ELISEU ANTONIO BUENO JUNIOR

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA PRECISÃO DE TRÊS TÉCNICAS PARA
MOLDAGEM DO ARCO SUPERIOR PARCIALMENTE EDENTADO**

São Paulo

2005

Eliseu Antonio Bueno Junior

**Avaliação *in vitro* da precisão de três técnicas para moldagem do
arco superior parcialmente edentado**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Bruno Costa

São Paulo

2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Bueno Jr EA. Avaliação *in vitro* da precisão de três técnicas para moldagem do arco superior parcialmente edentado [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.

São Paulo, / /2005

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico este trabalho...

À **Jael**, minha esposa eterna,
com amor e gratidão por seu carinho, apoio,
presença e compreensão ao longo do período de
elaboração deste trabalho, um sonho compartilhado.

Aos meus filhos, **Lucas e Laís**,
cujas vidas enchem minha existência de significado.

Aos meus saudosos pais, **Eliseu e**
Elvira,
com respeito e gratidão pelo empenho na formação do meu caráter.

Aos meus irmãos **Edna, Ruth, Suely, Bebeto e Raquel**
(ufa!),
verdadeiros amigos, sempre presentes em todos os
momentos da minha vida.

Aos meus sogros, **José e Laís**,
que, com amor de pais, tanto têm contribuído
para meu crescimento pessoal e profissional.

A **Deus**,
pelo presente da vida e a quem seja toda honra e toda glória.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. **Bruno Costa**, pela amizade, confiança, incentivo e dedicação na orientação e execução deste trabalho. A ele, que em suas atitudes ensina muito mais do que o ofício de Cirurgião-Dentista, minha profunda admiração e respeito.

Ao Prof. Dr. **Ney Soares de Araújo**, diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela oportunidade e atuante administração.

Aos membros da Comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, presidida pelo Prof. Dr. **João Humberto Antoniazzi**.

Ao Prof. Dr. **Carlos Gil**, Chefe do Departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela oportunidade e confiança.

Aos professores da Disciplina de Prótese Parcial Removível, **Dalva Cruz Laganá, Hamilton Navarro e Roberto Chaib Stegun** pelo apoio e ensino consistente.

A **Marcelo Calamita** pelo incentivo, auxílio e desprendimento, fundamentais para a realização deste trabalho e por ter me aberto as portas para a carreira do ensino.

A **Maurício Arrais** pela amizade compartilhada em alegres momentos, pela confiança e por ter também me aberto as portas para o ensino.

A **Cácio Bighetti** pela amizade duradoura e por sua influência profissional.

A **Renato Zanutto** pelo companheirismo desfrutado entre nossos sanduíches de quinta à tarde.

A **Erico Moreira** por participar dessa luta conjunta.

A **José e Laís de Alvarenga** pela revisão e correção ortográfica.

A **Jimmy Adans** pela ajuda no trabalho de análise e interpretação estatística.

A **Haine Beck** pelo suporte na parte matemática.

À **Michelly**, pelo auxílio e incentivo durante a etapa laboratorial deste trabalho.

Ao **Laboratório Mário Galeno** pela fundição do modelo padrão utilizado neste trabalho.

A **Murilo Franchini Gomes**, do Laboratório Murilo, pelo empréstimo do espatulador a vácuo e pela amizade de tantos anos.

Ao **Laboratório Aliança** pela colaboração na confecção dos moldes de silicone.

À **Labordental Ltda.**, pelos materiais gentilmente cedidos.

Aos funcionários da Mitutoyo Sul Americana Ltda., na pessoa do Sr. **Wendell Romera**.

Às secretárias do Departamento de Prótese Dentária, **Cora, Regina, Sandra e Val** e aos técnicos **Marco e Zeza**.

Aos funcionários da biblioteca da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pela atenção e presteza durante as várias etapas da realização deste trabalho.

Aos colegas de pós-graduação pelo estímulo e companheirismo.

A todos, muito obrigado.

"Ensinamos o que
sabemos,
reproduzimos o que
somos".

John

Maxwell

Bueno Jr EA. Avaliação *in vitro* da precisão de três técnicas para moldagem do arco superior parcialmente edentado [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.

