Rodrigo Luiz dos Santos Sousa

INCLINAÇÃO DENTAL EM PRÓTESE TOTAL EM FUNÇÃO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE INCLUSÃO

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

Piracicaba
2004

Rodrigo Luiz dos Santos Sousa

INCLINAÇÃO DENTAL EM PRÓTESE TOTAL EM FUNÇÃO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE INCLUSÃO

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

Orientadora: Profª. Drª. Célia Marisa Rizzatti Barbosa

Banca examinadora:
Prof. Dr. Simonides Consani
Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva
Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior
Prof. Dr. João Neudenir de Arioli Filho

Piracicaba
2004

Ficha Catalográfica

Sousa, Rodrigo Luiz dos Santos.
So85i Inclinação dental em prótese total em função de diferentes técnicas de inclusão. /
Rodrigo Luiz dos Santos Sousa. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2004.
viii, 77f. : il.

Orientadora : Profª Drª Célia Marisa Rizzatti-Barbosa.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária completa. 2. Resinas acrílicas. I. Rizzatti-Barbosa, Célia Marisa. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

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

Dedico este trabalho ao meu bendito **Deus**, por tua fidelidade.

A meus amados pais, **Vicente e Nely**, pelo amor dedicado e por cada gota de suor derramado pela nossa formação.

A minha noiva amada, **Daniella**, por sua paciência, inteligência, dedicação, compreensão e amor.

Agradecimentos Especiais

Ao minha orientadora **Profª. Drª. Célia Marisa Rizzatti Barbosa**, amiga fiel e dedicada.

Muito obrigado!
Que **Deus** lhe abençoe!

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. Thales Antônio de Mattos Filho.

Ao Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen, coordenador geral dos cursos de Pós-graduação da FOP/UNICAMP.

Ao Prof. Dr. Sinonides Consani, Titular da Área Materiais Dentários da FOP/UNICAMP, pelos ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Saíde Sarkis Domitti, Professor aposentado da FOP/UNICAMP, pela oportunidade do ingresso na pós-graduação.

Aos amigos da Prótese, Juliana, Emilena, D. Jose, Edwin, Manoel, Vágner, Priscila, Fernanda, Cristiane, Margarete, Laís e Rosena.

Ao mestrando Fábio Jóia, pelo auxílio indispensável na elaboração do experimento.

Aos amigos de casa, Bruno, Rhonan, Robert, Stênio, Maria Luísa, Andréa Pontual, Karina, Andréa Domingos e Mauro.

Às secretárias Shirley, Mônica, Érica, Raquel e estagiária Juliana

À Dental Vipi, pela ajuda e incentivo.

A todos os amigos que me incluíram em suas orações e contribuíram para elaboração deste trabalho.

Sumário

RESUMO.....9
ABSTRACT.....11
1 - INTRODUÇÃO.....13
2 - REVISÃO DE LITERATURA.....16
3 - PROPOSIÇÃO.....31
4 - MATERIAIS E MÉTODO.....32
4.1 - Materiais.....32
4.2 - Método.....32
4.2.1 - Preparo dos corpos de prova.....32
4.2.1.1 – Confecção dos modelos de gesso.....32
4.2.1.2 – Confecção das matrizes de prótese.....33
4.2.1.3 – Confecção dos dispositivos duplicadores de matriz de prótese.....35
4.2.1.4 – Duplicação das matrizes de prótese.....36
4.2.1.5 – Confecção das canaletas dos primeiros molares.....37
4.2.1.6 – Determinação dos pontos referenciais para medição da inclinação dos primeiros molares.....37
4.2.2 – Determinação do ângulo antes do processamento da prótese.....38
4.2.3 – Processamento das próteses.....39
4.2.3.1 – Inclusão do conjunto modelo-matriz de prótese em muflas monomaxilares.....39
4.2.3.2 – Inclusão do conjunto modelo-matriz de prótese em muflas bimaxilares.....40
4.2.3.3 – Eliminação da cera.....43
4.2.3.4 – Prensagem, polimerização e demuflagem.....44
4.2.4 – Determinação do ângulo após o processamento da prótese…….46
4.2.5 – Análise estatística…….....46
5 - RESULTADOS.....47

6 - DISCUSSÃO.....53
7 - CONCLUSÃO.....56
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....57
APÊNDICE.....62

RESUMO

Este trabalho comparou a alteração da inclinação de primeiros molares de próteses totais obtidas pela utilização da mufla bimaxilar, com a de próteses totais obtidas em mufla monomaxilar, polimerizadas por energia de microondas (20 minutos a 20% de potência, mais 5 minutos a 60% de potência), e divididas aleatoriamente em 4 grupos, incluídos através dos seguintes protocolos: grupo 1 – mufla monomaxilar e inclusão com gesso; grupo 2 – mufla bimaxilar e muralha de silicone; grupo 3 - mufla bimaxilar e inclusão com gesso; grupo 4 – mufla bimaxilar e muralha de silicone associada à retenção na face vestibular dos dentes. Foram confeccionados 40 pares de modelos em gesso tipo III, e sobre eles, obtidas matrizes de prótese total superior e inferior, a partir de dispositivos duplicadores e divididos em 4 grupos. Em seguida, foi confeccionada uma canaleta paralela à inclinação da vertente triturante da cúspide mésio-vestibular nos primeiros molares superiores e outra pararela à inclinação da vertente triturante da cúspide disto-vestibular para os inferiores. Em cada extremidade das canaletas foram determinados pontos referenciais com segmentos de alfinete. Em seguida, foram determinados os catetos de um triângulo imaginário, passando pelos pontos referenciais, com auxílio de um microscópio linear Olympus (0,0005 mm). Posteriormente, foi aplicado o teorema de Pitágoras e a fórmula do cosseno para determinação do ângulo de inclinação dos dentes antes e após o processamento das próteses. Os dados foram submetidos aos testes de correlação entre ângulos e de Kruskal-Wallis (5%). Não houve correlação entre os ângulos do lado direito e esquerdo de uma mesma prótese, como também entre ângulos os superior e inferior para os pares de prótese de todos os grupos estudados. Para o ângulo direito superior houve diferença estatística significante ($p<0,05$) entre os períodos antes e depois dos tratamentos para o grupo I (antes – 39,64° e depois – 40,79°), grupo II (antes – 38,20° e depois – 39,66°), grupo III (antes – 39,14° e depois – 40,12°), mas não houve diferença estatística significativa ($p<0,05$) entre os períodos antes e depois para o grupo IV (antes – 39,49° e depois – 40,73°). Para o

ângulo direito inferior houve diferença estatística significante ($p<0,05$) entre os períodos antes e depois de aplicados os tratamentos para o grupo II (antes – 37,92° e depois – 38,47°) e grupo IV (antes – 39,54° e depois – 40,22°), mas não houve diferença estatística significativa ($p<0,05$) entre os períodos antes e depois para o grupo I (antes – 38,11° e depois – 38,22°) e grupo III (antes – 39,46° e depois – 39,60°). Para o ângulo esquerdo superior houve diferença estatística significativa ($p<0,05$) entre os períodos antes e depois de aplicados os tratamentos para o grupo I (antes – 38,89° e depois – 39,95°), grupo II (antes – 39,47° e depois – 40,26°), grupo III (antes – 38,45° e depois – 40,11°) e grupo IV (antes – 41,98° e depois – 43,04°). Para o ângulo esquerdo inferior houve diferença estatística significativa ($p<0,05$) entre os períodos antes e depois de aplicados os tratamentos para o grupo III (antes – 40,35° e depois – 39,81°) e grupo IV (antes – 39,82° e depois – 40,25°), mas não houve diferença estatística significativa ($p<0,05$) entre os períodos antes e depois para o grupo I (antes – 39,57° e depois – 40,34°) e grupo II (antes – 38,84° e depois – 39,69°). As médias de todos os ângulos estudados, não apresentaram diferença estatística significativa ($p<0,05$) entre si para os grupos I, II, III e IV, antes e depois de aplicados os tratamentos. Diante do exposto, foi possível concluir que as alterações de inclinação observadas estabeleceram similaridade para os tipos de muflas e de materiais de inclusão.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate first molar inclination in maxillary and mandibular complete dentures processed in monomaxilary and bimaxillary flasks by microwave irradiation (at 20 % power for 20 minutes and 60% power for 5 minutes). Forty pairs of type-III-stone models were obtained, and complete dentures were waxed and standardized with a special appliance. Dentures were divided in four groups, according to flasking and processing procedures: group 1 – flasking with stone in monomaxillary flasks; group 2 – flasking with silicone rubber and stone in bimaxillary flasks; group 3 – flasking with stone in bimaxillary flasks; group 4 – acrylic resin retentions were confectioned on buccal tooth surfaces, and flasking were taken with silicone rubber in bimaxillary flasks. For each tooth, two reference points were determined (in mesiopalatine and distobuccal cusps for maxillary first molars and in mesiobuccal and distolingual cusps for mandibular first molars). A linear comparator microscope (Olympus, 0.0005 mm tolerance) was used to measure the distance between two reference points, determining a triangle side. Using Pitagora's Theorem and Cossen Law, tooth inclination angles were calculated. Data were submitted to Correlation test and Kruskal-Wallis (5% significance). There was no correlation between right and left side angles and no correlation between maxillary and mandibular angles for all groups. For maxillary right angle, there were significant statistical differences ($p<0.05$) before and after processing among groups I (39.64° and 40.79°, respectivelly), II (38.20° and 39.66°) and III (39.14° and 40.12°). However, for group IV, there was no significant statistical difference ($p>0.05$) before and after processing (39.49° and 40.73°). For mandibular right angle, there were significant statistical differences ($p<0.05$) before and after processing between groups II (37.92° and 38.47°) and IV (39.54° and 40.22°). However, there was no significant statistical difference ($p>0.05$) between groups I (38.11° and 38.22°) and III (39.46° and 39.60°). For maxillary left angle, there were significant statistical differences ($p<0.05$) before and after processing among groups I (38.89° and 39.95°), II

(39.47° and 40.26°), III (38.45° and 40.11°) and IV (41.98° and 43.04°). For mandibular left angle, there were significant statistical differences ($p<0.05$) between groups III (40.35° and 39.81°) and IV (39.82° and 40.25°). However, there was no significant statistical difference ($p>0.05$) before and after processing between groups I (39.57° and 40.34°), and II (38.84° and 39.69°). Regarding angle mean values, there was no significant statistical difference ($p<0.05$) before and after processing for all groups. It could be concluded that alterations observed in tooth inclination were similar for all flasking and processing procedures.

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação oral com prótese total deve substituir toda estrutura envolvida na perda dos tecidos orais e dentes naturais, restaurando o perfil facial e as funções orais prejudicadas (SOUSA, 2002). Para tanto, o alinhamento dos dentes e a oclusão devem ser considerados, pois estão intimamente relacionados com as atividades funcionais mastigatórias, fonéticas e de deglutição.

Em prótese total, a oclusão bilateral equilibrada tem sido amplamente utilizada. Sua determinação ocorre no momento da montagem dos dentes artificiais, sob o entendimento de que auxilia na retenção ativa da prótese, sendo importante durante as atividades funcionais e parafuncionais. Entretanto, o posicionamento dental inicialmente estabelecido, pode não ser o mesmo após o processamento da prótese, como mostram os resultados encontrados por WOELFEL *et al*., 1977; LATTA *et* al., 1990; RIZZATTI-BARBOSA & DALARI, 1996; ZANETTI, 1999; RIZZATTI-BARBOSA & NADIN, 2002, podendo ser atribuído a fatores com a contração térmica da resina, material e técnica de inclusão, porosidade, sorção e perda de água pela resina (CARVALHO, 1972), proporção pó-líquido, temperatura, ciclo de polimerização (McCRACKEN, 1952) e marcas comerciais (ARIOLI FILHO, 1998).

Baseados na relevância clínica das alterações dentais ocorridas durante o processamento laboratorial da prótese total, alguns estudos buscaram evidenciar a variação na inclinação das cúspides mésio-palatinas dos primeiros molares superiores (PITTA, 1997), e a correlação entre as inclinações das cúspides vestíbulo-palatinas dos primeiros molares superiores (RIZZATTI-BARBOSA & NADIN, 2002).

Outros autores avaliaram a influência de diferentes métodos de polimerização nas propriedades físicas e mecânicas da resina acrílica, tais como: sorção de água (BEVAN & EARNSHAWT, 1969), porosidade (RODRIGUES GARCIA & BEL DEL CURY, 1996), resistência transversal e ao impacto (DEL BEL CURY *et al*., 1994), principalmente as que estão relacionadas a alteração

dimensional da resina acrílica, seja polimerizada através de água aquecida (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959), por energia de microondas (NISHII, 1968), por ativação química (SKINNER, 1951), por luz visível (PHILLIPS, 1993) ou polimerização por calor seco (GAY & KING, 1979). A polimerização da resina acrílica através do uso da energia de microondas é considerada um método prático, rápido e muito eficiente (RIZZATTI-BARBOSA *et al*., 1998).

Dentro do desenvolvimento de novas técnicas, o silicone de condensação passou a ser utilizado como material de inclusão, trazendo diversas vantagens em relação à muralha de gesso, tais como: agilidade, facilidade de limpeza e acabamento da prótese após a demuflagem (MARCROFT, *et al*., 1961; TUCKER & FREEMAN, 1971; BOMBONATTI *et al*., 1980; BENATTI & MUENCH, em 1993). Dessa forma, a utilização do silicone para inclusão em associação ao método de polimerização por energia de microondas, tem tido muita aceitação pelos técnicos de laboratório.

Na dúvida de que a elasticidade da silicona poderia permitir maior movimentação dos dentes durante a prensagem da resina acrílica, ZANETTI (1999) e BOSCATO (2002) compararam a utilização desse material em relação ao gesso e concluíram não haver diferença nos níveis de movimentação dental quando da utilização dos dois materiais.

Seguindo o rumo das inovações e buscando solução para a problemática da alteração oclusal resultante do processo de confecção das próteses totais, em 1987, SOUZA, desenvolveu a mufla metálica “HH”. Esse dispositivo possibilita a inclusão e processamento simultâneo da prótese superior e inferior, com os dentes em oclusão. Segundo o autor, a confecção das próteses em oclusão impede que os dentes invadam o espaço do seu antagonista. Na mesma linha de entendimento, RIZZATTI-BARBOSA, em 2000, desenvolveu a mufla bimaxilar em acetato de polivinila, possibilitando inclusão simultânea e polimerização por energia de microondas.

Ao comparar as propriedades de dureza superficial, porosidade e rugosidade da resina acrílica processadas em muflas mono e bimaxilares, através

da energia de microondas e por água aquecida, RIBEIRO, em 2003, concluiu não haver diferença entre os grupos experimentais.

Cientes da importância de se obter uma técnica de confecção de prótese total que impossibilite deslocamentos dentais durante a inclusão e polimerização, e da necessidade da realização de estudos que possam sedimentar os conhecimentos a respeito da utilização das muflas bimaxilares, seria oportuno avaliar a alteração da inclinação de primeiros molares de próteses totais obtidas pela utilização da mufla bimaxilar, comparando com próteses obtidas em mufla monomaxilar, em função de diferentes materiais e procedimentos de inclusão.

2. REVISÃO DE LITERATURA

SKINNER, em 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.

Em 1952, McCRACKEN, verificou propriedades de dureza, escoamento, resistência transversal e alteração dimensional das resinas acrílicas ativadas quimicamente em comparação às ativadas termicamente. Observou aumento da dureza nas resinas ativadas quimicamente em período de até 15 dias após a demuflagem. Ao final desse período esta se manteve constante e com valores próximos às resinas temopolimerizáveis.

A alteração dimensional de uma série de próteses totais termicamente ativadas foi avaliada por WOELFEL & PAFFENBARGER, em 1959, durante o processamento e após o uso clínico. A análise foi desenvolvida através da mensuração das distâncias de molar a molar e de seus interbordos vestibulares. A quantidade de contração linear verificada na distância molar a molar durante o processamento, usualmente menor que 0,3 mm, ocorria antes da entrega da prótese ao paciente, principalmente quando as próteses foram removidas dos modelos. Relataram que as alterações durante o processamento ocorreram devido às propriedades físicas da resina e do gesso de inclusão. Segundo os autores, após o uso clínico, as alterações dimensionais ocorreram em função da sorção de água pela resina.

MARCROFT *et al*., 1961, avaliaram a utilização de uma muralha de borracha de silicona de moldagem na inclusão de prótese total. Relataram que o procedimento possibilitava uma superfície mais limpa do acrílico e com melhor

reprodutibilidade dos detalhes, exigindo menos acabamento e polimento em comparação ao método de inclusão em gesso. Além disso, a técnica apresentou melhores resultados com relação ao relacionamento oclusal dos dentes.

BEVAN & EARNSHAWT, em 1968, após analisarem a influência da sorção de água e agente de ligação cruzada na ação de um solvente relacionado a micro rachaduras na base de prótese total superior em resina acrílica termopolimeridadas, concluíram que resina ressecada sofre maior influência do solvente, e que resinas com agentes de ligação cruzada trincam menos que resinas de ligação linear.

