seja houve diminuição na superfície de contato independente do método de processamento, estes dados estão de acordo com a literatura (Wesley *et al.*, 1973; Keenan *et al.*, 2003) provando que as alterações dimensionais ocorridas causam modificações dentárias, diminuindo o número de contatos obtidos a partir da prótese em cera (Mahler, 1951; Atkinson & Grant, 1962; Lerner & Pfeifer, 1964; Holt, 1977; Rizzatti – Barbosa & Nadin, 2002; Souza, 2004).

Os dados obtidos neste estudo estão de acordo com a literatura ao observar não haver diferença estatística entre os grupos polimerizados por energia de microondas ou banho de água tanto na DVO como na superfície de contato, ou seja, a energia de microondas como já descrita na literatura é um método eficiente, rápido e seguro para a polimerização das próteses (Nishii, 1968; Takamata & Setcos, 1989; Nelson *et al.*, 1991; Rizzatti-Barbosa *et al.*, 1998, Barbosa, 2002).

As variações da DVO e da Superfície de Contato encontradas neste estudo estão de acordo com o achado de Mahler em 1951, que afirma que um

aumento na dimensão vertical das próteses pode ser esperado após o fechamento da mufla e polimerização da resina quando são formados diversos vetores de forças em condições desiguais fazendo com que alguns dentes se movimentem mais que outros. Esse aumento pode ser de até 3mm, e que o aumento de 1mm na DVO representa em torno de 0,25mm de alteração no posicionamento dentário, o que estatisticamente não se mostra diferente. Isto foi observado neste estudo, pois apesar de haver diferença na DVO os valores das superfícies de contato não apresentaram diferença estatística.

Os valores obtidos em mm² da superfície de contato neste estudo (tabelas 2 e 3) não podem ser comparados com dados da literatura que obtiveram contagem do número de pontos de contato, visto que o método para a obtenção da superfície de contato utilizando o software Leica Qwin 550[®], é novo e precisa de mais estudos (Mazini, 2003). Ao se falar de superfície de contato e pontos de contato, muito se questiona quanto a espessura dos papéis para articulação, espessura do sensor interoclusal, fatores estes que estão intimamente ligados ao número de contatos ou a superfície de contato das próteses (Baba *et al.*, 2000; Boening & Walter, 1992).

Outro fator estudado neste experimento é a utilização de muflas bimaxilares. Sousa (1987), desenvolveu uma mufla bimaxilar para polimerização convencional em banho de água a fim de polimerizar as próteses simultaneamente e ocluídas, a fim de diminuir possíveis movimentações dentárias provenientes dos métodos de processamento. Em 2000, Rizzatti-Barbosa, confeccionou uma prótese bimaxilar para uso em microondas. Vários estudos foram realizados com o objetivo de comparar o uso das muflas bimaxilares em relação as monomaxilares, no entanto as muflas bimaxilares não apresentaram resultados superiores para a estrita indicação do seu uso (Rizzatti-Barbosa & Nadin, 2002; Ribeiro, 2003; Sousa 2004). Os resultados deste estudo neste caso, comprovam a literatura citada acima, visto que as muflas bimaxilares não apresentaram diferença estatística tanto na DVO como na Superfície de Contato. Neste caso, o uso das muflas

bimaxilares tanto para polimerização por banho de água como por energia de microondas, fica a critério de escolha pela técnica de preferência. No entanto as muflas bimaxilares dispõem menor tempo para o processamento e uma técnica mais elaborada quando comparada as muflas monomaxilares.

Outros estudos são necessários sobre este tema, principalmente com relação a mensuração da superfície de contato, visto que esta metodologia é relativamente nova e mais dados são essenciais para a sedimentação do conhecimento neste tema e suas implicações na experiência clínica.

7. CONCLUSÃO

Diante da análise e discussão dos resultados obtidos neste estudo, concluiu-se que:

- A DVO foi alterada em função do processamento para todos os grupos estudados, independentemente da técnica;
- O grupo GII apresentou maior variação percentual da DVO após processamento;
- O grupo GI apresentou menor variação percentual da DVO após processamento;
- Não houve diferença entre os grupos quanto à análise da Superfície de Contato Oclusal, tanto nos modelos superiores, como para os modelos inferiores;
- Não houve diferença estatística quanto as muflas mono e bi-maxilares, ficando a critério de escolha do profissional a técnica a ser utilizada.