RESUMO

Este estudo serviu ao objetivo de avaliar a capacidade de reprodução da região do palato e o posicionamento de pilares em modelos de gesso de um arco superior parcialmente edentado, obtidos a partir de três técnicas de moldagem: 1) alginato em moldeira de estoque - **AL**; 2) pasta zincoeugenólica em moldeira individual, seguida de sobremoldagem com alginato em moldeira de estoque - **MS** e 3) silicone de condensação em moldeira de estoque pela técnica da dupla moldagem ou do reembasamento - **SC**. Os modelos de gesso testados foram obtidos a partir de moldagens executadas sobre modelo padrão metálico. Pontos representativos do perfil palatino, a distância relativa entre os pilares, bem como suas inclinações, foram mensurados com um aparelho de medição tridimensional de coordenadas e analisados quanto à sua fidedignidade em relação à morfologia do modelo padrão. Os resultados demonstraram que: 1) ocorreram distorções verticais positivas e negativas nos modelos produzidos pelas três técnicas, sendo que a técnica **SC** apresentou as maiores variações, predominantemente negativas, produzindo modelos com palato mais profundo quando comparados àqueles obtidos pelas técnicas **M** e **A**; 2) foram observadas distorções horizontais positivas e negativas nos modelos produzidos pelas três técnicas, com tendência de aumento das distâncias inter-pilares para as técnicas **AL** e **SC** e de encurtamento para a técnica **MS**; 3) os desvios angulares foram inexpressivos no comprometimento da inclinação axial dos

pilares quando considerada a estabilização da estrutura metálica de uma prótese removível; 4) as distorções verificadas com as três técnicas estudadas estão dentro dos parâmetros de aceitabilidade clínica estabelecidos neste trabalho.

Palavras-Chave: Prótese parcial removível – moldagem - distorção, Técnica de moldagem odontológica – arco superior - distorção

Bueno Jr EA. Evaluation *in vitro* of the accuracy of three impression techniques for the partially edentulous upper arch [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the reproduction potential of the palate area and the position of abutments in partially edentulous, upper stone casts produced with three impressions techniques: 1) irreversible hydrocolloid in stock tray - **AL**; 2) zinc oxide-eugenol paste in a custom tray with a pick-up impression of irreversible hydrocolloid - **MS** and 3) putty-wash condensation silicone in stock tray - **SC**. Representative points on the palatal surface and the relative distance between the abutments as well their inclination were measured with a three-dimensional coordinate measurement equipment and the data used to analyze the fidelity of the casts in relation to the original metal model. The results showed: 1) positive and negative vertical discrepancies on casts made from all impression techniques, with **SC** responsible for the highest variations (predominantly negatives) that rendered casts with a deeper palatal vault when compared to those obtained with **AL** and **MS**; 2) positive and negative horizontal discrepancies on casts produced from all impression techniques, with **AL** and **SC** tending to increase the distances between supports while **MS** seemed to decrease these distances; 3) the angular deviations observed represented no substantial compromise to the axial inclination of the abutment when considering the stability of the removable prosthesis framework; 4) the discrepancies evidenced with the

three techniques were within the benchmark values for clinical acceptability initially established.

Keywords: Denture, partial, removable; Dental impression technique

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	22
3 PROPOSIÇÃO	57
4 MATERIAL E MÉTODOS	58
5 RESULTADOS	72
6 DISCUSSÃO	91
7 CONCLUSÕES	97
REFERÊNCIAS	98
APÊNDICES	106

1 INTRODUÇÃO

A classe odontológica começa a relacionar-se com um novo tipo de paciente que requer tratamento reabilitador por meio de próteses parciais removíveis. Esses pacientes são o resultado tanto do aumento da longevidade quanto de tratamentos dentários que têm conseguido preservar dentes apesar da incidência de cáries e doenças periodontais. Dessa forma, os pacientes têm perdido dentes em estágios muito mais avançados de suas vidas, período em que o processo de adaptação a próteses pode não ser tão tranquilo como teria um dia sido (RICH; KURTZ, 1998).