Em 1968, NISHII utilizou a energia de microondas para polimerização da resina acrílica termopolimerizável, empregando tempos de irradiação de nove, dez e onze minutos e muflas metálicas perfuradas. Foram observadas as variáveis sorção de água, dureza, resistência à tração transversal, deflexão, retenção de dentes artificiais e adaptação das bases de prótese total. O autor concluiu que, quando a irradiação foi de 11 minutos, as propriedades físicas das resinas acrílicas foram tão satisfatórias quanto às processadas em água. A adaptação da base foi verificada por meio da interposição de material elástico entre base e modelo e registrada pelo microscópio comparador em nove pontos diferentes. Os resultados mostraram que a adaptação da base polimerizada pela técnica convencional foi semelhante à obtida pelo ciclo de microondas. As porções correspondentes às cristas dos rebordos alveolares apresentaram melhores níveis de adaptação, enquanto as bordas laterais e a região palatina apresentaram os maiores desajustes, por causa da distorção irregular da base.

TUCKER & FREEMAN, em 1971, avaliaram a utilização de dois métodos de inclusão (G1 – mistura de gessos tipo II e III; G2 – muralha de silicona revestida pela mesma mistura de gessos) na alteração da dimensão vertical de próteses totais, que foi mensurada em articulador semi-ajustável antes e após a

polimerização das próteses. Os resultados mostraram não haver diferença estatística significante entre os métodos, entretanto relataram que a utilização da silicona apresentou vantagens na diminuição do tempo de acabamento e polimento das próteses.

CARVALHO, em 1972, relatou que algumas alterações dimensionais ocorridas na resina acrílica eram devidos à contração térmica da resina, o seu processo de polimerização e à absorção de água. O autor concluiu que a maneira mais correta para diminuir as alterações era: levar a resina à mufla na fase plástica para evitar porosidade por contração localizada; utilizar grampos com mola durante a polimerização, evitando a deformação da matriz de gesso ou a indução de tensão devido à expansão da resina que ocorre antes da contração, provocando distorções após a desinclusão e separação do modelo; esperar de 2 a 3 horas para que haja melhor difusão do monômero no polímero; ciclo de polimerização em dois estágios (9 horas a 65^0C ou 70^0C no mínimo por 2 horas, e 100^0C durante 30 minutos); esfriamento lento do conjunto mufla e prensa e permanência da prótese em água, após a remoção, pois pode haver perda de peso em contato com o ar.

A influência do gesso e do silicone de inclusão na adaptação das bases de prótese total confeccionada pelo método convencional foi avaliada por REISBICK, em 1972. Foram utilizados 20 corpos-de-prova constituídos de modelo e base. Em seguida, foi realizado o seccionamento transversal para mensuração da adaptação das bases com auxílio de microscópio. Os resultados mostraram melhor adaptação das bases incluídas com silicone.

WOELFEL *et al.*, em 1977, relataram que a resina termopolimerizável apresentava pequena contração de polimerização, da ordem de 0,1 a 0,2 mm, na distância molar a molar, logo após a demuflagem da prótese. Subseqüentemente, pequena expansão térmica linear ocorria quando eram expostas à saliva,

compensando parcialmente a contração de polimerização. Segundo o autor, o coeficiente de expansão térmica linear do gesso é de 1/8 da resina. Então, tensões internas são formadas na base da resina e liberadas quando a prótese é removida do modelo de gesso. Segundo os autores, após 3 meses na boca, a resina termopolimerizável poderia estar alguns micrômetros mais estreita, e a quimicamente polimerizável, alguns micrômetros mais larga. Explicaram que a melhor estabilidade das resinas quimicamente polimerizáveis em relação às termopolimerizáveis estava relacionada à maior temperatura do ciclo de termopolimerização.

BONBONATTI, em 1978, analisou cinco métodos de processamento de bases de prótese em relação à adaptação na região de palato (1 – muralha de silicona, polimerização lenta em 3 horas; 2 - muralha de silicona, polimerização lenta em 3 horas e abertura da mufla a 70 °C; 3 – muralha com hidroclóide, resina flúida, polimerizada a 50 °C, sob pressão; 4 – matriz de gesso isolada com Cel-Lac e polimerização em 3 horas; 5 - matriz de gesso isolada com Cel-Lac e polimerização em 3 horas e abertura da mufla em 3 horas. As técnicas 3 e 5, apresentaram valores de adaptação melhores que a técnica 4.

GAY & KING, em 1979, investigaram a possibilidade de polimerizar a resina acrílica por meio do calor seco emitido por prensa aquecida. Corpos-de-prova retangulares de diferentes espessuras foram incluídos em muflas e as resinas acrílicas processadas nas temperaturas de 100^0C por 10 minutos, 75^0C por 20 minutos e 60^0C por 30 minutos. Como controle foram obtidos por processamentos em ciclos rápidos de 30, 45 e 60 minutos à temperatura 100^0C e por ciclo longo de 9 horas à temperatura de 75^0C. Os autores concluíram que o processamento das resinas por meio de placas aquecidas não promoveu porosidade, sendo um processo que poderia ser usado em muitas condições laboratoriais.

MAINIERI *et al*., avaliaram a movimentação dos dentes artificiais e alteração dimentsional das bases de próteses totais processadas com dois métodos de inclusão (silicona e gesso), polimerizadas pelo método convencional. Os autores não encontraram diferenças significativas entre os dois grupos com relação à dimensão vertical e desadaptação das bases de prótese. Entretanto, os resultados indicaram haver um ligeiro deslocamento dos dentes em direção ao palato na técnica de inclusão com camada de silicona.

BOMBONATTI *et al*., 1980, avaliaram a adaptação de próteses totais superiores confeccionadas com resina acrílica fluida associadas a diferentes materiais de inclusão (gesso; silicona e hidrocolóide reversível). Neste estudo a adaptação foi mensurada pela técnica de interposição e pesagem da silicona. Os resultados mostraram que as próteses confeccionadas pela técnica de inclusão em silicona, proporcionaram menor desajuste na região palatina do que aquelas confeccionadas em moldes de hidrocolóide ou em moldes rígidos de gesso.

SOUZA, em 1987, desenvolveu a mufla “HH”, possibilitando a inclusão simultânea da prótese total superior e inferior, com os dentes artificiais em oclusão. Segundo o autor, esse método promove menor alteração oclusal pelo fato dos dentes estarem em contato durante a inclusão e o processamento das próteses.

TAKAMATA *et al*., em 1989, compararam a fidelidade dimensional de próteses confeccionadas com os seguintes métodos de polimerização: 1- ativação química sob pressão (5,5 unidades atmosféricas); 2- água aquecida (70^0C por 30 minutos seguido de 100^0C por 30 minutos); 3- luz visível; 4- energia de microondas (3 minutos a 500W). A alteração dimensional foi determinada pela diferença de peso do material de moldagem interposto entre a base da prótese e o modelo padrão; e pela medida, verificada em microscópio comparador, nas posições envolvendo a fenda da borda da posterior da linha média, nas laterais

vestibular posterior e nas cristas alveolares. Os autores concluíram que todos os grupos mostraram contração, mais visível no lado vestibular do rebordo. A resina ativada por luz produziu adaptação com valores intermediários e a melhor adaptação foi verificada na resina polimerizada quimicamente e na ativada por microondas. Segundo os autores, diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravaram a contração da resina por causa de tensões internas, acumuladas na prótese total. A combinação de contração de polimerização, contração térmica e a liberação de tensões após separação prótese-modelo diminuíram a adaptação da prótese.

No mesmo ano de 1989, TAKAMATA & SETCOS revisaram a 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 total.

A estabilidade da base de prótese total foi verificada por LATTA *et al*., em 1990. Foram confeccionadas 40 próteses totais com espessura de uma lâmina de cera pela técnica de rotina de acordo com as instruções do fabricante. Em cada prótese foram colocados referenciais metálicos na base e entre a base e o modelo de gesso. Foram feitas radiografias frontais, laterais e oclusais, antes, após o processamento, imediatamente após a remoção dos modelos e após 30 dias. As medidas das alterações foram feitas com paquímetro com sensibilidade de 0,012 mm. Os resultados mostraram que ocorreram alterações dimensionais nas posições oclusal, frontal e lateral de todos os sistemas de resinas. As alterações durante a polimerização foram contração na dimensão oclusal, expansão frontal, e

contração e expansão na dimensão lateral. Foram observadas diferenças significantes entre sistemas de resina e alterações dimensionais nas três dimensões.

PHILLIPS, em 1993, relatou que muitos fatores eram responsáveis pela eficiência durante a função da prótese total, sendo que a adaptação da prótese aos tecidos de suporte era muito importante, pois o paciente desdentado exercia apenas 1/6 da força da dentição natural. Assim, a adaptação da base da prótese aos tecidos bucais deveria ser a mais íntima 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 74^0C, sem ebulição no final.

BENATTI & MUENCH, em 1993, avaliaram as alterações dimensionais e a limpeza de próteses totais confeccionadas a partir da utilização de diferentes métodos de isolamento (alginato de sódio, resina resiliente e camada de silicona). Os resultados mostraram não haver diferença estatística entre os grupos em relação as alterações dimensionais. Entretanto com relação à ausência de resíduos nas bases das próteses, o grupo composto por silicona apresentou melhores resultados. Os autores concluíram que a utilização da silicona é vantajosa, pois facilita a desinclusão, acabamento e polimento da prótese.

DEL BEL CURY *et al*., em 1994, pesquisaram as propriedades de sorção de água, resistência transversal, resistência ao impacto e liberação de monômero residual de resinas acrílicas termoativadas (Lucitone 550 e Prothoplast Termic), polimerizadas por energia de microondas (Acron MC) e quimicamente ativadas (Ortho-Class). Os resultados mostraram que, em relação à solubilidade em água, as resinas autopolimerizáveis e as polimerizadas por energia de microondas apresentaram valores maior e menor respectivamente. Para o teste de liberação de monômero residual a resina de microondas apresentou os menores

valores. A resina termopolimerizável que continha agente de ligação cruzada apresentou maior resistência ao impacto. Concluíram que as resinas diferem entre si em relação às propriedades físico-químicas, as quais não estão relacionadas ao tipo de polimerização a que foram submetidas.

RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI, em 1996, analisaram a influência do processo de polimerização nas inclinações látero-laterais das cúspides mesiais dos primeiros molares superiores. A partir de um modelo mestre foram obtidos moldes em silicona por condensação com auxilio de moldeiras individuais e preenchidos com gesso tipo III. Foram confeccionadas bases de prótese sobre os modelos. Para montagem dos dentes foram utilizados padrões fixados nas plaquetas do articulador totalmente ajustável. Os dentes foram posicionados em seus respectivos nichos, localizados no padrão inferior. Fechado o articulador, a distância entre os dentes e a base foi preenchida com cera 7. Para cada prótese foram confeccionados dois padrões para mensuração do ângulo de cúspide, em resina vinílica. Este passava sobre as cúspides mesiais dos primeiros molares em ambos os lados. Antes da polimerização da prótese, um dos padrões foi posicionado sobre os dentes e suas edentações obtidas em resina autopolimerizável. Esses padrões foram removidos e registrados através de xerox em perfil, para mensurar as inclinações das vertentes triturantes das cúspides palatinas dos primeiros molares. Em seguida, as amostras foram incluídas em muflas metálicas e polimerizadas pelo método convencional. Posteriormente foi realizada a segunda mensuração. 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 processamento pode ser causa de alterações na mesa oclusal de dentes posteriores.

Em 1996, RODRIGUES GARCIA *et al*., analisaram a adaptação e porosidade de bases de prótese total confeccionadas em dois ciclos de

polimerização: G1 e G2 - água aquecida (9 h a 73 °C); G3 – energia de microondas (500W por 3 min). Para avaliação do nível de adaptação, foi interposto material de moldagem entre a base e o modelo metálico, sob carga de 2 Kg, e vericado o peso do material. Em seguida, todas a bases foram reembasadas, sedo que as que pertenciam ao G1 e G3 foram polimerizadas pela mesma técnica utilizada para confecção das bases e as do G2 por energia de microondas. Todos os grupos foram novamente submetidos ao teste de adaptação descrito anteriormente. Para avaliação da porosidade, as bases foram polidas, imersas em tinta preta e conferida em lupa esterioscópica. Concluíram que a resina convencional polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional, e no segundo por energia de microondas, apresentou adaptação semelhante à do método convencional de reembasamento. Quanto à porosidade, a resina convencional apresentou maior porosidade para ambos os ciclos.

PITTA, em 1997, estudou a variação na inclinação das cúspides mésio palatinas dos primeiros molares superiores de próteses totais processadas por três métodos: 1- convencional; 2- por energia de microondas (440W por 4 min); 3- por energia de microondas (80W por 15 min). Foram confeccionadas 30 próteses totais superiores com espessura, forma e montagem dos dentes iguais. Os ângulos formados pela intersecção das retas que representam o prolongamento das vertentes triturantes das cúspides mésio palatinas dos primeiros molares superiores foram medidos antes da polimerização, após a polimerização e após o polimento. Foram confeccionadas matrizes de correlação para os ângulos medidos, e encontrou-se que, entre a fase de pré polimerização e a fase de pós-polimerização houve uma maior aproximação dos ângulos (34%) para o grupo II. Houve diferença significativa entre as fases de pós-polimerização e polimento, com grande discrepância para os três grupos, sendo 57% de aproximação para o grupo I, 37% para o grupo II e apenas 7% para o grupo III. Assim, foi constatado que: A) os três métodos estudados apresentaram alterações nas inclinações das cúspides após a polimerização das resinas; B) a polimerização por energia de

microondas (440W por 4 minutos) foi o que apresentou menor alteração nas inclinações das cúspides dos dentes estudados; C) o polimento pelo método convencional alterou significantemente a inclinação das cúspides das amostras para ambos os grupos estudados.

RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, em 1998, através da revisão da 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.

DEL BEL CURY, em 1998, avaliou as propriedades físico-químicas (dureza superficial, resistência transversal e liberação de monômero residual) das resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas (Acron MC e Onda Cryl) em função de diferentes materiais de inclusão (gesso tipo III e silicona). A resistência transversal foi avaliada seguindo as especificações n° 12 da ADA e a dureza foi mensurada nos tempos 24, 48, 72 h e 30 dias. Os resultados mostraram que os métodos de inclusão não afetaram a resistência transversal das resinas. A dureza superficial foi influenciada apenas nos períodos iniciais de 24 e 48 h. A liberação de monômero em água foi maior quando o método de inclusão silicona/gesso foi utilizado, porém após um período de 72 h de imersão em água os níveis de monômero foram reduzidos a níveis clinicamente aceitáveis.

Em 1998, ARIOLI FILHO, avaliou a influência do período de armazenagem e das técnicas de polimerização em três marcas comerciais de resinas acrílicas (Lucitone 550 – água aquecida a 74°C por 9 horas; Lucitone 550 – energia de microondas 500 W por 3 min; QC 20 – 100°C por 20 min; Acron MC - energia de microondas 500 W por 3 min). As distâncias dentais foram mensuradas após o enceramento, inclusão, polimerização e demuflagem e nos períodos de 3, 7 e 30 dias de armazenagem em água. Os resultados mostraram que a resina

Acron MC apresentou os maiores índices de deslocamentos dentais; no período de armazenagem de 3 dias ocorreram os maiores índices de deslocamentos dentais; o período de armazenagem não compensou totalmente as distorções de polimerização; as distâncias entre pré-molares e molares apresentaram contração e expansão respectivamente.

ZANETTI, em 1999, avaliou a influência de diferentes matérias de inclusão (gesso tipo III e silicona) e da consistência da resina acrílica no momento da prensagem (fase filamentosa e plástica) na distância entre dentes artificiais (17-27; 14-24; 17-21; 27-11) de próteses totais superiores, polimerizadas por energia de microondas (3 min a 40% de potência, mais 4 min de pausa, seguida de 3 min a 90% de potência). Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os grupos. Concluiu que o material de inclusão e a fase de prensagem da resina acrílica não influenciam nas alterações das distâncias entre os dentes artificiais.

RIZZATTI-BARBOSA, em 2000, desenvolveu e patenteou uma mufla para polimerização em microondas que permite a inclusão e processamento simultâneo de próteses totais superiores e inferiores. Segundo a autora, este dispositivo admite conciliar as vantagens da inclusão simultânea dos pares de prótese, com a polimerização mais rápida e prática através do aquecimento da resina com energia de microondas.

Em 2000, BARNABÉ avaliou a relação entre a movimentação dos dentes com os procedimentos de inclusão, prensagem e polimerização das bases de prótese total (1 - inclusão em muflas de fibra de vidro, muralha de silicone e prensagem por 1 hora; 2 - inclusão em muflas metálicas, muralha de silicone, prensagem por 12 horas e polimerização em ciclo curto; 3 - inclusão em muflas de fibra de vidro adaptada para injetora, muralha de gesso pedra e prensagem por 1 hora; inclusão em muflas metálicas, muralha de silicone e prensagem por 1 hora).