REFERÊNCIAS*

Anusavice KJ. **Phillips Materiais Dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap.11, p.140-160.

Arioli FJN. **Influência da forma do palato e da sorção de água na adaptação de próteses totais**. [dissertação] Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1997

Araújo ENG. **Pontos de contato entre as arcadas antagonistas em oclusão central**. [dissertação]. Piracicaba: USP/FOP; 1972.

Atkinson HF, Grant AA. An investigation into tooth movement during the packing and polymerizing of acrylic resin denture base materials. **Aust Dent J**. 1962; 7(2): 101-8.

Baba K, Tsukiyama Y, Clark GT. Reliability, validity, and utility of various occlusal measurement methods and techniques. **J Prosthet Dent**. 2000 Jan; 83(1): 83-9.

Barbosa DB, Compagnoni MA, Leles CR. Changes in occlusal vertical dimension in microwave processing of complete dentures. **Braz Dent J**. 2002; 13(3): 197-200.

Boening KW, Walter MH. Computer-aided evaluation of occlusal load in complete dentures. **J Prosthet Dent**. 1992 Mar;67(3):339-44.

Carvalho JCM. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base de aparelhos protéticos totais. **Rev Fac Odont S Paulo**. 1972 Jan/Jul; 10(1): 127-132.

Compagnoni M.A *et al*. Influência da remontagem na alteração da dimensão vertical de oclusão em próteses totais. **Revta. Pós-Grad. Fac. Odontol**. 2001 Maio/Ago; 4(2): 65-70.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

- Dahlberg B. The masticating effect. **Acta Med Scand Monogr.** 1942; 109(1): 65.
- Domitti SS. **Sistematização do ensino integrado da prótese total.** São Paulo: Santos, 1990. cap.21, p.147-161.
- Hanau RL. Articulation defined, analysed and formulated. **J Am Dent Ass,** 1926; 13(12):1694-709.
- Holt JE. Research on remounting procedures. **J Prosthet Dent.** 1977; 38(3):338-41.
- Keenan PL, Radford DR, Clark RK. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. **J Prosthet Dent.** 2003 Jan;89(1):37-44.
- Kimura H, Teraoka F, Sugita M. Applications of microwave for dental technique (part 1) – dough-forming and curing of acrylic resin. **J Osaka Univ Dent Sch.** 1983 Dec; 23: 43-49.
- Lerner H, Pfeiffer KR. Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures. **J Prosthet Dent.** 1964 Mar/Apr; 14(2): 294-97.
- Mahler DB. Inarticulation of complete denture process by the compression molding technique. **J Prosthet Dent.** 1951 Sept; 1(5): 551-59.
- Mazini P. **Avaliação da área de contato dos dentes artificiais em função da forma oclusal e da forma das arcadas.** [dissertação] São Paulo: USP/FOP; 2003.
- Neill DJ. Studies of tooth contact in complete dentures. **Br Dent J.** 1967; 123(8):369-78.
- Nelson MW, Kotwal KR, Sevedge SR. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. **J Prosthet Dent.** 1991 Feb;65(2):306-8.

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

Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. **J Prosthet Dent.** 1999 Sep;82(3):291-300.

Pitta MSS. **Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes e após polimento.** [dissertação] Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1997.

Phillips RW. **Skinner materiais dentários.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993, p. 92-123.

Ribeiro MC. **Estudo comparativo de uma nova técnica de inclusão sobre as propriedades físicas de dureza, rugosidade e porosidade da resina acrílica.** [dissertação] Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003

Rizzatti-Barbosa CM, Del Bel Cury AA, Panzeri H. Influência da sorção de água no processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. **Rev Odontol Univ São Paulo.** 1995 jul/set; 9(3): 197-206.

Rizzatti-Barbosa CM, Dallari A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. **RGO.** 1996; 44(2): 83-86.

Rizzatti-Barbosa CM, Nadin PS, Del Bel Cury AA. Uso de la energia de microondas em el procesamiento de prótesis odontológicas. **Rev asoc Odontol Argent.** 1998; 86(2): 105-108.

Rizzatti-Barbosa CM. **Mufla para inclusão dupla em fornos de microondas.** 23.03.2000; Disponibilidade restrita; INPI: 1938-0; Protótipo.