Assim, também por esse motivo, a perfeita adaptação dos diversos elementos constituintes de uma prótese parcial removível (PPR) sobre os respectivos sítios de assentamento deve ser um objetivo constantemente perseguido já que se constitui em fator fundamental para o correto comportamento biomecânico do aparelho.

Não raramente, entretanto, observam-se problemas de ordem funcional e de conforto, decorrentes da má adaptação dos componentes da prótese às estruturas orais de suporte, levando o paciente a, muitas vezes, deixar de usar sua PPR. Em geral, tais situações decorrem do efeito cumulativo de fatores envolvidos tanto em procedimentos clínicos (moldagem, armazenamento do molde, obtenção do modelo) quanto laboratoriais (duplicação do modelo de trabalho em revestimento, ceroplastia, técnica de fundição, acabamento e polimento) durante a execução da prótese.

Eerikäinen e Rantanen (1986) lembram que a estrutura metálica, mais especificamente seu desenho, adaptação e rigidez, é essencial para o sucesso do tratamento com prótese parcial removível e que dois profissionais - um dentista e um

protético - são responsáveis por esse sucesso. Seus conhecimentos, habilidades, experiências irão determinar se as expectativas depositadas na prótese serão alcançadas.

Muitos dos problemas estão diretamente relacionados à maneira como os suportes são, ou deixam de ser, utilizados. Nesse sentido, torna-se de importância fundamental a precisão da técnica de moldagem e a conseqüente cobertura do rebordo residual; quanto maior a área coberta pela prótese menor será a força por unidade de área (HOLMES, 1970).

Os procedimentos de moldagem assumem, assim, capital importância para o sucesso do tratamento reabilitador por meio de PPRs. Dessa forma, fatores como a escolha inadequada da técnica e do material de moldagem, bem como sua manipulação em desacordo com as instruções do fabricante e a própria inabilidade do operador em executar o procedimento podem contribuir decisivamente para a falta de adaptação da prótese, em especial quando há o envolvimento de extremidades livres graças a seu duplo sistema de suporte com os dentes pilares, rígidos, e a fibromucosa, resiliente, aspecto que tem desafiado, desde há muito, clínicos e pesquisadores.

As PPRs mandibulares de extremidade livre são as que mais têm sido objeto de estudos e pesquisas, não apenas por constituírem-se na maioria das próteses parciais removíveis realizadas, mas principalmente por apresentarem características como suporte alveolar estruturalmente pobre e em pequena quantidade, fibromucosa relativamente fina e menor velocidade de reparo tecidual (STEFFEL, 1954).

Entretanto, o arco superior, por suas particularidades, não pode, de maneira alguma ser negligenciado.

A desadaptação entre a barra palatina e o palato pode causar desconforto e insatisfação, além de colocar em risco pelo menos parte da função da prótese, naqueles casos em que a distribuição de forças oclusais para o palato é esperada (RANTANEN; EERIKÄINEN, 1986).

O palato, constituído basicamente por osso basal, é capaz de absorver e dissipar parte considerável das cargas mastigatórias, por meio do seu íntimo contato com o conector maior da prótese parcial removível (ZANETTI; LAGANÁ, 1988).

Diferentemente dos casos de extremidade livre do arco inferior, nos quais preconiza-se a obtenção inicial de uma moldagem para a confecção da estrutura para, num segundo momento, obter-se a reprodução das áreas edêntulas por meio da moldagem funcional, os casos em arco superior exigem técnica de moldagem que reproduza, simultaneamente e com a maior fidelidade possível, as regiões da abóbada palatina e dos dentes pilares antes da confecção da estrutura. Em outras palavras, no arco inferior a moldagem funcional é realizada depois da confecção da estrutura, enquanto na maxila a confecção da estrutura depende da moldagem funcional.

Uma moldagem precisa é passo fundamental no processo de restauração de dentes perdidos. Para que uma prótese, fixa ou removível, tenha adaptação precisa, o modelo sobre o qual essa prótese é executada deve ser a reprodução exata dos dentes preparados e dos tecidos adjacentes (NASR; ISKANDER, 1988).

Entretanto, como declarou Buckley (1955), nenhum material ou técnica de moldagem é, por si só, capaz de resolver todos os problemas que envolvem a construção de uma prótese removível. Em sua maioria, os materiais e técnicas de moldagem podem ser utilizados com vantagens, desde que bem indicados.