As mensurações das distâncias transversais entre primeiros molares, entre caninos e ântero-posteriores entre incisivo central e molar de ambos os lados e de canino a molar de ambos os lados foram realizadas com paquímetro digital antes e após a inclusão. Os resultados mostraram que todas as amostras apresentaram contração após a polimerização, que a maior alteração ocorreu na distância lateral entre molares e que não houve diferença entre os arcos superores e inferiores.

Em 2001, COSTA *et al.*, avaliarm três diferentes tipos de técnica de prensagem em prótese total que poderiam influenciar nas alterações das posições dentárias durante as fases de prensagem e polimerização. Foram utilizadas 15 próteses totais superiores, divididas em três grupos: convencional, microondas e injeção. As medidas de distância entre pontos foram realizadas antes e após a polimerização com auxílio de um paquímetro digital. Os autores concluíram que não houve diferença estatística significativa entre as técnicas.

CONSANI, em 2002, verificou a movimentação dentária em prótese total superior, sob influência do tipo de prensagem (convencional e RS) e da desinclusão (esfriamento em água e em água mais bancada por 3 horas). Quarenta conjuntos modelo-matriz de prótese foram separados em 4 grupos de dez elementos e incluídos pela técnica de rotina (GI – prensagem convencional por 12 horas e polimerização a 74 °C por 9 horas; GII - prensagem convencional por 12 horas e polimerização a 74 °C por 9 horas, esfriamento em água, demuflagem e bancada por 3 horas; GIII - prensagem com dispositivo RS por 12 horas, polimerização a 74 °C por 9 horas e esfriamento em água por 3 horas. GIV - prensagem com dispositivo RS por 12 horas e polimerização a 74 °C por 9 horas, esfriamento em água, demuflagem e bancada por 3 horas. Foi observado não haver dirença estatística nas distâncias I-I, PM-PM e M-M em todas interações. O mesmo ocorreu nas distâncias ântero-posteriores ID-MD e IE-ME na prensagem convencional com desinclusão após esfriamento em água e na prensagem RS com desinclusão após esfriamento em água mais bancada por 3 horas.

Em 2002, RIZZATTI-BARBOSA & NADIN, avaliou a adaptação e a alteração na inclinação dental dos primeiros molares de próteses totais superiores submetidas a diferentes método de polimerização, e da sorção de água (G1 – termopolimerização em água a 73°C por 9 horas e armazenadas em água a 37°C por 30 dias; G2 – termopolimerização em água a 73°C por 9horas e armazenadas em água sob temperatura de 60°C com pressão de 40 Lib/Pol^2 por 1 hora. G3 – polimerizadas por energia de microondas a 500W por 3 minutos e armazenadas em água sob temperatura 60°C com pressão de 40 Lib/Pol^2 por 1 hora). A inclininação 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.

BOSCATO, em 2002, avaliou a movimentação dental linear em prótese total superior em função dos diferentes métodos de inclusão e polimerização (G1 – muralha de silicone e polierização a 74°C por 9 horas; G2 - muralha de gesso pedra e polimerização a 74°C por 9 horas; G3 – muralha de silicone e polimerização por energia de microondas por 20 minutos a 10%, seguido de 5 minutos a 30% de potência; G4 – muralha de gesso pedra e polimerização por energia de microondas por 20 minutos a 10%, seguido de 5 minutos a 30% de potência. As distâncias foram mensuradas nos seguintes pontos: I – I, PM – PM, M – M, ID – MD e IE – MD. Os resultados mostraram não haver diferença para os grupos experimentais estudados, tanto para o fator inclusão quanto para o fator polimerização.

SOUSA, em 2002, avaliou a adaptação das bases de prótese total superior sob efeitos da combinação de gessos de inclusão (tipos II x III e tipos II x IV) e dos tempos pós-prensagem (imediato e 24 horas), confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, polimerizada em água aquecida a 74°C por 9 horas. Seus resultados mostraram melhor nível de adaptação para combinação gessos de inclusão tipos II x III no tempo pós-prensagem de 24 horas. Segundo o autor, a menor diferença entre o coeficiente de expansão térmica linear da combinação gessos tipos II x III em relação ao da resina associado com uma reação efetiva da resina durante o tempo pós-prensagem de 24 horas justificaram seus resultados.

SOUZA, em 2002, propôs três alternativas de confecção de prótese total com o propósito de minimizar os desajustes oclusais. A primeira sugere que a base da prótese seja confeccionada primeiro, servindo como base de prova, permitindo que a relação da base com o rebordo seja a mesma até a finalização da prótese. A segunda sugestão preconiza que durante a prova dos dentes, a matriz de prótese inferior seja imersa em água a 50 °C durante 5 minutos para que ocorra plastificação parcial da cera e com isso possa haver pequenas movimentações dos dentes durante a prova, e conseqüentemente a eliminação dos contatos prematuros. A terceira sugestão é pela utilização da mufla bimaxilar HH, destinada a polimerizar as duas próteses simultaniamente.

RIBEIRO, em 2003, investigou o efeito da utilização da mufla bimaxilar e monomaxilar na dureza, rugosidade e porosidade superficial da resina acrílica, polimerizada por energia de microondas (potência máxima de 960W, 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 mostraram não haver diferença para os tipos de mufla e de processamento.

RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, em 2003, avaliaram as alterações verticais no plano oclusal em pares de dentaduras após o processamento, utilizando dois tipos de mufla (mufla convencional e a mufla HH). Foram confeccionados vinte próteses duplas, reproduzidas por modelos mestre metálicos superiores e inferiores, representando arcos edêntulos superiores e inferiores. Quatro aparatos metálicos simulando cúspides de molares e caninos foram posicionados no plano de orientação nos espaços de canino e molar de todas as próteses. Um instrumento de medição linear mensurou as distâncias entre o topo de cada cúspide e o modelo metálico antes e após o processamento das próteses. Os dados foram analisados pelo teste *z* a 95% de significância, o que possibilitou a observação de que as modificações ocorridas no Grupo I foram aleatórias, com prevalência de resultados negativos para as próteses superiores e inferiores. No Grupo II foi observado que ocorreram movimentos dos padrões metálicos em função dos antagonistas, mostrando alterações homogêneas nos padrões. Foi observada diferença estatística entre as amostras do Grupo I e II, onde o Grupo II mostrou melhores resultados de exatidão oclusal após o processamento quando comparado ao Grupo I.

3. PROPOSIÇÃO

O propósito desse estudo foi avaliar a alteração da inclinação de primeiros molares de próteses totais obtidas pela utilização da mufla bimaxilar, comparando com próteses obtidas em mufla monomaxilar, polimerizadas por energia de microondas (20 minutos a 20% de potência, mais 5 minutos a 60% de potência), em função de diferentes materiais e procedimentos de inclusão (gesso tipo III, silicone de condensação com retenção dos dentes e silicone de condensação sem retenção dos dentes).

4. MATERIAIS E MÉTODO

4. 1 – Materiais

No quadro 1 estão relacionados os principais materiais, fabricantes e marcas comerciais utilizadas no estudo.

Quadro 1 – Materiais, fabricantes e marcas comerciais.

Material	Marca comercial	Fabricante
Resina acrílica	Vipi Wave®	Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. de Materiais Odontológicos, SP.
Dentes artificiais Mod. A25 e 32M	Vipi-Dent Plus®	Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. de Materiais Odontológicos, SP.
Gesso tipo III	Herodent Soli-Rock®	Vigodent, S/A Ind. e Com., RJ.
Silicone de condensação	Labor Mass®	Dental Manufacturing, Rovigo, Itália

4. 2 – Método

4. 2. 1 – Preparo dos corpos-de-prova.

4. 2. 1. 1 – *Confecção dos modelos de gesso.*

A partir de dois modelos mestres de gesso tipo IV (Vel Mix Stone - Kerr® Manufacturing Company, USA), representado as arcadas edêntulas superior e inferior, com rebordos normais e sem retenções, com sulco em toda área de selamento, demarcando a área chapeável, foi confeccionado um molde de silicone (Rema® Dentaurum, Ispringem, Alemanha) para cada modelo mestre. Através desses moldes foram confeccionados 40 pares de modelos de trabalho em gesso tipo III (Herodent Soli-Rock®, Vigodent, S/A Ind. e Com., RJ), na proporção água-

pó de 30 mL / 100 g, espatulado a vácuo por 1 minuto (Polidental® , Ind. e Com. Ltda) (Figura 1).

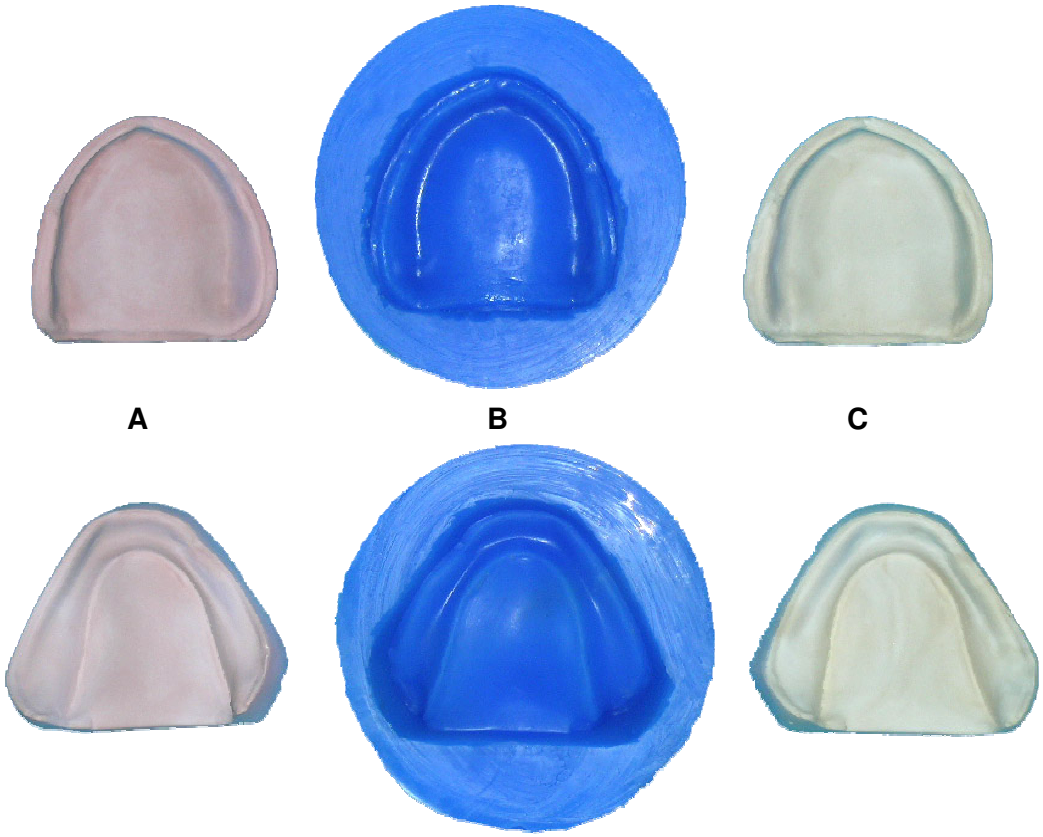


Figura 1- Modelos mestres (A), moldes de silicone (B) e modelos de trabalho (C) das arcadas superior e inferior.

4. 2. 1. 2 – *Confecção das matrizes de prótese.*

Sobre os modelos mestres, foram adaptadas, esferas metálicas de 2 mm de diâmetro, uma ao lado da outra, sobre toda área chapeável, com auxílio de cera pegajosa (Pasom®, Pasom Ind. Com. Ltda, SP). Em seguida, foi realizado o enceramento das bases com cera n° 9 (Clássico®, Artigos Odontológicos Clássico, Ltda – SP), buscando-se obter uma superfície lisa e de espessura uniforme (RIZZATTI-BARBOSA & NADIN, 2002) (Figura 2).

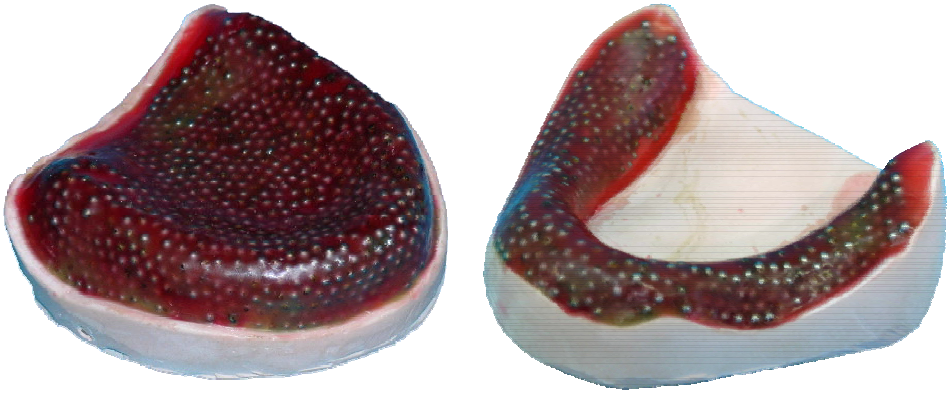


Figura 2 – Modelos mestres superior e inferior com esferas metálicas.

Sobre as bases superior e inferior, foram adaptados roletes de cera n° 9. com espessura e altura média de 10 mm, obedecendo as respectivas inclinações ântero-posteriores. Posteriormente, foi realizada a montagem, dos dentes artificiais modelo A25 e 32M (Vipi-Dent Plus®, Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. de Materiais Odontológicos, SP) em oclusão normal, com os modelos mestres montados em um articulador semi-ajustável (Bio art 4000®, Bio art equipamentos odontológicos Ltda, SP) (Figura 3).

Figura 3 – Modelos mestres com dentes artificiais montados no articulador.

4. 2. 1. 3 – *Confecção dos dispositivos duplicadores de matriz de prótese.*

Foram confeccionados dois dispositivos em gesso tipo IV (Vel Mix Stone - Kerr® Manufacturing Company, USA), na proporção água-pó de 22 mL / 100 g, semelhante ao empregado por BOMBONATTI (1978), ZANETTI (1999), RIZZATTI-BARBOSA & NADIN (2002), para duplicação das matrizes de prótese superior e inferior com padronização da espessura e da montagem dos dentes determinada anteriormente.

Inicialmente, o modelo mestre com sua respectiva matriz de prótese foi fixado em uma placa de cera utilidade (Epoxiglass®, Epoxiglass Ind. Com. Ltda – SP) com o terço oclusal dos dentes incluído na placa, e envolvido por um dique da mesma cera para confinamento do gesso em seu interior. O gesso foi vertido no interior do dique em três etapas. A primeira cobrindo a superfície externa lateral e anterior de uma das metades do modelo e matriz de prótese. Após a presa do gesso, as superfícies externas da primeira parte foram recortadas e lixadas. Foram criadas guias na superfície do gesso para que as outras partes da matriz se encaixassem. O gesso foi isolado com vaselina sólida (Labsynth®, SP) e a outra metade do dique preenchida com gesso. Após a presa do gesso os passos seguiram como no lado oposto. A base do dispositivo foi obtida cobrindo-se a superfície superior e posterior de todo conjunto. Na base do dispositivo duplicador de prótese superior foi realizada uma perfuração afunilada na superfície posterior, para inserção de cera liquefeita. Na base do dispositivo duplicador de prótese inferior, a perfuração foi realizada na superfície anterior.

Após a remoção da matriz de prótese, foram obtidos os nichos na base do dispositivo para adaptação dos dentes artificiais, a guia para encaixe dos modelos de gesso e o espaço entre o dispositivo e o modelo para posterior enceramento das matrizes de prótese (Figuras 4 e 5).

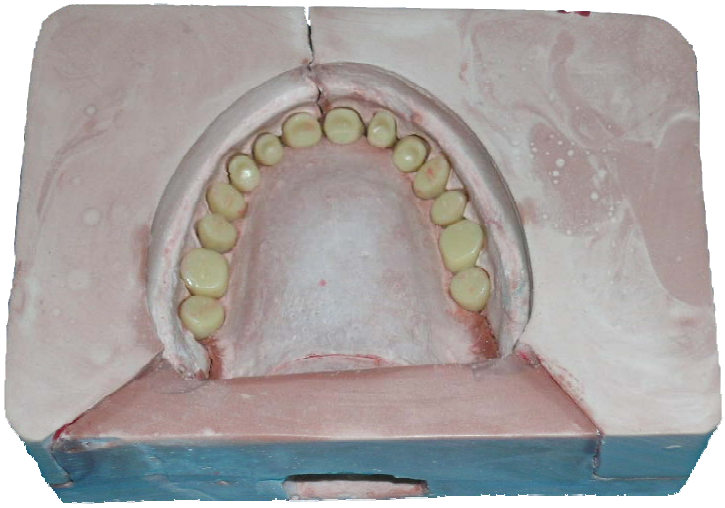


Figura 4 – Dispositivo duplicador de matriz de prótese superior com os dentes artificiais posicionados.