Rizzatti-Barbosa CM, Nadin PS. Análise da movimentação de dentes de próteses totais polimerizadas com energia de microondas em função da sorção de água: influência da pressão e temperatura. **Rev Fac Odontol P Alegre**. 2002; 43 (2): 41-44.

Saizar P. **Prostodoncia total**. 2^a. Ed. Buenos Aires: Mundi; 1972.

Souza HR. Mufla "HH"- Instrumento utilizado para minimizar os desajustes oclusais das próteses totais. **Rev Ass Paul Cirurg Dent**. 1987 set/out; 41(5); 271-4.

Sousa RLS. **Inclinação dental em prótese total em função de diferentes técnicas de inclusão**. [tese] Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2004

Schuyler CH. Correction of occlusal disharmony of the natural dentition. **N Y Dent J**. 1947;13(8):445-62.

Shippe RW. Control of increased vertical dimension of compression-molded dentures. **J Prosthet Dent**. 1961 Nov/Dec; 11(6):1080-85.

Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, McGlumphy EA. Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1999 Jul-Aug;14(4):504-9.

Skinner EW. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. **J Prosthet Dent**. 1951; 21(1): 161-67.

Takamata T, Setcos JC. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. **Int J Prosthodont**. 1989 Nov-Dec;2(6):555-62. Review.

Wesley RC, Henderson D, Frazier QZ, Rayson JH, Ellinger CW, Lutes MR, Rahn AO, Haley JV. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. **J Prosthet Dent**. 1973 Jan;29(1):46-54.

Woelfel JB. Processing complete denure. **Dent Clin**. 1977 Apr; 21(2): 329-338.

ANEXOS

Quadro 4- Medidas em mm da DVO do grupo GI, média e variação percentual.

GI (Mono B.Agua)										
CERA				RESINA						
	1	2	3	média	1	2	3	média	var.%	
1	118,59	118,38	118,39	118,45	1	120,07	120,35	120,89	120,44	1,67
2	118,04	118,29	118,09	118,14	2	122,22	121,86	121,97	122,02	3,28
3	118,26	118,55	118,79	118,53	3	120,19	120,02	120,03	120,08	1,30
4	118,89	118,60	118,64	118,71	4	120,39	120,25	120,30	120,31	1,35
5	118,67	118,71	118,16	118,51	5	121,13	121,15	120,70	120,99	2,09
6	118,74	118,67	118,82	118,74	6	122,38	122,70	122,08	122,39	3,07
7	118,58	118,76	117,48	118,27	7	119,76	119,03	120,10	119,63	1,15
8	118,87	118,74	118,98	118,86	8	120,59	121,04	121,46	121,03	1,82
9	118,79	118,45	118,56	118,60	9	119,87	120,90	122,37	121,05	2,06
10	118,15	119,11	118,81	118,69	10	121,29	119,85	120,07	120,40	1,44
			media	118,55				media	120,83	1,92

Quadro 5- Medidas em mm da DVO do grupo GII, média e variação percentual.

GII (Mono Micro)										
CERA				RESINA						
	1	2	3	média	1	2	3	média	var.%	
1	117,83	117,84	118,49	118,05	1	122,16	122,18	122,69	122,34	3,63
2	118,78	118,50	118,88	118,72	2	121,99	122,67	122,97	122,54	3,22
3	118,56	118,32	118,07	118,32	3	119,82	121,70	120,62	120,71	2,03
4	118,36	118,30	118,46	118,37	4	121,39	121,69	121,86	121,65	2,77
5	118,45	118,68	118,82	118,65	5	121,25	122,11	121,49	121,62	2,50
6	118,29	118,44	118,29	118,34	6	121,48	121,41	121,55	121,48	2,65
7	118,11	118,40	118,29	118,27	7	121,90	120,54	121,03	121,16	2,44
8	118,07	118,08	118,09	118,08	8	123,27	121,56	122,47	122,43	3,69
9	118,45	118,22	118,57	118,41	9	122,16	122,03	121,91	122,03	3,06
10	118,45	118,33	118,79	118,52	10	122,80	121,43	122,64	122,29	3,18
			media	118,37				media	121,83	2,92

Quadro 6- Medidas em mm da DVO do grupo GIII, média e variação percentual.