Conforme a experiência clínica do operador, seu conhecimento, sua habilidade e capacidade de julgamento, os resultados podem apresentar variações.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A necessidade de obtenção de modelos que reproduzam com a maior fidelidade possível os tecidos orais envolvidos no suporte de uma prótese parcial removível mobiliza pesquisadores do mundo todo que têm proposto, desde há muito, inúmeras variações de técnicas de moldagem.

Steffel (1951) estabeleceu fatores responsáveis pelo possível insucesso no processo de confecção de uma prótese parcial removível, tais como ausência de diagnóstico preciso a partir de modelos fiéis, falhas no delineamento e desenho do aparelho, não-observância dos princípios de ampla distribuição de cargas e falhas em reduzir e distribuir forças destrutivas, transformando-as em estímulos fisiológicos.

DeVan (1952) apontou dificuldades na fase de moldagem para a confecção de uma prótese parcial removível. O autor acreditou ser muito difícil que duas moldagens de um mesmo arco edentado sejam idênticas, pois sempre há variação na quantidade, direção e ponto de aplicação das forças no posicionamento da moldeira e no ato da moldagem em si, fazendo com que os tecidos de recobrimento sejam deslocados em maior ou menor grau e direção, de acordo com a sua espessura, rigidez e as forças aplicadas sobre eles.

Hindels (1952) preconizou uma técnica de moldagem em que se moldaram as futuras áreas de suporte mucoso com uma moldeira individual preenchida com pasta zincoeugenólica. Após a presa deste material, executou-se sobremoldagem de alginato com moldeira de estoque provida de dois orifícios na região dos primeiros

molares, a fim de pressionar digitalmente a moldeira individual, enquanto o material geleificava.

McCracken (1953) afirmou que uma moldagem deve satisfazer duas condições: 1) reproduzir a forma anatômica e a relação dos dentes remanescentes no arco dentário assim como os tecidos adjacentes, o que pode ser obtido com hidrocolóide irreversível e 2) registrar os tecidos de suporte da base de maneira funcional, através de cera fluida. Até aquela data, afirmou o autor, não havia nenhum material de moldagem que fosse, isoladamente, capaz de preencher estes dois requisitos.

Steffel (1954) comparou próteses parciais removíveis superiores e inferiores. Explicou que, por apresentar largas tuberosidades, cristas alveolares extensas, tecidos resilientes e pela possibilidade de extenso recobrimento da fibromucosa, o arco superior origina aparelhos protéticos eficientes e estáveis que necessitam de um mínimo de ajustes e raramente requerem reembasamento, já que todos os fatores biológicos e mecânicos são extremamente favoráveis a este arco. Ao contrário, no arco inferior nenhum dos fatores citados estão presentes, o suporte da crista alveolar residual é pobre e em pequena quantidade e a membrana mucosa é fina, determinando a necessidade de correções mais freqüentes. O autor afirmou que 70 a 80% de todas as próteses parciais removíveis construídas são de extremidade livre bilateral e em sua maioria são confeccionadas no arco inferior, o que é motivo de maior preocupação. Explicou que nenhuma base de prótese parcial removível está sempre tão bem adaptada que não possa ser melhorada com o reembasamento e que este, embora nem sempre necessário, nunca é indesejável. Apresentou dois métodos de reembasamento: 1) estático, utilizando pasta de

moldagem e 2) funcional ou semifuncional, em que utilizou godiva de baixa fusão e cera “corrigível”.

Applegate (1955) definiu a base como o componente mais importante de uma prótese parcial removível. Expôs a dificuldade existente na obtenção e manutenção do suporte em áreas de extremidade livre. A fim de garantir a obtenção de uma base estável, propôs moldagem inicial com hidrocolóide reversível ou irreversível para registrar anatomicamente os dentes e tecidos com precisão, e uma moldagem com material “corrigível”, com o objetivo de registrar a forma de suporte da crista do rebordo. Indicou o uso de cera extra dura nº 1 como moldeira individual e cera nº 4, que flui à temperatura bucal, como material de moldagem “corrigível”. Havendo necessidade de usar base metálica, o autor preconizou uma técnica em que confeccionou uma moldeira individual de resina acrílica sobre o modelo preliminar, moldou funcionalmente a região do rebordo com cera fluida e removeu o conjunto com hidrocolóide.