Figura 5 – Dispositivo duplicador de matriz de prótese inferior com os dentes artificiais e modelo inferior posicionados.

4. 2. 1. 4 – *Duplicação das matrizes de prótese*

Os dentes artificiais foram adaptados em seus respectivos nichos contidos na base do dispositivo duplicador superior e inferior, e os modelos de gesso foram posicionados em cada dispositivo. Através dos canais de alimentação, foi vertida cera n° 9 (Clássico®, Artigos Odontológicos Clássico, Ltda

– SP) liquefeita em banho de água a 100 °C, até o total preenchimento do molde que permaneceu fechado sob pressão manual.

Após o resfriamento da cera, as partes laterais do dispositivo foram removidas e a matriz de prótese destacada da base do dispositivo. Em seguida, foi realizado o acabamento do enceramento das matrizes de prótese superior e inferior e determinados pequenos ajustes no engrenamento dos dentes artificiais com as matrizes de prótese em oclusão.

4. 2. 1. 5 – *Confecção das canaletas nos primeiros molares*

Para avaliação da inclinação dos primeiros molares superiores foi realizado um corte em forma de canaleta com broca tronco-cônica n° 701 de aço (Maillefer®, Petrópolis, RJ), em baixa rotação (Dabi Atlante S/A©, Ribeirão Preto, SP), paralelo a inclinação da vertente triturante da cúspide disto-palatina, desde a ponta de cúspide, até a área cervical da cúspide mésio-vestibular. Para avaliação da inclinação dos primeiros molares inferiores, o corte foi realizado paralelo à inclinação da vertente triturante da cúspide disto-vestibular, desde a ponta de cúspide, até a área cervical da cúspide mésio-vestibular.

4. 2. 1. 6 – *Determinação dos pontos referenciais para medição da inclinação dos primeiros molares*

Para mensuração das possíveis alterações na inclinação, foram confeccionados nas canaletas pontos referenciais obtidos de segmentos de alfinetes de aço n° 29 (Coats Corrente Ltda, SP) contendo 2 mm da haste e cabeça, fixados com adesivo instantâneo à base de cianoacrilato (Super Bonder®, Henkel Locite Adesivos Ltda, SP), em orifícios feitos com broca esférica n° 2 de aço (Maillefer, Petrópolis, RJ), em baixa rotação, em cada extremidade das canaletas (Figura 6 A e B).

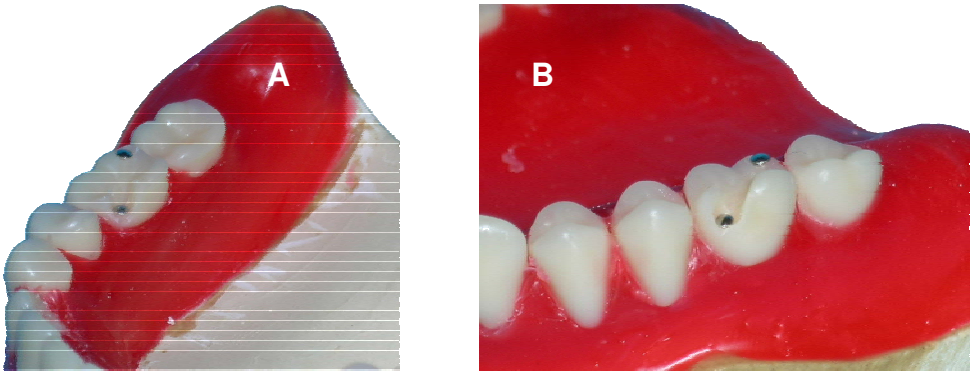


Figura 6 A e B – Pontos referenciais para medição da inclinação do primeiro molar inferior (A) e superior direito (B).

4. 2. 2 – Determinação do ângulo antes do processamento da prótese

Antes do processamento da prótese, foi determinada uma pirâmide imaginária de base voltada para superfície oclusal e ápice para cervical dos molares. Os catetos X e Y do triângulo retângulo que forma a base da pirâmide foram determinados com auxílio do microscópio linear STM (Olympus Optical Co. Japão), com precisão de 0,0005 mm, através de seus eixos de medição. Para determinação da hipotenusa (D), foi aplicado o teorema de Pitágoras, onde o quadrado da hipotenusa é igual a soma do quadrado dos catetos (Figura 7A).

Posteriormente, em um dos lados da pirâmide, também formada por outro triângulo retângulo, foi determinada a hipotenusa (H), representada pela maior distância linear entre os pontos referenciais (Figura 7B). Para isso, foi utilizado um paquímetro digital (Starrett®, Microtec Ltda, SP), com precisão de 0,01 mm. Assim, através das leis da trigonometria para triângulos retângulos, foi determinado o cosseno de α (molar superior direito), β (molar superior esquerdo), α' (molar inferior direito) e de β '(molar inferior esquerdo) pela divisão do cateto adjacente (D), pela hipotenusa (H). Conseqüentemente, foi calculado o ângulo

inicial desejado (α, β , α' e β '). Os procedimentos de medição e cálculo foram realizados por um segundo operador, configurando um experimento cego.

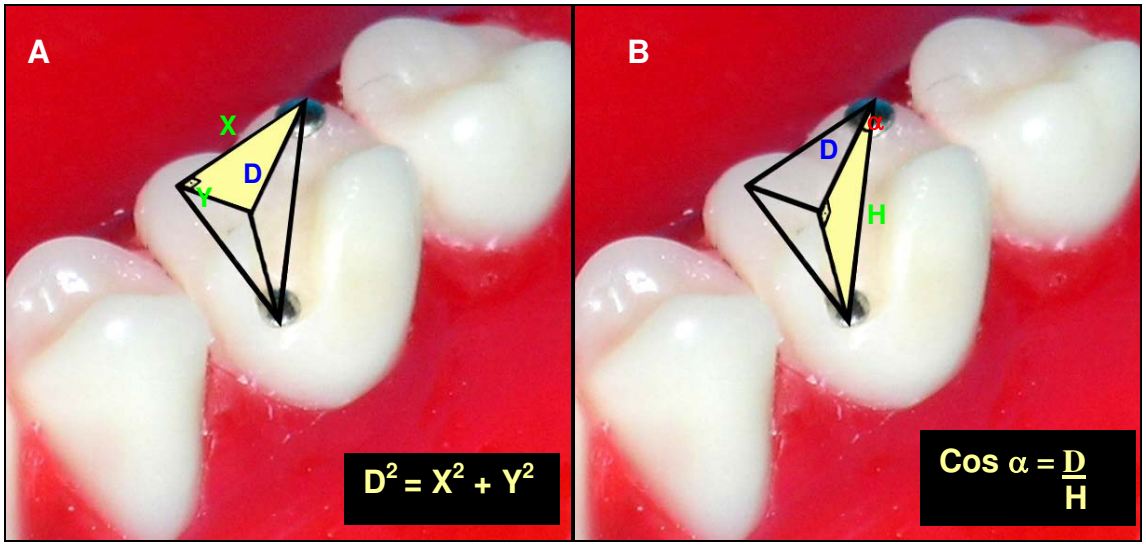


Figura 7 A e B – Representação esquemática da base (A), do lado da pirâmide (B), fórmula do Teorema de Pitágoras (A) e do Cosseno (B).

4. 2. 3 – Processamento das próteses.

4. 2. 3. 1 – *Inclusão do conjunto modelo-matriz de prótese em muflas monomaxilares.*

Para realização do processo de inclusão em mufla monomaxilar de acetato de polivinila (Clássico®, Artigos Odontológicos Clássico, SP), 10 pares de matrizes de prótese foram separados aleatoriamente, formando o grupo I. Os modelos de gesso com suas respectivas matrizes de prótese foram isolados com vaselina em pasta (Labsynth®, SP) aplicada com pincel de pelo de camelo n°8 (Tigre Indústria de Pinceis Ltda, SP) e fixados com gesso tipo III (Herodent®), manipulado conforme as condições técnicas já descritas, na base da mufla que também teve sua superfícies interna isolada com vaselina em pasta. Após 40 minutos, toda superfície correspondente ao gesso de fixação, superfície interna

das contra-muflas e tampa foram isoladas com vaselina sólida, e o processo de inclusão foi finalizado com o gesso tipo III (Herodent®). Em seguida, todo conjunto foi levado à prensa hidráulica de bancada (VH®, VH Soltline Equipamentos Odontológicos Ltda, SP) com carga de 500 kgf, mantidos por 40 minutos. Ainda sob pressão, foram instalados os parafusos até que as arruelas encostassem na superfície da mufla. Cada parafuso foi apertado com mais um quarto de volta com a chave 3/16, fornecida pelo fabricante da mufla.

4. 2. 3. 2 – *Inclusão do conjunto modelo-matriz de prótese em muflas bimaxilares.*

Os 30 pares de prótese restantes foram separados aleatoriamente com o propósito de receber os seguintes tratamentos experimentais:

Grupo II: Inclusão em mufla bimaxilar com muralha de silicone (Labor Mass®, Dental Manufacturing, Rovigo, Itália) e gesso tipo III (Herodent®).

Grupo III: Inclusão em mufla bimaxilar com gesso tipo III (Herodent®).

Grupo IV: Confecção de retenção nos dentes artificiais, através do acréscimo de resina acrílica auto-polimerizante (Duralay®, Reliance Dental Mfg Co Worth, USA), inclusão em mufla bimaxilar com muralha de silicone (Labor Mass®) e gesso tipo III (Herodent®).

Para realização da inclusão simultânea da matriz de prótese superior e inferior foi utilizada a mufla bimaxilar de acetato de polivinila desenvolvida por RIZZATTI-BARBOSA, em 2000 (registro de patente n° 1938-0 no Instituto Nacional de Patentes Industrial) (Figura 8). Inicialmente, o modelo de gesso inferior com sua respectiva matriz de prótese foi isolado e fixado na base da mufla, seguindo os mesmos passos descritos para as muflas monomaxilares. Após 40 minutos, a matriz de prótese superior foi posicionada sobre a inferior com os

dentes em oclusão e fixados com adesivo instantâneo à base de cianoacrilato (Super Bonder®, Henkel Locite Adesivos Ltda, SP) (Figura 9).

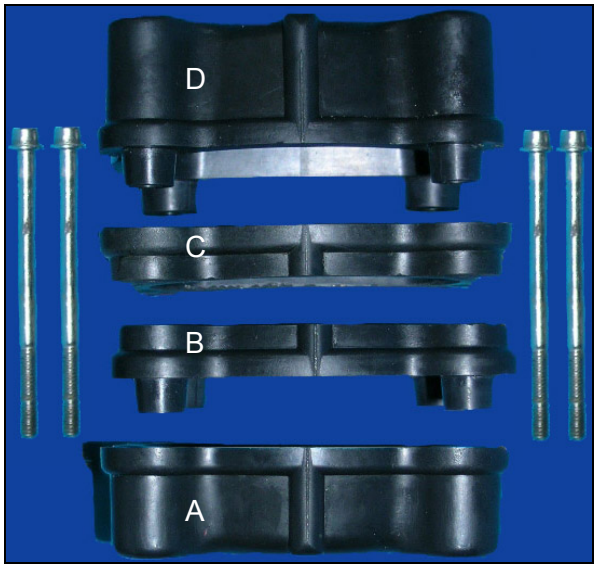


Figura 8 – Mufla bimaxilar e suas partes constituintes: A – base; B e C – Partes intermediárias; D – contra-mufla; E – parafusos de fixação.

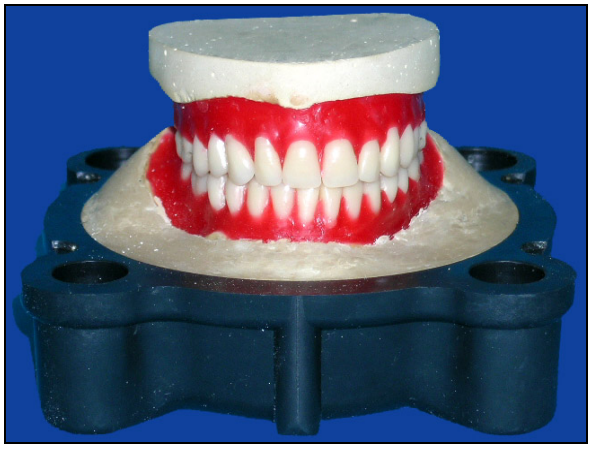


Figura 9 – Matriz de prótese inferior fixada à base da mufla bimaxilar em oclusão com a matriz de prótese superior.

Em seguida toda superfície correspondente ao gesso de fixação e superfície interna da parte intermediária da mufla bi-maxilar foi isolada com

vaselina em pasta. Para o grupo II, foi confeccionada muralha de silicone de condensação (Labor Mass®), misturando 1 medida da pasta base a 4 cm da catalisadora e manipulada manualmente por 40 segundos. A silicona foi aplicada sobre toda superfície vestibular e lingual das matrizes em camada de espessura uniforme com aproximadamente 3 mm e foram criadas retenções em sua superfície (Figura 10). Após 10 minutos, iniciou-se a inclusão em gesso tipo III (Herodent®) com paredes apresentando convergência no sentido superior.

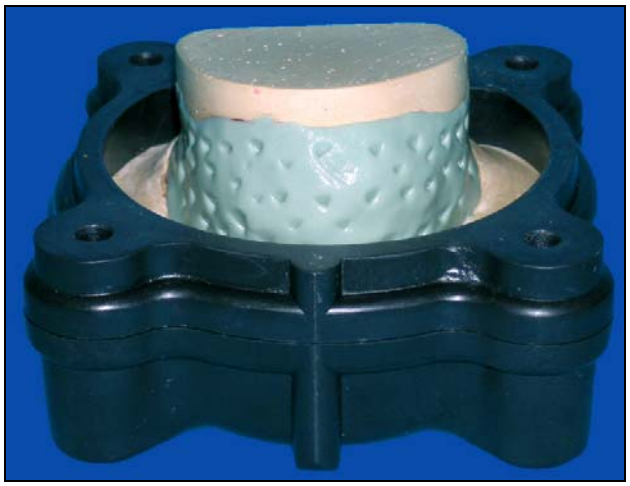


Figura 10 – Muralha de silicone envolvendo as matrizes.

Para o grupo III a inclusão com gesso tipo III (Herodent®), recobriu toda superfície das matrizes, apresentando convergência das paredes no sentido superior, sem envolver o modelo superior (Figura 11).

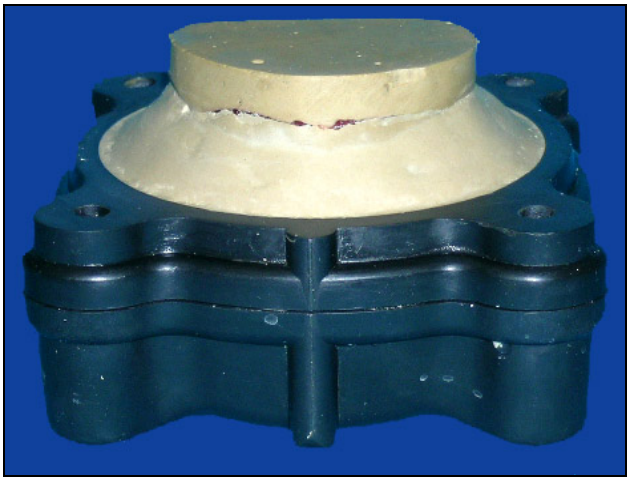


Figura 11 – Inclusão das matrizes em mufla bimaxilar com gesso tipo III.

Para os corpos-de-prova do grupo IV, antes do início da inclusão, foi colocada resina acrílica auto-polimerizante (Duralay®) no centro da região vestibular de todos os dentes artificiais, com aproximadamente 3 mm de altura por 2 mm de espessura, aplicada com pincel N° 0/175 (Tigre©, SP). Este passo teve por objetivo proporcionar retenção mecânica entre os dente e muralha de silicone. Posteriormente seguiram-se as mesmas etapas para fixação dos modelos, confecção da muralha de silicone e início da inclusão em gesso tipo III, já descritas nos parágrafos anteriores.

A inclusão final para os grupos II, III e IV foi efetuada com aplicação da vaselina em pasta sobre toda superfície do gesso de inclusão, modelo superior e superfície interna da contra-mufla, seguida do preenchimento da contra-mufla com gesso tipo III (Herodent®). A contra-mufla foi posicionada sobre a parte intermediária da mufla e o conjunto foi levado à prensa hidráulica de bancada (VH) com presão de 500 Kgf, onde foram seguidos os mesmos passos de instalação dos parafusos ocorridos para as muflas monomaxilares.