GIII (Bi B. Agua)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média	1	2	3	média	var.%	
1	118,98	118,89	118,73	118,87	1	122,48	122,79	122,84	122,70	3,23
2	118,00	117,34	117,86	117,73	2	121,30	120,80	120,30	120,80	2,60
3	118,50	118,77	118,70	118,66	3	120,45	120,86	120,46	120,59	1,63
4	118,14	118,30	118,54	118,33	4	120,17	120,44	120,66	120,42	1,77
5	118,67	118,64	118,09	118,47	5	122,07	121,52	121,63	121,74	2,76
6	118,67	118,34	118,35	118,45	6	120,96	120,51	120,78	120,75	1,94
7	118,57	118,12	118,41	118,37	7	120,80	120,73	121,10	120,88	2,12
8	118,33	119,08	119,02	118,81	8	122,59	121,45	121,75	121,93	2,63
9	118,75	118,87	118,87	118,83	9	121,62	122,19	122,01	121,94	2,62
10	118,24	117,88	118,16	118,09	10	119,98	119,83	119,28	119,70	1,36
			media	118,46				media	121,15	2,27

Quadro 7- Medidas em mm da DVO do grupo GIV, média e variação percentual.

GIV (Bi Micro)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média	1	2	3	média	var.%	
1	119,07	119,08	119,01	119,05	1	122,90	121,80	122,47	122,39	2,80
2	118,80	118,74	118,69	118,74	2	122,02	122,04	121,95	122,00	2,75
3	118,66	118,47	118,59	118,57	3	119,61	119,48	119,35	119,48	0,76
4	118,60	118,69	118,42	118,57	4	122,05	121,60	120,48	121,38	2,37
5	117,98	118,34	118,15	118,16	5	124,37	124,21	125,43	124,67	5,51
6	118,98	118,69	119,04	118,90	6	120,37	120,31	120,77	120,48	1,33
7	118,13	118,19	118,44	118,25	7	120,90	120,23	120,77	120,63	2,01
8	118,24	118,58	118,79	118,54	8	124,08	123,27	123,67	123,67	4,33
9	118,14	118,12	118,17	118,14	9	119,29	120,26	121,13	120,23	1,76
10	118,06	118,12	118,18	118,12	10	122,00	122,30	122,69	122,33	3,56
			media	118,51				media	121,73	2,72

Quadros 8, 9 10 e 11 – Medidas em mm² da Superfície de Contato do grupos GI, GII, GIII e GIV (modelos superiores), média e variação percentual .

GI (Mono B.Agua)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média		1	2	3	média	var.%
1	11,44	19,16	19,04	16,55	1	21,03	19,93	8,23	16,40	-0,91
2	21,21	24,98	22,36	22,85	2	10,84	7,42	19,85	12,70	-44,41
3	22,68	20,14	15,70	19,51	3	15,64	21,55	22,85	20,01	2,60
4	22,36	25,24	24,21	23,94	4	32,35	29,52	19,62	27,16	13,48
5	20,93	18,30	16,16	18,46	5	10,76	14,05	13,12	12,64	-31,52
6	15,12	21,80	19,72	18,88	6	17,00	16,52	16,38	16,63	-11,90
7	21,32	26,38	28,71	25,47	7	21,98	20,36	18,75	20,36	-20,05
8	20,80	23,05	28,05	23,97	8	22,58	19,82	21,36	21,25	-11,32
9	12,57	22,19	24,68	19,81	9	17,83	14,25	16,85	16,31	-17,68
10	13,84	18,04	10,43	14,10	10	14,25	11,02	10,36	11,88	-15,79
			media	20,35				media	17,54	-13,85

GII (Mono Micro)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média		1	2	3	média	var.%
1	18,32	8,16	13,43	13,30	1	19,52	10,08	25,29	18,30	37,53
2	15,65	24,12	22,30	20,69	2	17,76	22,76	21,92	20,81	0,60
3	15,62	14,25	18,64	16,17	3	17,22	15,19	17,57	16,66	3,03
4	18,69	19,64	17,25	18,53	4	21,98	19,35	13,78	18,37	-0,85
5	21,76	22,36	23,81	22,64	5	16,11	18,50	15,98	16,86	-25,53
6	12,36	15,27	16,45	14,69	6	22,21	22,44	36,6	27,08	84,32
7	14,07	14,26	14,53	14,29	7	14,64	16,13	12,59	14,45	1,17
8	13,87	14,79	15,55	14,74	8	11,92	17,38	14,76	14,69	-0,34
9	15,25	12,20	11,87	13,11	9	11,18	15,17	12,19	12,85	-1,98
10	15,84	12,12	18,48	15,48	10	12,91	14,73	14,25	13,96	-9,80
			media	16,36				media	17,40	6,36