Craddock (1958) esclareceu que os métodos de moldagem, comumente utilizados para manter mínima a deflexão na região das selas, são falhos. Esses métodos negligenciam o ponto de aplicação das forças mastigatórias e ignoram a própria força de mordida do paciente, pois envolvem alguma pré-compressão da mucosa pela utilização de material rígido e confinado na moldagem inicial ou pelo reembasamento da sela sob pressão, após a acrilização da prótese parcial removível. Uma vez que a compressão dos tecidos sob a base depende tanto ou mais da oclusão do que da técnica de moldagem, o autor recomendou moldagens estáticas, realizadas com material de baixa viscosidade.

Applegate (1959) evidenciou a importância do correto relacionamento entre a base da prótese e as estruturas de suporte no controle das tensões resultantes do

uso de prótese parcial removível de extremidade livre. O autor estudou várias técnicas de moldagem e recomendou a moldagem funcional com o método da cera fluida “corrigível”. Comentou que é melhor dispor de mais tempo para efetuar uma boa moldagem do que “perder” tempo com ajustes pós-instalação.

McCracken (1960) afirmou que a técnica de moldagem de extremidade livre com ceras (“full wax impression”), desenvolvida por O.C. Applegate, na Universidade de Michigan e S.G. Applegate, na Universidade de Detroit, permite menor mucocompressão devido à maior fluidez da cera utilizada, em relação ao método da moldagem corretiva com cera (“wax wash”) desenvolvido por Earl Smith, na Universidade de Iowa. Além disso, por ser uma técnica de moldagem de boca aberta, evita a sobredistensão dos tecidos que pode ocorrer quando se utiliza a força de mordida do paciente para a moldagem das selas. O autor também recomendou o método de reembasamento funcional (Steffel, 1954).

Woelfel (1962) destacou a existência de grande quantidade de técnicas de moldagem e a não-existência de base científica na escolha dos materiais para uma técnica de moldagem específica. Analisou a variação dos contornos do rebordo superior edêntulo obtidos com cinco diferentes materiais de moldagem (gesso Paris, pasta zincoeugenólica, hidrocolóide irreversível, polissulfeto e silicone) e concluiu que: 1) todas as técnicas geram modelos com dimensões e contornos semelhantes, 2) a expansão de presa do gesso corretamente manipulado não provoca alterações dimensionais significativas, 3) a consistência do material ao ser inserido na boca tem grande importância e 4) há possibilidade de se obterem moldes extremamente precisos seguindo-se as instruções do fabricante quanto às proporções, mistura, tempo, temperatura e umidade.

Rebossio (1963) sugeriu uma técnica de moldagem especializada em que utilizou moldeira individual de acrílico na região do palato e rebordo alveolar residual, distante 5 mm dos dentes remanescentes. Moldou inicialmente esta área com cera plástica de bom escoamento e pouca contração, tendo podido reembasar com pasta zincoeugenólica, se necessário, e removeu o conjunto com uma sobremoldagem de hidrocolóide irreversível. Alternativamente, o autor preconizou o uso de moldeira individual total de resina acrílica, em que moldou inicialmente o rebordo residual e palato com godiva ou cera plástica e, posteriormente, os dentes remanescentes com alginato ou silicones. Sugeriu também uma técnica de moldagem padronizada para parcialmente desdentados (que o clínico geral e o estudante devem conhecer e) que resolve a maioria dos casos de maneira simplificada; essa técnica consiste na individualização da moldeira de estoque com godiva de alta fusão nas áreas edêntulas e utilização de hidrocolóide irreversível na porção dentada. Para o autor, uma moldeira de estoque pode se adaptar ao arco a ser moldado em condições de igualdade com as moldeiras individuais.