4. 2. 3. 3 – *Eliminação da cera*

Para eliminação do excesso de cera, as muflas foram levadas ao aparelho de microondas (Continental® AW42, Continental, AM) com potência de saída de 900 W e freqüência de trabalho de 2450 MHz, por um período de 1 minuto, a 100% de potência (ZANETTI, 1999). Esse processo permitiu que a cera plastificasse, facilitando sua remoção sem impregnar o modelo e o gesso de inclusão. Para mufla bimaxilar, a abertura e eliminação da cera ocorreu tanto da base para parte intermediária, como desta para contra-mufla (Figura 12). Em seguida, foi colocado um chumaço de algodão umedecido com detergente neutro (Ypê®, Química Amparo Ltda, SP) sobre os dentes artificiais e a área basal do molde. As muflas foram fechadas e levadas novamente ao aparelho de microondas por mais 1 minuto, a 100% de potência. Após a reabertura, foi realizada remoção dos vestígios de vaselina, cera e detergente, friccionando-se gase sobre o modelo de gesso, superfície do molde e outras partes da mufla. Após 10 minutos, toda a superfície de gesso foi isolada com alginato de sódio (Vipi film®, Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. de Materiais Odontológicos, SP) aplicado com pincel n°16/141 (Tigre©, SP).

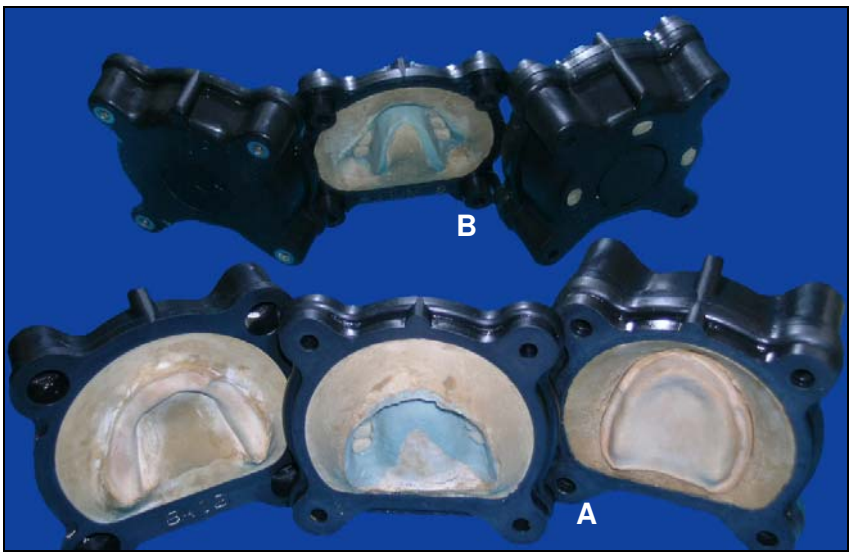


Figura 12 – Partes da mufla bimaxilar após abertura: face superior (A) e inferior (B).

4. 2. 3. 4 – *Prensagem, polimerização e demuflagem*

Antes do procedimento de prensagem, a resina acrílica termopolimerizável (Vipi Wave®, Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. de Materiais Odontológicos, SP) foi proporcionada na relação de 14 g de polímero para 7 mL de monômero para cada prótese, quantificadas em balança de precisão (Bel®, Bel Equipamentos Analíticos Ltda, Itália), misturados em pote de vidro com tampa (Jon®, Jon Comércio de Produtos odontológicos, SP), de acordo com as instruções do fabricante. Após 5 minutos, ao atingir a fase plástica, a resina foi inserida no interior dos moldes sobre os dentes presentes na contra-mufla da mufla monomaxilar e nas faces superior e inferior da parte intermediária da mufla bimaxilar. Durante esse procedimento foi interposto um filme separador plástico entre a resina e o modelo de gesso. Posteriormente, as muflas foram fechadas e efetuada a prensagem inicial em prensa hidráulica de bancada (VH®) com carga lenta de 500 kgf, mantida por 5 minutos.

Após a abertura das muflas e remoção do filme separador, os excessos de resina foram cortados com instrumento Le Cron (Duflex®, SS White, SP). A prensagem final foi efetuada com pressão de 1000 kgf e mantida por 15 minutos, segundo as recomendações do fabricante. Os parafusos das muflas foram instalados seguindo-se os critérios já relatados.

A polimerização foi realizada por energia de microondas, utilizando-se um aparelho convencional (Continental® AW42), calibrado para ciclo de polimerização de 20 minutos a 20% de potência, mais 5 minutos a 60% de potência.

Terminado o ciclo, as muflas foram deixadas em bancada por um período de 3 horas, onde atingiram a temperatura ambiente. Posteriormente, foram abertas (Figura 13), e as próteses cuidadosamente destacadas dos modelos e limpas.

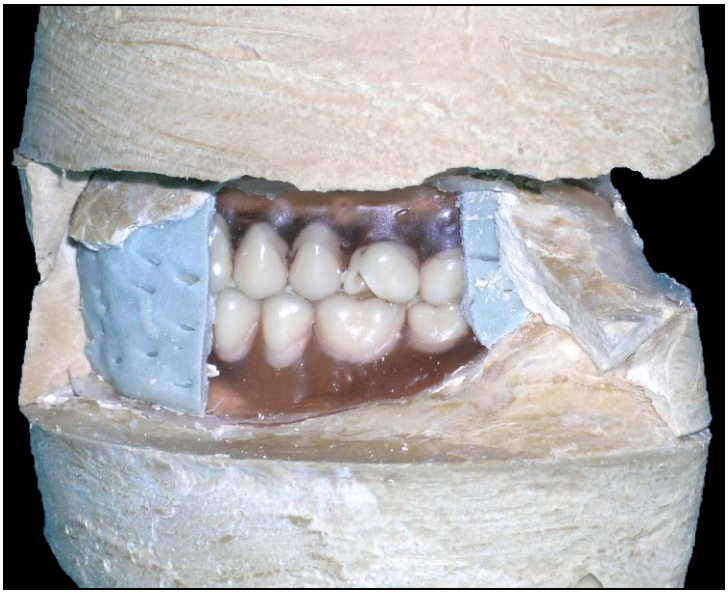


Figura 13 – Prótese total superior e inferior pertencentes ao Grupo II, polimerizadas em oclusão.

Em seguida, todas as próteses foram fixadas nos seus respectivos modelos com adesivo instantâneo à base de cianoacrilato (Super Bonder®), e mantidos sob um corpo com peso de 1 kgf, durante 1 minuto.

4. 2. 4 – Determinação do ângulo após o processamento da prótese

Para determinação do ângulo após o processamento da prótese foi seguido o mesmo protocolo descrito no item 4.2.2.

4. 2. 5 – Análise estatística

Os valores do ângulo α, β , α' e β 'antes e após o processamento das próteses foram submetidos ao teste de correlação entre os ângulos e ao teste de Kruskal-Wallis, em nível de significância de 5%.

5. RESULTADOS

Neste estudo foram obtidas duas medidas angulares em 80 próteses divididas em quatro grupos (I, II, II e IV), aqui designados por tratamentos. Cada grupo foi constituído de 20 próteses, sendo 10 superiores e 10 inferiores. Além disso, foram feitas medidas em dois momentos, denominados épocas, antes e depois de serem submetidas aos tratamentos.

A Tabela 1 nos mostra a não existência de correlação entre os ângulos de ambos os lados, das próteses superiores e inferiores, antes e depois de aplicados os tratamentos.

Tabela 1 - Estrutura de correlações entre os ângulos superiores e inferiores.

	Épocas	Correlações
α vs β (prótese superior)	Antes	0,1607 ^{ns}
	Depois	0,2319 ^{ns}
α' vs β '(prótese inferior)	Antes	0,0052 ^{ns}
	Depois	-0,0710 ^{ns}

^{ns} - não significativo ao nível de 5% para valor absoluto menor que 0,3477

A Tabela 2 mostra os coeficientes de correlação e a sua significância, antes e após a aplicação dos tratamentos, para as próteses superiores e inferiores, separados por grupos, considerando o lado direito. Para o Grupo I ocorreu correlação positiva significativa apenas para a medida α' (inferior direito) entre antes vs depois. Para os outros tratamentos, percebe-se uma relação linear forte entre antes e depois de aplicado o tratamento, tanto nas próteses inferiores como nas próteses superiores. Por outro lado, entre a prótese superior e inferior, antes e depois da aplicação dos tratamentos, não foram encontradas correlações significativas para quaisquer grupos.

Tabela 2 - Coeficientes de correlação para o ângulo superior (α) e inferior (α') do lado direito, antes e depois da aplicação dos tratamentos, para cada grupo.

Grupos		I	II	III	IV
Antes vs depois	α	0,315^{ns}	0,773**	0,821**	0,887**
	α'	0,946**	0,989**	0,855**	0,979**
α vs α'	Antes	-0,081^{ns}	0,466^{ns}	0,249^{ns}	0,263^{ns}
	Depois	0,017^{ns}	0,518^{ns}	0,401^{ns}	0,103^{ns}

Indica-se a significância a 5% (Coeficiente > 0,6319) por um asterisco (*), a significância a 1% (Coeficiente > 0,7646) por dois asteriscos (**) e a não significância por "ns".

A Tabela 3 mostra os coeficientes de correlação e a sua significância, antes e após a aplicação dos tratamentos, para as próteses superiores e inferiores, separados por grupos, considerando o lado esquerdo. Praticamente ocorre a mesma estrutura de correlações vista anteriormente. A única exceção é que o Grupo I não apresenta correlações entre antes e depois tanto nas próteses superiores como nas próteses inferiores.

Tabela 3 - Coeficientes de correlação para o ângulo superior (β) e inferior (β ') do lado esquerdo, antes e depois da aplicação dos tratamentos, para cada grupo.

Grupos		I	II	III	IV
Antes vs depois	β	0,164^{ns}	0,839**	0,618*	0,709**
	β '	0,185^{ns}	0,780**	0,927**	0,984**
β vs β '	Antes	-0,163^{ns}	0,465^{ns}	-0,207^{ns}	0,346^{ns}
	Depois	-0,536^{ns}	0,315^{ns}	-0,234^{ns}	0,154^{ns}

Indica-se a significância a 5% (Coeficiente > 0,6319) por um asterisco (*), a significância a 1% (Coeficiente > 0,7646) por dois asteriscos (**) e a não significância por "ns".

A Tabela 4 e a Figura 14 mostram que os valores médios do ângulo α (superior direito), antes e após o tratamento, não apresentam diferença estatística significativa entre si (p>0,05). Mostram também que para os grupos I, II e III os valores médios do ângulo α apresentam diferença estatística significativa (p>0,05) entre as épocas. Entretanto, não ocorre diferença estatística significativa (p>0,05) para o grupo IV.

Tabela 4 - Médias e desvios padrões do ângulo α.

Tratamentos	Épocas			
	Antes		Depois	
I	39,64 (1,3825)	Aa	40,79 (1,4727)	Ab
II	38,20 (2,0297)	Aa	39,66 (1,9478)	Ab
III	39,14 (2,3593)	Aa	40,12 (1,9381)	Ab
IV	39,49 (4,7279)	Aa	40,73 (2,7597)	Aa

Médias seguidas por letras maiúsculas iguais nas colunas e minúsculas nas linhas não diferem entre si em nível de 5% pelo teste de Kruskal-Wallis.

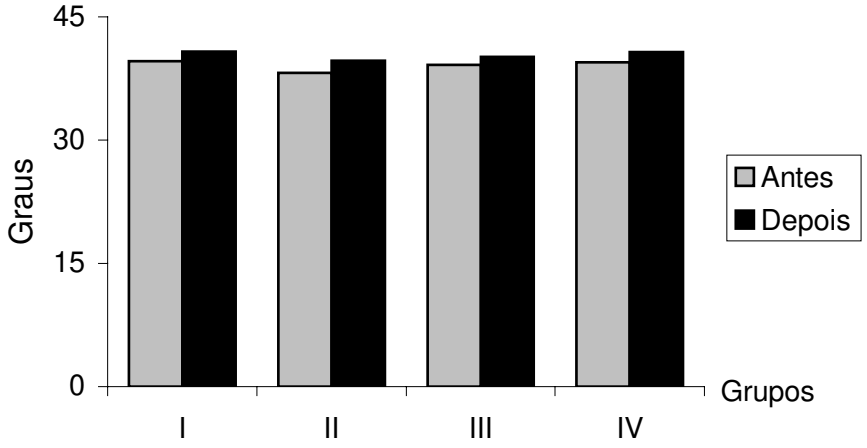


Figura 14 - Ilustração gráfica das médias do ângulo α.

A Tabela 5 e a Figura 15 mostram que os valores médios do ângulo α' (inferior direito), antes e após o tratamento, não apresentam diferença estatística significativa entre si (p>0,05). Mostram também que para os grupos II e IV os valores médios do ângulo α' apresentam diferença estatística significativa (p>0,05) entre as épocas. Entretanto, não ocorre diferença estatística significativa (p>0,05) para os grupos I e III.

Tabela 5 - Médias e desvios padrões do ângulo α'.

Tratamentos	Épocas			
	Antes		Depois	
I	38,11 (2,2544)	Aa	38,22 (1,7530)	Aa
II	37,92 (2,7504)	Aa	38,47 (2,9810)	Ab
III	39,46 (1,8392)	Aa	39,60 (1,3350)	Aa
IV	39,54 (2,8870)	Aa	40,22 (2,7280)	Ab

Médias seguidas por letras maiúsculas iguais nas colunas e minúsculas nas linhas não diferem entre si em nível de 5% pelo teste de Kruskal-Wallis.

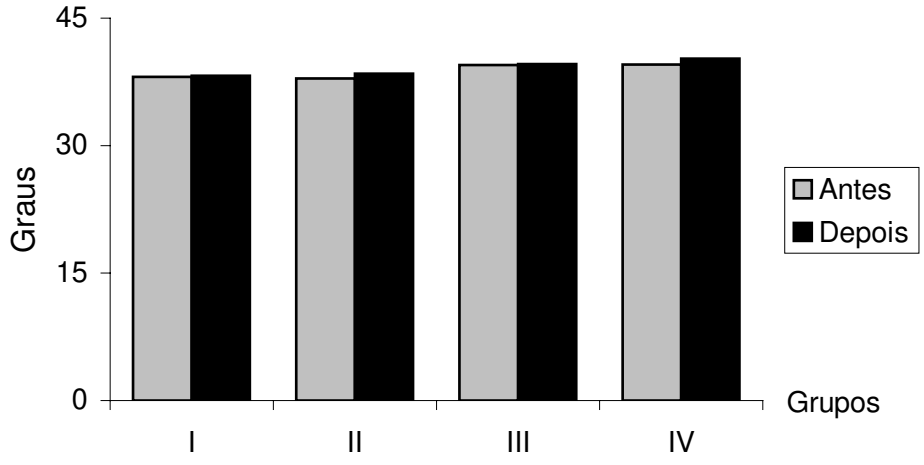


Figura 15 - Ilustração gráfica das médias do ângulo α'.

A Tabela 6 e a Figura 16 mostram que os valores médios do ângulo β , antes e após o tratamento, não apresentam diferença estatística significativa entre si (p>0,05). Mostram também haver diferença estatística significativa (p>0,05) entre as épocas.

Tabela 6 - Médias e desvios padrões do ângulo β .

	Épocas			
Tratamentos	Antes		Depois	
I	38,89 (1,5961)	Aa	39,95 (2,2921)	Ab
II	39,47 (2,2758)	Aa	40,26 (2,7245)	Ab
III	38,45 (1,9359)	Aa	40,11 (1,7669)	Ab
IV	41,98 (5,5247)	Aa	43,04 (4,2577)	Ab

Médias seguidas por letras maiúsculas iguais nas colunas e minúsculas nas linhas não diferem entre si em nível de 5% pelo teste de Kruskal-Wallis.