GIII (Bi B. Agua)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média		1	2	3	média	var.%
1	28,47	30,44	22,64	27,18	1	11,03	11,48	14,53	12,35	-54,58
2	18,64	17,00	14,65	16,76	2	9,24	14,05	22,04	15,11	-9,86
3	13,25	14,58	14,36	14,06	3	16,72	16,75	19,37	17,61	25,24
4	18,39	18,30	22,90	19,86	4	10,91	15,91	10,6	12,47	-37,20
5	9,69	12,82	13,08	11,86	5	23,62	15,92	14,88	18,14	52,91
6	20,10	29,16	25,32	24,86	6	24,07	22,63	22,74	23,15	-6,89
7	14,80	16,97	12,41	14,73	7	10,25	14,23	12,96	12,48	-15,26
8	18,04	15,28	22,44	18,59	8	19,56	14,52	15,69	16,59	-10,74
9	13,32	9,85	15,20	12,79	9	10,58	11,25	9,63	10,49	-18,01
10	11,76	16,59	14,20	14,18	10	17,28	15,36	14,98	15,87	11,92
			media	17,49				media	15,43	-11,79

GIV (Bi Micro)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média		1	2	3	média	var.%
1	16,59	22,40	21,42	20,14	1	25,46	25,16	30,22	26,95	33,82
2	21,06	22,46	17,51	20,34	2	15,71	18,19	10,07	14,66	-27,95
3	25,04	33,08	29,29	29,14	3	16,68	20,63	22,33	19,88	-31,77
4	12,73	14,69	16,38	14,60	4	14,28	11,47	12,89	12,88	-11,78
5	19,65	14,21	12,36	15,41	5	16,41	17,26	14,64	16,10	4,52
6	25,87	29,65	27,36	27,63	6	20,59	17,07	19,93	19,20	-30,51
7	12,24	11,40	17,00	13,55	7	20,47	21,35	22,72	21,51	58,81
8	25,52	19,00	29,70	24,74	8	13,74	14,47	15,85	14,69	-40,64
9	19,52	12,80	21,24	17,85	9	12,25	12,36	13,58	12,73	-28,70
10	15,63	17,52	10,93	14,69	10	15,28	12,39	14,87	14,18	-3,49

Quadros 12, 13, 14 e 15 – Medidas em mm² da Superfície de Contato do grupos GI, GII, GIII e GIV (modelos inferiores), média e variação percentual .

GI (Mono B.Agua)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média		1	2	3	média	var.%
1	19,92	18,86	16,34	18,37	1	10,98	11,48	4,01	8,82	-51,98
2	19,68	15,37	25,38	20,14	2	13,27	22,21	29,28	21,59	7,17
3	21,54	32,65	21,62	25,27	3	31,25	29,34	30,92	30,50	20,71
4	22,60	23,30	23,96	23,29	4	33,44	32,17	24,12	29,91	28,44
5	14,96	12,00	14,75	13,90	5	11,50	13,75	12,52	12,59	-9,45
6	15,00	12,41	13,69	13,70	6	14,40	13,70	12,75	13,62	-0,61
7	22,27	18,20	15,72	18,73	7	15,69	14,74	13,25	14,56	-22,26
8	17,36	23,56	12,88	17,93	8	11,36	14,12	15,87	13,78	-23,14
9	13,60	16,76	10,10	13,49	9	16,96	12,85	14,67	14,83	9,94
10	25,57	18,53	27,20	23,77	10	19,85	18,36	18,24	18,82	-20,83
			Media	18,86				media	17,90	-5,08

GII (Mono Micro)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média		1	2	3	média	var.%
1	10,68	7,87	15,28	11,28	1	23,41	28,06	19,40	23,62	109,49
2	18,24	16,64	17,45	17,44	2	28,04	27,90	26,87	27,60	58,25
3	21,76	15,36	18,98	18,70	3	24,42	27,50	24,04	25,32	35,40
4	23,10	13,16	13,05	16,44	4	11,95	14,40	12,11	12,82	-22,00
5	28,45	23,56	29,36	27,12	5	15,71	18,53	18,15	17,46	-35,62
6	23,36	25,64	25,74	24,91	6	16,10	15,96	7,97	13,34	-46,44
7	11,63	12,24	10,99	11,62	7	10,81	14,57	11,48	12,29	5,74
8	11,68	18,25	13,79	14,57	8	10,14	14,74	13,24	12,71	-12,81
9	17,52	16,68	15,69	16,63	9	14,72	15,09	11,54	13,78	-17,12
10	15,32	25,96	27,26	22,85	10	22,32	21,58	20,36	21,42	-6,24
			media	18,16				media	18,04	-0,66