Holmes (1965) salientou a importância da preservação das estruturas remanescentes, dentes e rebordo residual para o funcionamento da prótese parcial removível. Testou “in vivo” a quantidade de movimento gerada pela base da prótese, confeccionada por três diferentes métodos de moldagem: 1) moldeira de estoque com hidrocolóide irreversível, 2) moldeira individual de resina acrílica com hidrocolóide irreversível e 3) modelo alterado, em que realizou moldagem secundária com borracha, pasta metálica ou cera Kerr Korecta[®]. A técnica do modelo alterado foi uma modificação do método das ceras fluidas de Applegate (1937), tendo permitido, porém, a utilização de outros materiais de moldagem. O autor concluiu que: 1) o material e a técnica de moldagem influenciam no movimento da base da

prótese, 2) a técnica do modelo alterado proporciona a menor movimentação, especialmente com cera Kerr Korecta® e 3) a moldagem com hidrocolóide irreversível e moldeira de estoque produz a maior quantidade de movimento entre todas as técnicas testadas.

McCracken (1965) propôs que o termo “modelo alterado” de Holmes fosse adotado para identificar este tipo de moldagem secundária. Afirmou que a forma anatômica não difere muito da forma funcional em alguns tipos de rebordos de boa qualidade, e que se tivessem sido utilizadas bases mais longas e rebordos com menor quantidade de fibromucosa, os resultados teriam sido mais favoráveis às moldagens funcionais no trabalho daquele autor.

Leupold e Kratochvil (1965) notaram que, utilizando-se a técnica do modelo alterado, obtêm-se bases mais estáveis, oclusão duradoura e menor tensão sobre os elementos suporte. Comentaram que há deslocamento e distorção dos tecidos moles quando moldados com moldeira de estoque e que a prótese parcial removível feita a partir desta moldagem pode ter mobilidade excessiva. Sugeriram uma técnica em que moldaram inicialmente o arco dentário com hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque para a confecção da armação metálica. Construíram as bases de resina aliviadas na região do rebordo com lâmina de cera, e moldaram com godiva de baixa fusão nas bordas e pasta zincoeugenólica. Os autores advertiram que deve ser aplicada pressão digital sobre as partes metálicas que contatam os dentes e não sobre a sela. Recortaram o modelo e vazaram a porção alterada do mesmo.

Leupold (1966) comparou duas técnicas de moldagem para próteses parciais removíveis: alginato em moldeira de estoque e técnica do modelo alterado. Concluiu que: 1) em ambos os métodos os contornos da região de fibromucosa são idênticos

e a diferença básica está nas regiões de mucosa não aderida, nas vertentes laterais da crista e no sulco vestibular, 2) as moldagens com moldeira de estoque distorcem a mucosa em direção vertical e horizontal em comparação à técnica do modelo alterado, 3) embora a distorção horizontal não tenha sido tão grande quanto a vertical, ela pode ter um efeito marcante sobre o suporte da prótese nas áreas edêntulas quando somada com outros fatores como a distorção do molde de hidrocolóide irreversível e a contração da resina 4) a moldeira de estoque provoca maior distorção dos tecidos onde o suporte é mais necessário e 5) o estudo de adaptação indica um suporte mais favorável para aquelas próteses confeccionadas a partir da técnica do modelo alterado.

Fairchild (1967), após ter promovido testes com alginato fluido sob bases palatinas de próteses parciais removíveis e próteses totais, afirmou que 80% destas próteses revelam alguma discrepância de adaptação com os tecidos do palato. Considerou, como possíveis causas, o escoamento do material de moldagem, especialmente quando moldeiras impropriamente selecionadas são utilizadas, além de outros fatores como a contração de fundição do metal e a contração de polimerização da resina. Essa desadaptação é responsável, segundo o autor, pelo desenvolvimento de hiperplasias, à semelhança das câmaras de vácuo.

Henderson e Steffel (1969) afirmaram, na terceira edição do livro de McCracken, que a confecção de prótese parcial removível a partir de uma única moldagem de hidrocolóide gera maior sofrimento dos dentes e do rebordo alveolar pelo aumento da carga oclusal devido à falta de suporte posterior adequado. Moldagens com pastas de óxido metálico, borrachas ou silicones têm sido feitas a fim de se obter a configuração de suporte do rebordo alveolar remanescente, porém não são adequadas porque registram apenas a forma anatômica do rebordo, exceto

quando um desenho especial da moldeira permite a moldagem funcional dos tecidos da área de suporte. Expuseram que toda moldagem sofre influência da consistência do material de moldagem e da quantidade de pressão hidráulica exercida pelo seu confinamento dentro da moldeira. Os autores recomendaram três tipos de moldagem funcional: método do reembasamento funcional proposto por Steffel (1954), método das ceras fluidas proposto por Applegate (1937) e introduziram uma técnica com o nome de “método da colocação seletiva dos tecidos”, que nada mais é do que a técnica do modelo alterado de Holmes (1965) e de Leupold e Kratochvil (1965).