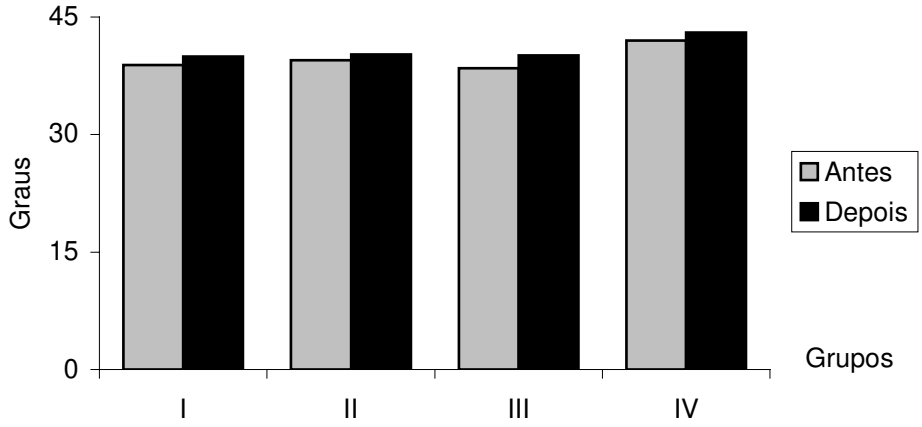


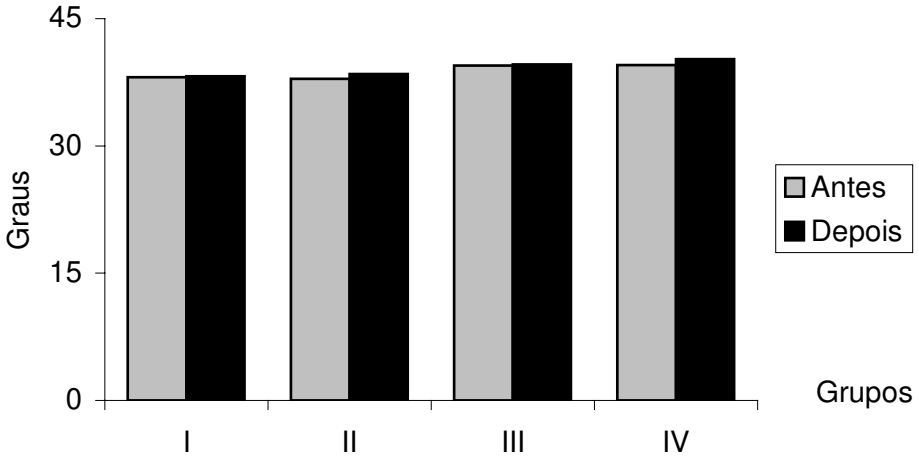
Figura 16 - Ilustração gráfica das médias do ângulo β .

A Tabela 7 e a Figura 17 mostram que os valores médios do ângulo β ’ , antes e após o tratamento, não apresentam diferença estatística significativa entre si (p>0,05). Mostram também que para os grupos III e IV os valores médios do ângulo β ’ apresentam diferença estatística significativa (p>0,05) entre as épocas. Entretanto, não ocorre diferença estatística significativa (p>0,05) para os grupos I e II.

Tabela 7 - Médias e desvios padrões do ângulo β ’ .

Tratamentos	Épocas			
	Antes		Depois	
I	39,57 (2,6106)	Aa	40,34 (2,2895)	Aa
II	38,84 (2,2650)	Aa	39,69 (1,8821)	Aa
III	40,35 (2,0365)	Aa	39,81 (1,8250)	Ab
IV	39,82 (2,0312)	Aa	40,25 (2,1865)	Ab

Médias seguidas por letras maiúsculas iguais nas colunas e minúsculas nas linhas não diferem entre si em nível de 5% pelo teste de Kruskal-Wallis.



entre si (p>0,05). Mostram também que para os grupos III e IV os valores médios do ângulo β ' apresentam diferença estatística significativa (p>0,05) entre as épocas. Entretanto, não ocorre diferença estatística significativa (p>0,05) para os grupos I e II.

Tabela 7 - Médias e desvios padrões do ângulo β ' .

Tratamentos	Épocas			
	Antes		Depois	
I	39,57 (2,6106)	Aa	40,34 (2,2895)	Aa
II	38,84 (2,2650)	Aa	39,69 (1,8821)	Aa
III	40,35 (2,0365)	Aa	39,81 (1,8250)	Ab
IV	39,82 (2,0312)	Aa	40,25 (2,1865)	Ab

Médias seguidas por letras maiúsculas iguais nas colunas e minúsculas nas linhas não diferem entre si em nível de 5% pelo teste de Kruskal-Wallis.

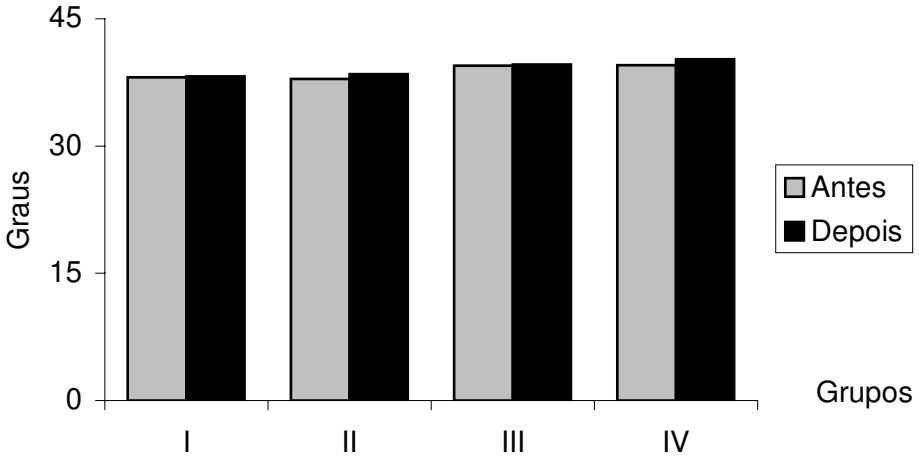


Figura 17 - Ilustração gráfica das médias do ângulo β ' .

6. DISCUSSÃO

A determinação de um padrão oclusal fisiológico é objetivo de toda reabilitação oral. Tal busca torna-se mais delicada durante a confecção de próteses totais, principalmente pela falta de referência dentária (ZANETTI, 1999). Outra dificuldade ocorre pela manutenção desse padrão, relacionada ao posicionamento dos dentes artificiais, que pode alterar durante o processamento da prótese. Assim, surgiram diversos estudos de novos materiais (BEL DEL CURY, 1998; BARNABÉ, 2000; BOSCATO, 2002) e técnicas (SOUZA, 1987; RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI, 1996; PITTA, 1997; COSTA 2001; RIZZATTI-BARBOSA & NADIN, 2002; CONSANI, 2002), que promovessem menor movimentação dental durante essa etapa.

Dessa forma, este trabalho avaliou a influência da utilização de muflas bi-maxilares em função de diferentes materiais de inclusão (gesso tipo III e silicone de condensação) na inclinação dos primeiros molares de próteses totais superiores e inferiores.

Assim, a Tabela 1 evidencia que não existe correlação entre o ângulo do lado direito e esquerdo, independente dos demais fatores, tanto para as próteses superiores como para as próteses inferiores, antes e depois de aplicados os tratamentos. Este resultado nos permite verificar um padrão de inclinação aleatório, quando se analisa os ângulos de ambos os lados de uma mesma prótese. Esse efeito assemelha-se aos resultados de RIZZATTI-BARBOSA & NADIN, 2002, que ao analisar a inclinação dos primeiros molares superiores submetidos a sorção de água, frente a diferentes métodos de polimerização e alterações na temperatura e pressão, também observou que a movimentação dos dentes nem sempre foi representativa para um mesmo lado.

Da mesma maneira, as Tabelas 2 e 3 mostram não haver correlação entre o ângulo superior e inferior, do lado direito e esquerdo, respectivamente, para os pares de prótese de quaisquer grupos, reafirmando a complexidade e envolvimento de inúmeras variáveis na movimentação dental (PHILLIPS, 1993).

Entretanto, pode-se observar correlação positiva, considerando-se os períodos antes e depois, para os grupos II, III e IV. Esses resultados não podem ser comparados aos de outros trabalhos, pela falta de referências, mas são determinantes na forma de análise das variáveis envolvidas nesse estudo, pois esta estrutura de correlações contra-indica uma análise conjunta das variáveis, aqui estudadas separadamente.

Nas Tabelas 4, 5, 6 e 7, pode-se verificar que os valores médios dos ângulos α, β, α'e β', respectivamente, não apresentam diferença estatística significativa para os grupos I, II, III e IV, tanto antes quanto depois de aplicados os tratamentos. Provavelmente, outros efeitos no processamento da prótese exerceram mais influência sobre o nível de alteração da inclinação dos molares, como por exemplo, contração de polimerização, contração térmica pelo esfriamento da mufla, tensões liberadas pela desinclusão (TAKAMATA *et al*., 1989; TAKAMATA & SETCOS, 1989), porosidade e perda de água (CARVALHO, 1972), do que os efeitos inerentes às diferenças de materiais de inclusão e tipos de muflas a que os grupos foram submetidos.

Na Tabela 4 pode-se verificar uma redução sistemática do desvio padrão para os ângulos do lado superior direito (α), no período após a aplicação dos tratamentos, para os grupos II, III e IV, sendo essa redução bastante significativa para o grupo IV. O mesmo efeito pode ser verificado na Tabela 5 (α') para os grupos I, III e IV, na Tabela 6 (β) para os grupos III e IV, e na Tabela 7 (β') para os grupos I, II e III. Esses resultados sugerem que a mufla-bi maxilar exerce influência benéfica sobre os níveis de inclinação dos molares, pela tendência de tornar os valores mais homogênios, havendo concordância aos resultados de outros trabalhos que avaliaram a estabilidade oclusal em função da utilização de mufla bi-maxilar (SOUZA, 1987; RIZZATTI-BARBOSA, 2000; SOUZA, 2002; RIZZATTI-BARBOSA *et al*., 2003).

A Tabela 6 e a Figura 16 também mostram que os valores médios do ângulo β, apresentam diferença estatística significativa entre as épocas para todas as combinações de tratamento utilizadas. Esses resultados também podem ser verificados no grupo I, II e III para o ângulo α (Tabela 4 e Figura 14), grupos II e IV

para o ângulo α' (Tabela 5 e Figura 15), grupos III e IV para o ângulo β' (Tabela 7 e Figura 17). Dessa forma, ao se analisar os valores médios de inclinação dos molares, torna-se inconsistente apontar maior eficiência de uma forma de tratamento em relação aos demais, estando nossos resultados em concordância aos dos trabalhos que verificaram não haver diferença para os níveis de movimentação dental em função dos materiais gesso e silicone (TUCKER & FREEMAN, 1971; MAINIERI, 1980; BOSCATO, 2002). Entretanto, outros autores evidenciaram melhores resultados na inclusão com silicone quando comparado ao gesso (MARCROFT *et al*., 1961; REISBICK, 1972).

Entendemos que o emprego da mufla bi-maxilar é uma alternativa viável, podendo estar associada ao emprego dos gessos ou da silicona de inclusão com a mesma eficiência. Constatamos também, que o tempo médio necessário para incluir um par de prótese é menor para essa técnica, em comparação à técnica convencional. Outra observação está relacionada ao menor emprego de material necessário para inclusão que pode ser da ordem de 20% a menos para cada par de prótese.

No entanto, julgamos necessários outros estudos que possam avaliar outras propriedades inerentes ao emprego das muflas bi-maxilares, bem como da questão relacionada a inclinação dental durante a polimerização, pois as soluções para essas questões ainda não estão estabelecidas.

7. CONCLUSÃO

Diante da análise e discussão dos resultados deste estudo, podemos concluir que:

1. A alteração do nível de inclinação de primeiros molares ocorreu de maneira similar nas próteses totais obtidadas pelas muflas mono e bi-maxilares.
2. A utilização do gesso ou silicona de inclusão influenciou o nível de inclinação de primeiros molares de maneira semelhante.

REFERÊNCIAS*

Arioli Filho JN *et al.* Influência das resinas acrílicas, técnicas de polimerização e tempo de armazenamento na movimentação dental em prótese total superior. ***Rev Bras Prótese Clin Lab***. 1998; 1(4): 303-308.

Barnabé W. ***Processamento de próteses totais. Influência de quatro técnicas na alteração da posição dos dentes artificiais*** [dissertação]. Bauru: USP/FOB; 2000.

Benati OFM, Muench A. Estudo comparativo de técnicas de isolamento com resina resiliente de próteses processadas em moldes de gesso. ***Rev Paul Odont***. 1993; 15(5): 4-6.

Bevan EM, Earnshawt R. The role of water sorption in the solvent crazing of acrylic resins. ***Australian D J***. 1968; 7: 191-196.

Bombonatti PE, Barros LE, Scaranelo RM. Adaptação de dentaduras superiores de resina fluida processadas em moldes de gesso forrados com silicona. ***Rev Odont Unesp***. 1980; 8(9): 109-113.

Bombonatti PE. ***Influência dos métodos de isolamento, dos tipos de resinas e das diferentes temperaturas de abertura da mufla após a polimerização, sobre a adaptação de uma base de dentadura*** [tese-livre docência]. Araçatuba: Unesp/FOA; 1978.

Boscato N. ***Movimentação dental linear em prótese total superior em função dos materiais de inclusão e métodos de polimerização*** [dissertação]. Unicamp/Fop, 2002.

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

Carvalho JCM. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. ***Rev Fac Odontol São Paulo***. 1972; 10(1): 127-132.

Consani RLX. ***Movimentação dental linear dos dentes em prótese total superior sob influência dos tipos de prensagem e desinclusão*** [tese]. Unicamp/Fop, 2002.

Costa SC *et al*. Comparação do posicionamento dentário, observado em próteses totais, utilizando-se três técnicas de prensagem. ***Arqui Odontol***. 2001; 34(1): 61-68.

Del Bel Cury AA. Rodrigues Júnior AL, Panzeri H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de agua e químicamente ativada: propriedades físicas. ***Rev Odontol USP***. 1994; 8(4): 243-249.

Del Bel Cury AA. A influência do material de revestimento sobre as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas polimerizadas com energia de microondas [tese- livre docência]. Unicamp/Fop, 1998.

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

Latta GH, Bowles WF, Conkin JE. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. ***J Prosthet Dent***. 1990; 63 (6): 654-661

Mainieri ET, Boone, ME, Potter RH. Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods. ***J Prosthet Dent***. 1980; 44 (4): 368-373.

Marcroft KR, Tencate, RL, Hurst WW. Use of silicone rubber mold technique for processing. ***J Prosthet Dent***. 1961; 11 (4): 657-664.

Mccracken WML. An evaluation of activated methyl metacrylate dentures base materials. ***J Prosthet Dent***. 1952; 2 (1): 68-83.

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

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

Pitta MSS. ***Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses totais polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes do polimento*** [dissertação]. Unicamp/Fop, 1997.

Reisbick MH. Silicone as a denture mold liner. ***J Prosthet Dent***. 1972; 26 (4): 382-386.

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

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

Rizzatti-Barbosa CM, Cunha VPP, Marchini L, Ribeiro MC. **The influence of doublé flask processing in occlusal plane when a couple of dentures are processed in oclusal position**. ***Braz J Oral Sci***. 2003, 2 (6): 264-267.

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

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.

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.

Rodrigues-Garcia RCM, Del Bel Cury AA. Reembasamento de prótese: método convencional e por microondas. ***Rev Odontol Univ São Paulo***. 1996; 10 (4): 295-302.

Sousa RLS. ***Adaptação das bases de prótese total superior sob a influência da interação de gessos de inclusão e tempos pós-prensagem da resina acrílica*** [dissertação]. Unicamp/Fop, 2002.

Souza HR. Mufla HH: instrumento utilizado para minimizar os desajustes oclusais das próteses totais. ***Rev Ass Paul Cirurg Dent***. 1987; 41 (5): 270-274.

Souza HR. Três sugestões para se obter equilíbrio oclusal em prótese total dupla. ***Rev Ass Paul Cirurg Dent***. 2002; 56 (5): 358-363.

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

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

Takamata T. *et al*. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. **J Am Dent Assoc**, 1989; 119 (8): 271-276.

Tucker KM, Freeman BJ. The effect of investing material on processing changes in complete dentures. ***J Prosthet Dent***. 1971; 25 (2): 206-210.

Woelfel JB, Paffenbarger GC. Dimensional changes occurring in artificial dentures. ***Int Dent J.*** 1959; 9 (4): 451-460.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Changes in denture during storage in water and service. ***Dent Clin North Am***. 1977; 21 (2): 329-338.

Zanetti GR. ***Influência da fase de prensagem da resina acrílica e material de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais polimerizadas por energia de microondas*** [dissertação]. Unicamp/Fop, 1999.