GIII (Bi B. Agua)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média		1	2	3	média	var.%
1	25,18	25,19	25,45	25,27	1	28,76	24,88	23,96	25,87	2,35
2	25,89	24,36	22,65	24,30	2	14,56	7,66	24,30	15,51	-36,19
3	13,57	17,89	15,44	15,63	3	18,65	22,60	29,48	23,58	50,81
4	18,24	17,54	17,44	17,74	4	15,28	24,84	19,70	19,94	12,40
5	10,55	15,40	12,04	12,66	5	7,72	18,32	17,33	14,46	14,16
6	34,63	34,88	31,45	33,65	6	20,47	23,23	20,55	21,42	-36,36
7	19,16	12,80	14,25	15,40	7	12,44	11,56	12,47	12,16	-21,08
8	11,84	9,97	17,80	13,20	8	12,58	13,67	12,36	12,87	-2,52
9	14,38	12,61	14,48	13,82	9	10,37	12,54	10,61	11,17	-19,17
10	20,92	13,08	28,36	20,79	10	18,93	16,58	17,60	17,70	-14,83
			media	19,25				media	17,47	-9,25

GIV (Bi Micro)										
CERA					RESINA					
	1	2	3	média		1	2	3	média	var.%
1	18,57	23,15	15,25	18,99	1	25,96	22,68	15,36	21,33	12,34
2	24,37	28,30	28,60	27,09	2	17,43	23,37	21,87	20,89	-22,89
3	25,85	27,10	22,90	25,28	3	17,49	13,88	15,07	15,48	-38,77
4	25,78	28,64	32,65	29,02	4	14,47	11,80	15,17	13,81	-52,41
5	11,78	11,73	10,25	11,25	5	16,80	19,18	23,45	19,81	76,04
6	21,36	25,49	24,65	23,83	6	20,01	19,89	14,48	18,13	-23,94
7	12,89	14,20	11,25	12,78	7	18,42	12,70	12,78	14,63	14,50
8	27,88	29,00	24,74	27,21	8	10,00	11,84	16,60	12,81	-52,90
9	12,98	15,66	19,03	15,89	9	16,58	15,54	11,23	14,45	-9,06
10	15,00	12,76	15,60	14,45	10	17,20	15,69	17,98	16,96	17,32
			media	20,58				media	16,83	-18,22

Tabelas da Análise de Variância e Teste de Tukey dos grupos estudados.

```
*****
*          SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA          *
*  Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado      *
*              Tiemi Matsuo                                 *
*          ANALISE DA VARIÁVEL MM2 - ARQUIVO: LAISO2        *
*****
```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSÁVEL: LAIS R SILVA

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: SUPERFICIE DE CONTATO

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR NOME

A MODELO

B GRUPO

C MATERIAL

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB. >F
MODELO	1	18.3007922	18.3007922	0.7037	0.59230
GRUPO	3	57.1621125	19.0540375	0.7327	0.53713
MOD*GRU	3	35.9384207	11.9794736	0.4606	0.71432
RESIDUO	152	3952.9068027	26.0059658		
TOTAL	159	4064.3081281			

MEDIA GERAL = 18.045063

COEFICIENTE DE VARIACAO = 28.260 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MODELO

NUM.Ordem	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	INFERIOR	80	18.383250	18.383250	a	A
2	1	SUPERIOR	80	17.706875	17.706875	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
 O.M.S. 5% = 1.59096 - O.M.S. 1% = 2.09862

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MODELO DENTRO DE GI DO FATOR GRUPO

NUM.Ordem	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	SUPERIOR	20	18.944000	18.944000	a	A
2	2	INFERIOR	20	18.380502	18.380502	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MODELO DENTRO DE GII DO FATOR GRUPO

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE RESINA DO FATOR MATERIAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	GII	10	11.037406	121.824335	a	A
2	4	GIV	10	11.032732	121.721184	ab	A
3	1	GIII	10	11.006520	121.143484	ab	A
4	1	GI	10	10.992390	120.832640	b	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.04156 - D.M.S. 1% = 0.05099

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	RESINA	40	11.017262	121.380068	a	A
2	1	CERA	40	10.894477	118.471841	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.01574 - D.M.S. 1% = 0.02088

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE GI DO FATOR GRUPO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	RESINA	10	10.992390	120.832640	a	A
2	1	CERA	10	10.888063	118.549917	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE GII DO FATOR GRUPO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	RESINA	10	11.037406	121.824335	a	A
2	1	CERA	10	10.879932	118.372929	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE GIII DO FATOR GRUPO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	RESINA	10	11.006520	121.143484	a	A
2	1	CERA	10	10.883968	118.460767	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE GIV DO FATOR GRUPO

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	RESINA	10	11.032732	121.721184	a	A
2	1	CERA	10	10.885944	118.503785	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.03147 - D.M.S. 1% = 0.04175

```

*****
*          SANESE - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA          *
*  Autores: Elio Paulo Zonta - Anauri Almeida Machado      *
*              Tiemi Matsuo                                *
*          ANALISE DA VARIÁVEL PM - ARQUIVO: LAISO1        *
*****

```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSÁVEL: LAIS R SILVA

DELTNEAMENTO EXPERIMENTAL: DIMENSAO VERTICAL

TRANSFORMACAO DAS OBSERVACOES SEGUNDO RAIZ(X + 0)

NOME DOS FATORES

```

-----
FATOR   NOME
-----
A       GRUPO
B       MATERIAL
-----

```

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	S.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
GRUPO	3	0.0057165	0.0019055	1.5307	0.21261
MATERIAL	1	0.3528054	0.3528054	283.4155	0.00001
GRU*MAT	3	0.0084338	0.0028113	2.2583	0.08764
RESIDUO	72	0.0896281	0.0012448		
TOTAL	79	0.4565838			

MEDIA GERAL = 10.950870

COEFICIENTE DE VARIACAO = 0.322 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO

NUM.ORDEN	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	GIV	20	10.959338	120.107098	a	A
2	2	GII	20	10.958669	120.092432	a	A
3	3	GIII	20	10.945244	119.798371	a	A
4	1	GI	20	10.940227	119.688561	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.02939 - D.M.S. 1% = 0.03605

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE CERA DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEN	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	GI	10	10.888063	118.549917	a	A
2	4	GIV	10	10.885944	118.503785	a	A
3	3	GIII	10	10.883968	118.460767	a	A
4	2	GII	10	10.879932	118.372929	a	A

NUM.Ordem	NUM.Trat.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	INFERIOR	20	18.096001	18.096001	a	A
2	1	SUPERIOR	20	16.883501	16.883501	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MODELO
DENTRO DE GIII DO FATOR GRUPO

NUM.Ordem	NUM.Trat.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	INFERIOR	20	18.356999	18.356999	a	A
2	1	SUPERIOR	20	16.456499	16.456499	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MODELO
DENTRO DE GIV DO FATOR GRUPO

NUM.Ordem	NUM.Trat.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	INFERIOR	20	18.699500	18.699500	a	A
2	1	SUPERIOR	20	18.543500	18.543500	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 3.18191 - D.M.S. 1% = 4.19724

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO

NUM.Ordem	NUM.Trat.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	GI	40	18.662251	18.662251	a	A
2	4	GIV	40	18.621500	18.621500	a	A
3	2	GII	40	17.489751	17.489751	a	A
4	3	GIII	40	17.406749	17.406749	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 2.95983 - D.M.S. 1% = 3.60263

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE SUPERIOR DO FATOR MODELO

NUM.Ordem	NUM.Trat.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	GI	20	18.944000	18.944000	a	A
2	4	GIV	20	18.543500	18.543500	a	A
3	2	GII	20	16.883501	16.883501	a	A
4	3	GIII	20	16.456499	16.456499	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE INFERIOR DO FATOR MODELO

NUM.Ordem	NUM.Trat.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	GIV	20	18.699500	18.699500	a	A
2	1	GI	20	18.380502	18.380502	a	A
3	3	GIII	20	18.356999	18.356999	a	A
4	2	GII	20	18.096001	18.096001	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 4.18584 - D.M.S. 1% = 5.09489