APÊNDICE

1. Resultados originais em graus.

Quadro 2. Grupo I superior antes.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	6,1528	8,0200	0,7671820	39,898	6,1362	7,8700	0,7796956	38,767
2	6,1024	7,7167	0,7908043	37,739	5,9391	7,5867	0,7828704	38,479
3	5,9177	7,4867	0,7904283	37,774	6,1718	7,7367	0,7977302	37,086
4	6,2626	8,2867	0,7557411	40,909	6,1498	8,1433	0,7551975	40,957
5	5,9513	7,8433	0,7587750	40,643	5,7364	7,0633	0,8121416	35,694
6	5,7359	7,6100	0,7537319	41,085	6,2660	8,1267	0,7710386	39,552
7	6,4091	8,2676	0,7764163	39,066	6,2907	8,0600	0,7804838	38,695
8	6,0581	8,0280	0,7546213	41,007	6,3513	8,3733	0,7585181	40,666
9	6,0399	7,9200	0,7626136	40,304	5,8117	7,5933	0,7653721	40,059
10	6,5380	8,2967	0,7880241	37,998	6,0803	7,8200	0,7775319	38,964

Quadro 3. Grupo I superior depois.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	6,0389	8,0200	0,7529800	41,150	5,9750	7,8700	0,7592121	40,605
2	5,6599	7,7167	0,7334611	42,822	5,8257	7,5867	0,7678832	39,835
3	5,7869	7,4867	0,7729573	39,379	5,6407	7,7367	0,7290834	43,190
4	6,1548	8,2867	0,7427323	42,035	5,9849	8,1433	0,7349777	42,694
5	5,8369	7,8433	0,7670039	39,914	5,6014	7,0633	0,7930287	37,530
6	5,6894	7,6100	0,7476215	41,615	6,1492	8,1267	0,7566662	40,828
7	6,4771	8,2676	0,7834317	38,424	6,0860	8,0600	0,7550868	40,967
8	5,9086	8,0280	0,7359990	42,608	6,4649	8,3733	0,7720850	39,458
9	6,0541	7,9200	0,7644065	40,145	5,8314	7,5933	0,7679664	38,828
10	6,3729	8,2967	0,7681246	39,814	6,3650	7,8200	0,8139386	35,517

Quadro 4. Grupo I inferior antes.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	8,5181	9,1200	0,8373574	33,137	7,7312	8,4433	0,8157829	35,335
2	7,1407	9,2333	0,7733638	39,343	5,7919	7,8200	0,7406521	42,212
3	7,0440	8,7667	0,8034950	36,534	6,6067	8,5767	0,7703079	39,618
4	6,9941	8,9800	0,7788530	38,844	6,5023	8,4767	0,7670791	39,907
5	7,2326	8,9367	0,8093144	35,971	6,2887	8,1533	0,7713073	39,528
6	6,9607	8,8833	0,7835714	38,411	7,1321	9,0167	0,7909878	37,722
7	7,1126	9,3633	0,7596253	40,568	6,1021	8,2400	0,7405461	42,222
8	6,9000	8,8867	0,7764411	39,064	7,0805	8,7067	0,8132242	35,587
9	6,5875	8,5933	0,7665855	39,971	5,6146	7,5067	0,7479451	41,587
10	6,9399	8,9667	0,7739636	39,288	6,1825	8,3200	0,7430889	42,004

Quadro 5. Grupo I inferior depois.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	7,4552	9,1200	0,8174561	35,169	6,4933	8,4433	0,7690476	39,731
2	7,2223	9,2333	0,7822013	38,537	5,7754	7,8200	0,7385422	42,392
3	7,0128	8,7667	0,7999361	36,875	6,6643	8,5767	0,7770237	39,011
4	7,0426	8,9800	0,7842538	38,342	6,7672	8,4767	0,7983295	37,029
5	7,2590	8,9367	0,8122685	35,681	6,2164	8,1533	0,7624397	40,320
6	6,9471	8,8833	0,7820404	38,552	7,1836	9,0167	0,7966994	37,184
7	7,1948	9,3633	0,7684043	39,789	6,3220	8,2400	0,7672330	39,893
8	6,8465	8,8867	0,7704209	39,608	5,6271	8,7067	0,7322981	42,920
9	6,5654	8,5933	0,7641380	40,180	5,4095	7,5067	0,7206229	43,894
10	6,9194	8,9667	0,7716774	39,495	6,2805	8,3200	0,7548677	40,986

Quadro 6. Grupo II superior antes.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	6,3025	8,0967	0,7784035	38,885	6,4958	8,2033	0,7918520	37,641
2	6,1151	7,9933	0,7650282	40,090	5,7307	7,5733	0,7566978	40,826
3	6,1190	7,9500	0,7396855	39,674	5,5343	7,0567	0,7842617	38,347
4	6,2280	7,8200	0,7964194	37,210	6,7219	8,5733	0,7840504	38,367
5	5,8692	7,6900	0,7632249	40,250	6,1790	7,9967	0,7726937	39,403
6	6,1748	7,8967	0,7819468	38,560	5,5399	7,7100	0,7185343	44,066
7	6,3472	7,9633	0,7970564	37,150	5,9629	8,0367	0,7419587	42,101
8	6,5279	7,8600	0,8305216	33,847	6,6028	8,3200	0,7936057	37,476
9	6,2482	7,7733	0,8038027	36,505	6,1699	8,0100	0,7702746	39,621
10	6,0420	7,8667	0,7680475	39,821	7,0078	8,7567	0,8002786	36,843

Quadro 7. Grupo II superior depois.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	6,0787	8,0967	0,7507626	41,343	6,2854	8,2033	0,7662038	39,985
2	5,8978	7,9933	0,7378429	42,452	5,7871	7,5733	0,7054599	45,133
3	6,1785	7,9500	0,7771698	38,997	5,4888	7,0567	0,7778139	38,939
4	6,1671	7,8200	0,7886317	37,942	6,6895	8,5733	0,7802713	38,714
5	5,7064	7,6900	0,7420541	42,093	6,1288	7,9967	0,7664161	39,966
6	6,0140	7,8967	0,7615839	40,395	5,5154	7,7100	0,7153566	44,327
7	6,2947	7,9633	0,7904637	37,771	5,9690	8,0367	0,7427177	42,036
8	6,1973	7,8600	0,7884605	37,958	6,5877	8,3200	0,7917908	37,646
9	6,1987	7,7733	0,7974348	37,114	6,2556	8,0100	0,7809737	38,650
10	5,9811	7,8667	0,7603061	40,508	6,9791	8,7567	0,7970011	37,155

Quadro 8. Grupo II inferior antes.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	7,2039	8,9767	0,8025109	36,629	6,5842	8,5233	0,7724942	39,421
2	6,2461	8,4733	0,7371508	42,510	6,6519	8,2533	0,8059685	36,296
3	7,0007	8,5800	0,8159324	35,320	6,4547	8,4700	0,7620661	40,353
4	6,7773	8,8400	0,7666628	39,944	6,7211	8,5067	0,7900948	37,805
5	7,4069	9,2833	0,7978736	37,072	6,8045	8,8867	0,7656948	40,031
6	6,7573	9,0000	0,7508111	41,339	5,7336	7,4833	0,7671860	39,987
7	7,4467	9,2233	0,8073791	36,159	6,3027	8,3933	0,7509203	41,329
8	7,2696	8,8800	0,8186486	35,050	6,5757	8,1533	0,8065167	36,243
9	6,9417	8,5067	0,8160273	35,310	6,0159	8,0500	0,7473167	41,641
10	6,8479	8,9267	0,7671255	39,903	7,0426	8,6300	0,8160603	35,307

Quadro 9. Grupo II inferior depois.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	7,2596	8,9767	0,8087158	36,029	6,6916	8,5233	0,7850949	38,270
2	6,1392	8,4733	0,7245347	43,569	6,4419	8,2533	0,7805241	38,691
3	6,9342	8,5800	0,8081818	36,081	6,3169	8,4700	0,7457969	41,772
4	6,7043	8,8400	0,7584049	40,676	6,7070	8,5067	0,7884373	37,960
5	7,3073	9,2833	0,7871446	38,080	6,8964	8,8867	0,7760360	39,100
6	6,6776	9,0000	0,7419555	42,101	5,5318	7,4833	0,7392193	42,335
7	7,4325	9,2233	0,8058395	36,308	6,3558	8,3933	0,7572468	40,777
8	7,2232	8,8800	0,8134234	35,568	6,4345	8,1533	0,7891896	37,890
9	6,8963	8,5067	0,8106903	35,836	5,9599	8,0500	0,7403602	42,237
10	6,7885	8,9267	0,7604713	40,494	6,8119	8,6300	0,7893279	37,877

Quadro 10. Grupo III superior antes.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	6,3080	8,1167	0,7771631	38,998	6,1057	7,8333	0,7794543	38,789
2	5,8735	7,8200	0,7510869	41,315	6,0932	7,8467	0,7765302	39,056
3	5,9687	7,9840	0,7475826	41,618	6,0076	7,3333	0,8192219	34,993
4	6,4058	7,8367	0,8174103	35,173	5,7223	7,2167	0,7929247	37,540
5	6,6578	8,2567	0,8635120	36,259	6,2432	8,2067	0,7607442	40,470
6	6,1080	7,6500	0,7984313	37,019	6,5764	8,2800	0,7942512	37,415
7	5,7305	7,4533	0,7688540	39,748	5,8534	7,4067	0,7902844	37,787
8	6,3899	8,5900	0,7438766	41,937	6,7180	8,3767	0,8019864	36,679
9	6,0874	8,0233	0,7587152	40,648	5,9099	7,7867	0,7589736	40,626
10	6,4627	8,2800	0,7805193	38,691	6,1669	8,1833	0,7535957	41,097

Quadro 11. Grupo III superior depois.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	6,1780	8,1167	0,7611467	40,434	5,8019	7,8333	0,7406712	42,211
2	5,7223	7,8200	0,7317519	42,966	5,9594	7,8467	0,7594785	40,581
3	5,9331	7,9840	0,7431237	42,001	5,8278	7,3333	0,7947036	37,372
4	6,0997	7,8367	0,7783505	38,890	5,4547	7,2167	0,7558440	40,900
5	6,6633	8,2567	0,8070173	36,194	6,1328	8,2067	0,7472918	41,693
6	5,9674	7,6500	0,7800522	38,734	6,3603	8,2800	0,7681521	39,811
7	5,7737	7,4533	0,7746501	39,226	5,6003	7,4067	0,7561127	40,877
8	6,4777	8,5900	0,7540977	41,053	6,6944	8,3767	0,7991691	36,949
9	6,0229	8,0233	0,7506761	41,351	5,8472	7,7867	0,7509214	41,364
10	6,3136	8,2800	0,7625120	40,313	6,3289	8,1833	0,7733921	39,340

Quadro 12. Grupo III inferior antes.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	7,0219	9,4533	0,7427988	42,029	6,2171	8,1633	0,7615915	40,395
2	7,2312	9,2267	0,7837254	38,397	6,0813	8,1433	0,7467857	41,687
3	6,9538	9,1533	0,7597041	40,561	5,7173	7,9767	0,7167500	44,217
4	6,8511	8,7700	0,7811972	38,629	6,4551	8,3967	0,7687663	39,756
5	6,8901	8,9600	0,7689843	39,737	5,9852	7,9600	0,7519095	41,243
6	7,0690	8,7333	0,8094305	35,959	6,8361	8,6100	0,7939721	37,441
7	6,3324	8,5200	0,7432394	41,991	5,9310	7,9700	0,7441656	41,912
8	7,0967	9,2133	0,7702668	39,622	6,8518	8,6567	0,7950253	37,674
9	6,6309	8,7000	0,7875178	38,045	6,4490	8,4167	0,7662147	39,884
10	6,4812	8,4200	0,7687387	39,669	6,7810	8,7600	0,7704867	39,277

Quadro 13. Grupo III inferior depois.

AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
7,1168	9,4533	0,7528376	41,163	6,2774	8,1633	0,7689782	39,737
7,0529	9,2267	0,7644011	40,146	6,2238	8,1433	0,7642847	40,156
6,9442	9,1533	0,7586553	40,654	5,7149	7,9767	0,7164491	44,237
6,7415	8,7700	0,7687001	39,762	6,4832	8,3967	0,7721128	39,456
6,9940	8,9600	0,7805803	38,686	6,1178	7,9600	0,7685678	39,774
7,0097	8,7333	0,8026404	36,617	6,8017	8,6100	0,7899767	37,816
6,4266	8,5200	0,7542957	41,036	6,0062	7,9700	0,7536010	41,096
7,1377	9,2133	0,7747169	39,220	6,7760	8,6567	0,7827463	38,487
6,7483	8,7000	0,7756666	39,134	6,5520	8,4167	0,7784523	38,880
6,4859	8,4200	0,7702969	39,619	6,8614	8,7600	0,7832648	38,439

Quadro 14. Grupo IV superior antes.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	5,9274	7,3833	0,8028117	36,600	6,0133	8,2800	0,7262439	43,427
2	6,2259	7,3967	0,8417131	32,678	5,8160	7,6900	0,7563068	40,860
3	6,4309	7,5467	0,8521472	31,544	5,9910	7,7100	0,7770428	39,009
4	6,1613	7,8067	0,7892323	37,886	6,2566	8,0933	0,7730591	39,370
5	5,7863	7,8067	0,7411966	42,166	6,2239	8,0433	0,7737993	39,303
6	5,9753	8,0333	0,7438163	41,942	6,1940	8,0100	0,7732833	39,350
7	5,7485	7,7867	0,7382459	42,417	6,4796	7,6733	0,8444345	32,388
8	6,2935	8,3200	0,7564302	40,849	5,8034	8,7767	0,6612280	48,606
9	5,1024	7,4133	0,6882764	46,506	5,0329	7,2633	0,6929219	46,138
10	5,8035	7,8467	0,7396102	42,301	5,4545	8,7400	0,6240846	51,384

Quadro 15. Grupo IV superior depois.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	5,9537	7,3833	0,8063738	36,257	5,7894	8,2800	0,6992028	45,636
2	5,7875	7,3967	0,7824435	38,515	5,8252	7,6900	0,7575032	40,755
3	5,9934	7,5467	0,7941749	37,422	5,9192	7,7100	0,7677302	39,849
4	6,0098	7,8067	0,7698259	39,661	6,3061	8,0933	0,7791753	38,814
5	5,8649	7,8067	0,7512649	41,299	6,1260	8,0433	0,7616276	40,392
6	6,0042	8,0333	0,7474138	41,633	6,1436	8,0100	0,7669912	39,915
7	5,7068	7,7867	0,7328906	42,870	5,6542	7,6733	0,7368667	42,532
8	6,1409	8,3200	0,7380889	42,431	6,4560	8,7767	0,7355839	42,643
9	5,2072	7,4133	0,7024132	45,379	4,8975	7,2633	0,6742802	47,601
10	5,8423	7,8467	0,7445550	41,879	5,3486	8,7400	0,6119679	52,268

Quadro 16. Grupo IV inferior antes.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	5,7830	7,9633	0,7262064	43,430	6,2964	7,9330	0,7936972	37,467
2	7,0985	9,0300	0,7861018	38,177	6,5285	8,4867	0,7692624	39,712
3	7,0302	9,0200	0,7794013	38,794	6,0615	8,0800	0,7501856	41,393
4	6,8849	8,5730	0,8030910	36,573	6,9245	8,8900	0,7789088	38,839
5	6,7897	8,7433	0,7765560	39,052	6,2762	8,3367	0,7528398	41,163
6	6,6106	9,0733	0,7285772	43,232	6,5641	8,4400	0,7777369	38,946
7	6,7174	8,5200	0,7884272	37,961	6,0705	7,8000	0,7782692	38,897
8	7,2715	9,1767	0,7923872	37,590	6,2255	8,3067	0,7494552	41,456
9	6,3708	8,8567	0,7193198	44,001	7,0117	8,7633	0,8001209	36,858
10	6,6707	8,3100	0,8027316	36,608	6,1161	8,4267	0,7258001	43,464

Quadro 17. Grupo IV inferior depois.

	AB	AB hip	Cosseno	Ângulo	CD	CD hip	Cosseno	Ângulo
1	5,7995	7,9633	0,7282784	43,257	6,2717	7,9330	0,7905836	37,759
2	7,0329	9,0300	0,7788372	38,840	6,4791	8,4867	0,7634416	40,231
3	6,8863	9,0200	0,7634478	40,230	5,9544	8,0800	0,7369306	42,529
4	6,9092	8,5730	0,8059255	36,300	6,8926	8,8900	0,7753205	39,165
5	6,6900	8,7433	0,7651573	40,079	6,3078	8,3367	0,7566303	40,831
6	6,5235	9,0733	0,7189776	44,029	6,5443	8,4400	0,7753909	39,159
7	6,5994	8,5200	0,7745774	39,233	5,9957	7,8000	0,7686794	39,764
8	7,1955	9,1767	0,7841053	38,361	6,1749	8,3067	0,7433637	41,981
9	6,3575	8,8567	0,7178181	44,125	7,0020	8,7633	0,7990140	36,963
10	6,5738	8,3100	0,7910709	37,714	6,0506	8,4267	0,7180272	44,108

2. Relatório estatístico.

Inicialmente foi feita uma análise das correlações existentes antes e depois de aplicados os tratamentos e nas próteses superiores e inferiores. Nota-se estruturas de correlações diferentes para os diversos grupos. Para testar se o coeficiente de correlação encontrado é significativo, ao nível de significância de 5%, verificamos se o valor absoluto do coeficiente é maior do que 0,6319. Ao nível de 1% este valor é de 0,7646.

A Tabela 8 mostra os coeficientes de correlação e a sua significância, antes e após a aplicação dos tratamentos, para as próteses superiores e inferiores, separados por grupos (tratamentos), considerando a medida AB. A Tabela 9 é referente à medida CD. Indica-se a significância a 5% por um asterisco (*), a significância a 1% por dois asteriscos (**) e a não significância simplesmente por "ns".

Tabela 8. Coeficientes de correlação para a medida AB, antes e depois da aplicação dos tratamentos e entre as próteses inferiores e superiores, para cada grupo.

Grupos (Tratamentos)		A	B	C	D
AB_antes vs AB_depois	Superior	$0,315^{ns}$	0,773**	0,821**	0,887**
	Inferior	0,946**	0,989**	0,855**	0,979**
AB_sup vs AB_inf	Antes	$-0,081^{ns}$	$0,466^{ns}$	$0,249^{ns}$	$0,263^{ns}$
	Depois	$0,017^{ns}$	$0,518^{ns}$	$0,401^{ns}$	$0,103^{ns}$

Tabela 9. Coeficientes de correlação para a medida CD, antes e depois da aplicação dos tratamentos e entre as próteses inferiores e superiores, para cada grupo.

Grupos (Tratamentos)		A	B	C	D
CD_antes vs CD_depois	Superior	0,164^{ns}	0,839**	0,618*	0,709**
	Inferior	0,185^{ns}	0,780**	0,927**	0,984**
CD_sup vs CD_inf	Antes	-0,163^{ns}	0,465^{ns}	-0,207^{ns}	0,346^{ns}
	Depois	-0,536^{ns}	0,315^{ns}	-0,234^{ns}	0,154^{ns}

As médias, por grupos, antes e depois, próteses superiores e inferiores, para a medida AB estão na Tabela 10, bem como os respectivos desvios padrões. A Tabela 11 apresenta estes valores para a medida CD.

Tabela 10. Medidas de Posição e de dispersão, por grupos, para a medida AB.

			Média	Desvio Padrão
Grupo A	Antes	Superior	39.64	1,3825
		Inferior	38.11	2,2544
	Depois	Superior	40.79	1,4727
		Inferior	38.22	1,7530
Grupo B	Antes	Superior	38.20	2,0297
		Inferior	37.92	2,7504
	Depois	Superior	39.66	1,9478
		Inferior	38.47	2,9810
Grupo C	Antes	Superior	39.14	2,3593
		Inferior	39.46	1,8392
	Depois	Superior	40.12	1,9381
		Inferior	39.60	1,3350
Grupo D	Antes	Superior	39.49	4,7279
		Inferior	39.54	2,8870
	Depois	Superior	40.73	2,7597
		Inferior	40.22	2,7280

Tabela 11. Medidas de Posição e de dispersão, por grupos para a medida angular CD.

			Média	Desvio Padrão
Grupo A	Antes	Superior	38,89	1,5961
		Inferior	39,57	2,6106
	Depois	Superior	39,95	2,2921
		Inferior	40,34	2,2895
Grupo B	Antes	Superior	39,47	2,2758
		Inferior	38,84	2,2650
	Depois	Superior	40,26	2,7245
		Inferior	39,69	1,8821
Grupo C	Antes	Superior	38,45	1,9359
		Inferior	40,35	2,0365
	Depois	Superior	40,11	1,7669
		Inferior	39,81	1,8250
Grupo D	Antes	Superior	41,98	5,5247
		Inferior	39,82	2,0312
	Depois	Superior	43,04	4,2577
		Inferior	40,25	2,1865

A indicação do comportamento da variabilidade da medida AB por grupo, antes e depois da aplicação dos tratamentos, nas próteses inferiores e superiores são dadas através dos testes de homogeneidade de variâncias de Bartlett e de Levene (Tabela 12), aplicados aos tratamentos (grupos). Estes testes servem também de indicação se é possível ou não a realização de testes paramétricos. Os mesmos testes foram aplicados para os dados referentes à medida CD e os resultados são apresentados na Tabela 13.

Tabela 12. Teste de Homogeneidade de variâncias entre os grupos - Medida AB.

		Teste de Bartlett	p-valor	Teste de Levene	p-valor
Superior	Antes	14.341	0.002	2.819	0.053
	Depois	3.479	0.323	0.925	0.439
Inferior	Antes	2.055	0.561	0.647	0.590
	Depois	6.676	0.083	2.427	0.081

Tabela 13. Teste de Homogeneidade de variâncias entre os grupos - Medida CD.

		Teste de Bartlett	p-valor	Teste de Levene	p-valor
Superior	Antes	17,492	< 0,001	3,532	0,024
	Depois	7,331	0,062	1,393	0,261
Inferior	Antes	0,750	0,861	0,238	0,869
	Depois	0,635	0,888	0,375	0,772

Figura 18. Homogeneidade de Variâncias - AB Superiores

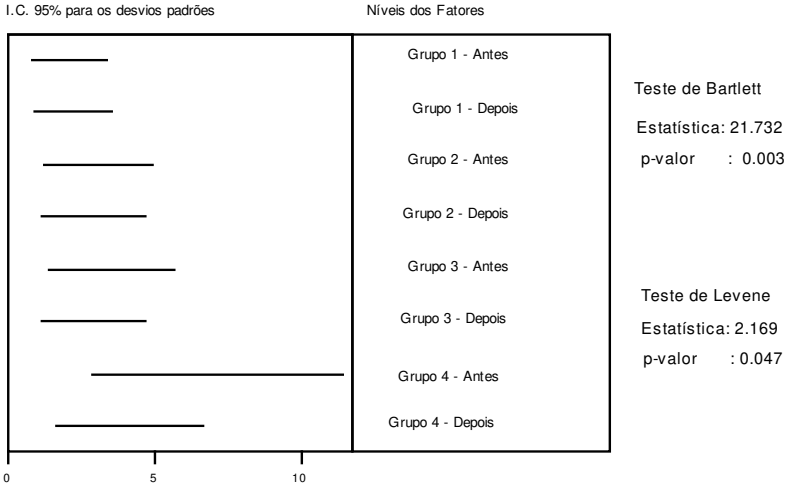


Figura 19. Homogeneidade de Variâncias - AB Inferiores

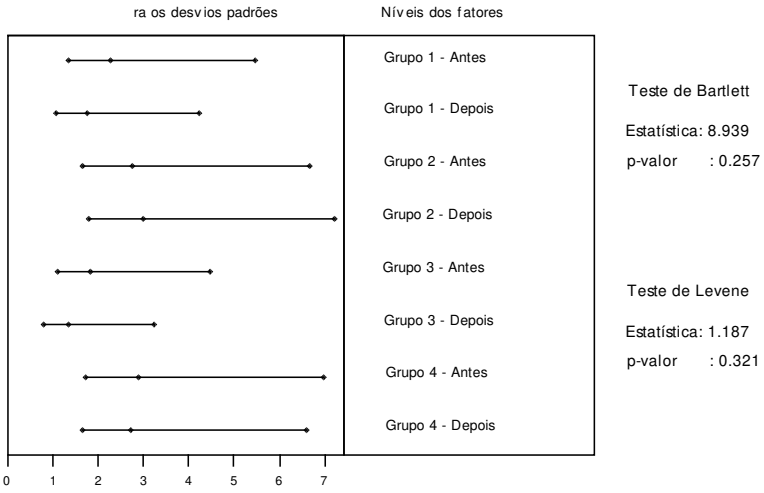


Figura 20. omogeneidade de Variâncias - CD Superior

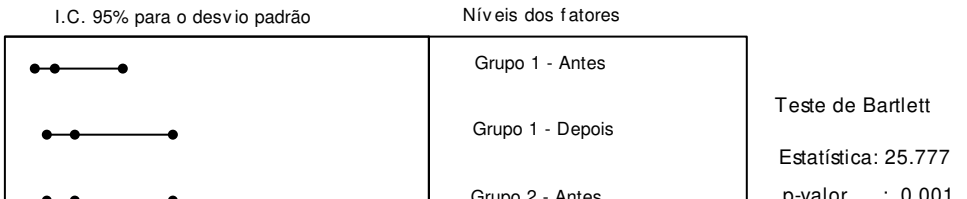
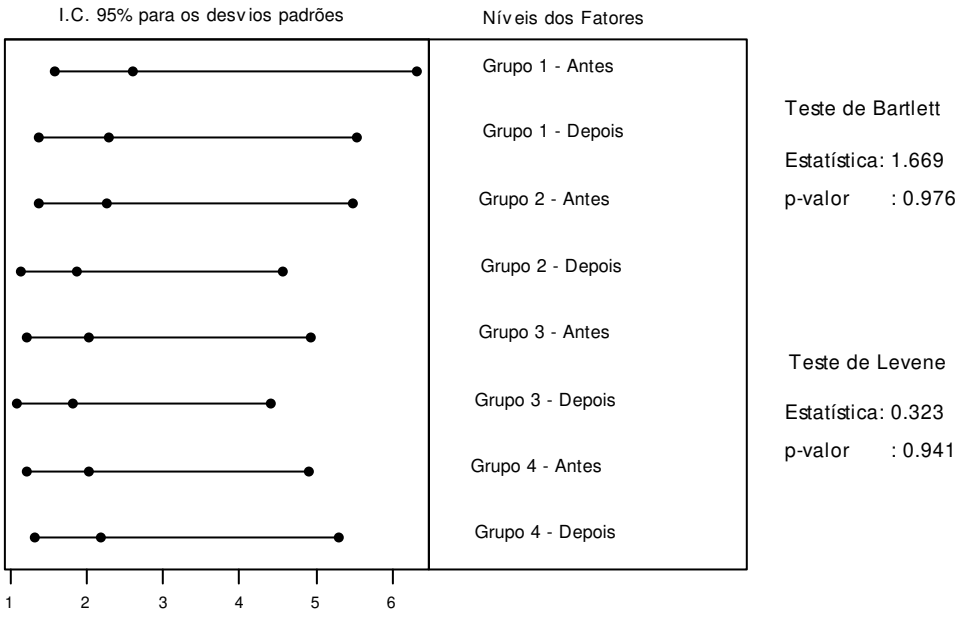


Figura 21. Homogeneidade de Variâncias - CD Inferior



As Figuras 18 e 19, referentes aos testes de homogeneidade de variâncias entre os grupos para a medida AB, mostram uma diminuição sistemática das variâncias para as próteses superiores no período após a aplicação dos

tratamentos. Entretanto, para as próteses inferiores, esta diminuição nem sempre ocorre. Percebe-se ainda que, para as próteses superiores, ocorre uma diminuição bastantes significativa na variação referente ao grupo 4. Este grupo, aliás, é o principal responsável por haver heterogeneidade de variâncias entre grupos. Para as próteses inferiores não se constata heterogeneidade de variâncias.

Para a medida CD, o mesmo cenário é apresentado, ou seja, heterogeneidade de variâncias nas próteses superiores e homogeneidade nas próteses inferiores (Figuras 5 e 6). Há uma diminuição da variabilidade para as próteses superiores dos grupos 3 e 4 superiores e grupos 1, 2 e 3 inferiores.

A inspeção dos dados mostra a impossibilidade de realização da análise paramétrica devido à heterogeneidade de variâncias. Este motivo seria suficiente para inviabilizar a análise paramétrica, mas ainda ocorre problemas com dados discrepantes (*outliers)* e os dados não se distribuem normalmente. Para realizar a análise de variância considerando parcelas subdivididas através de testes não-paramétricos são necessárias transformações nos dados com a finalidade de retirar os efeitos que não estão sendo testados. Para cada um dos testes, tem-se novos dados para a realização do teste, que aparecem como se fossem inteiramente casualizados. Assim, para testar se há diferença entre os grupos, são retirados os efeitos de épocas (antes e depois) e da interação Grupos x Épocas. Para testar o efeito de épocas, retiram-se os efeitos de grupos e da interação. Os resultados, em cada uma das situações, são apresentados nas Tabelas 14 e 15, para a medida AB e Tabelas 16 e 17 para a medida CD.

Tabela 14. Testes para a medida AB, próteses superiores

Efeitos que estão sendo testados	Estatística de Kruskal-Wallis	G.L.	p-valor

Tratamentos (Grupos)	2,98	3	0,395
Épocas (Antes e Depois)	29,56	1	< 0,001
Interação Tratamentos x Épocas	4,09	3	0,252

Tabela 15. Testes para a medida AB, próteses inferiores

Efeitos que estão sendo testados	Estatística de Kruskal-Wallis	G.L.	p-valor
Tratamentos (Grupos)	0,20	3	0,977
Épocas (Antes e Depois)	15,34	1	< 0,001
Interação Tratamentos x Épocas	10,59	3	0,014

Tabela 16. Testes para a medida CD, próteses superiores

Efeitos que estão sendo testados	Estatística de Kruskal-Wallis	G.L.	p-valor
Tratamentos (Grupos)	3,26	3	0,353
Épocas (Antes e Depois)	22,69	1	< 0,001
Interação Tratamentos x Épocas	6,53	3	0,088

Tabela 17. Testes para a medida CD, próteses inferiores

Efeitos que estão sendo testados	Estatística de Kruskal-Wallis	G.L.	p-valor
Tratamentos (Grupos)	0,96	3	0,812
Épocas (Antes e Depois)	4,08	1	0,043
Interação Tratamentos x Épocas	13,46	3	0,004

Havendo interação entre épocas e tratamentos, é necessário desdobrar os graus de liberdade, com o intuito de saber o que causa esta interação. Este fato ocorre apenas nas próteses inferiores para a medida AB e em ambas, superiores e inferiores, na medida CD. As Tabelas 18 e 19 mostram os resultados dos testes das desdobrações das interações e seus respectivos p-valores, para a medida AB e CD, respectivamente.

Tabela 18. Desdobramento dos graus de liberdade da interação para a medida AB.

Efeitos	Próteses	Estatística de Kruskal-Wallis	p-valor
Épocas d. Grupo 1	Superiores	8,69	0,003
	Inferiores	2,77	0,096
Épocas d. Grupo 2	Superiores	9,61	0,002
	Inferiores	6,61	0,010
Épocas d. Grupo 3	Superiores	9,14	0,002
	Inferiores	2,77	0,096
Épocas d. Grupo 4	Superiores	2,06	0,151
	Inferiores	5,49	0,019

Tabela 19. Desdobramento dos graus de liberdade da interação para a medida CD.

Efeitos	Próteses	Estatística de Kruskal-Wallis	p-valor
Épocas d. Grupo 1	Superiores	4,81	0,028
	Inferiores	0,00	1,000
Épocas d. Grupo 2	Superiores	10,57	0,001
	Inferiores	1,46	0,226
Épocas d. Grupo 3	Superiores	6,61	0,010
	Inferiores	4,17	0,041
Épocas d. Grupo 4	Superiores	4,81	0,028
	Inferiores	9,61	0,002

Por outro lado, devido à forma de condução do experimento e ainda à estrutura de correlação existentes, pode-se considerar as quatro situações separadamente (superior antes, superior depois, inferior antes e inferior depois), através do teste de Kruskal-Wallis. Esta proposição de análise se deve ao fato de:

- poucas correlações significativas, com baixos valores de correlação, entre as respectivas medidas superior e inferior;

- correlações significativas entre as medidas antes e depois, para os grupos 2, 3 e 4 e não significativas para o grupo 1, superior para a medida AB;
- heterogeneidade das variâncias, não normalidade dos dados e presença de dados discrepantes, o que faz com que a utilização da análise de variância paramétrica usual não seja correta; ao mesmo tempo, a heterogeneidade não é sistemática, e assim, as transformações usuais não surtem efeito.

As Tabelas 20 e 21 apresentam os resultados para o teste de Kruskal-Wallis para cada situação, para a medida AB. Assim, foram realizados os seis testes separadamente, desconsiderando assim a estrutura de correlação existente entre antes e depois, superior e inferior. Há uma perda de informações ao realizar este teste. A vantagem de se realizar este tipo de teste é que encontra-se na literatura e nos programas estatísticos mais utilizados, o que não ocorre com o teste não-paramétrico para parcelas subdividas.

Tabela 20. Teste de Kruskal-Wallis para a diferença entre grupos - Medida AB

		Teste de Kruskal-Wallis	p-valor
Superior	Antes	3,43	0,329
	Depois	1,80	0,615
Inferior	Antes	2,20	0,533
	Depois	4,44	0,217

Tabela 21. Teste de Kruskal-Wallis para a diferença entre épocas - Medida AB

	Teste de Kruskal-Wallis	p-valor
Superior	4,20	0,040
Inferior	0,53	0,465

Para a medida CD, os resultados estão apresentados nas Tabela 22 e 23, para a diferença entre grupos e a diferença entre épocas, respectivamente.

Tabela 22. Teste de Kruskal-Wallis para a diferença entre grupos - Medida CD

		Teste de Kruskal-Wallis	p-valor
Superior	Antes	4,85	0,183
	Depois	3,86	0,277
Inferior	Antes	1,60	0,659
	Depois	0,96	0,811

Tabela 23. Teste de Kruskal-Wallis para a diferença entre épocas - Medida CD

	Teste de Kruskal-Wallis	p-valor
Superior	4,69	0,030
Inferior	0,25	0,617

Os resultados para as medidas AB e CD coincidem, ou seja, os grupos não diferem significativamente entre si e entre épocas ocorrem diferenças significativas, ao nível de 5%, apenas para as próteses superiores.