Weinberg (1969) propôs uma técnica de moldagem inicial com hidrocolóide irreversível em moldeiras de estoque individualizadas com cera utilidade em suas bordas e região posterior, de modo a obter uma moldagem sobreestendida. Posteriormente, os dentes remanescentes e as regiões retentivas do modelo de gesso foram aliviados com duas lâminas de cera 7 e confeccionou-se moldeira individual em resina acrílica. Após o ajuste da moldeira na boca, moldou-se toda a porção periférica com godiva de baixa fusão e preencheu-se a moldeira com polissulfeto de consistência fina.

Holmes (1970) referiu que muitos pacientes se queixam de próteses parciais removíveis, pois são desconfortáveis, não se adaptam corretamente, movimentam-se ou seus dentes naturais tornam-se móveis. Para o autor, muitos destes problemas estão relacionados com a forma de utilização do duplo suporte da prótese parcial removível e, portanto, a precisão da técnica de moldagem da área do rebordo residual assume fundamental importância. Além disso, considerou necessário variar a técnica de moldagem de acordo com as condições do rebordo e as cargas oclusais. Propôs a técnica do modelo alterado para classe I de Kennedy, no arco superior. Para tanto, confeccionou a armação a partir de um modelo preliminar

obtido de hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque, tendo-se precavido de desenhar uma extensão mesial do conector adaptado ao incisivo central com a função de estabilizar a armação durante os procedimentos de moldagem, o que seria removido posteriormente.

Rapuano (1970) afirmou que a moldagem funcional é imprescindível para se conseguir um prognóstico favorável para uma prótese parcial removível de extremidade livre. Propôs técnica de moldagem em que, sobre um modelo inicial obtido de um molde de hidrocolóide irreversível, construiu moldeira individual de resina acrílica aliviando a porção dentada do modelo, tendo deixado esta parte da moldeira aberta sobre os dentes. Moldou a região edêntula com godiva de baixa fusão nas bordas e pasta zincoeugenólica, fez os planos de orientação em cera para obter o registro da relação cêntrica e, pela porção aberta da moldeira na parte anterior, injetou o hidrocolóide irreversível, tendo moldado assim os elementos dentários.

Smith (1970) preconizou uma técnica de moldagem secundária do palato, com o propósito de conseguir correta adaptação do conector maior à região palatina. Com a armação já ajustada na boca, o autor adicionou polissulfeto de consistência leve sob a região do conector maior, desenhado em forma de grade palatina, e o reposicionou na boca para moldar fielmente a região do palato. Retirou-o, aparou os excessos do material, recolocou na boca e removeu o conjunto com uma sobremoldagem de hidrocolóide irreversível. Vazou, então, novo modelo de gesso e processou a resina acrílica da forma usual, tendo obtido um conector metaloplástico, estável e intimamente adaptado. O autor relatou possíveis causas da falta de correta adaptação: 1) escoamento do material de moldagem, 2) contração de fundição do metal, 3) bloqueio das retenções e área das rugosidades palatinas pelo técnico de

laboratório antes da duplicação dos modelos, 4) distorção do material de duplicação e 5) potencial diferença de assentamento entre um modelo rígido e a boca, resiliente.

Matsumoto (1970) usou um medidor elétrico de tensões sob a camada de silicone do modelo para estudar a influência da técnica de moldagem na confecção das próteses parciais removíveis inferiores de extremidade livre. Como materiais e técnicas empregou o hidrocolóide irreversível com moldeira de estoque, um material à base de borracha com moldeira de estoque e individual e um silicone com moldeira de estoque e individual. Concluiu que: 1) a moldagem com hidrocolóide irreversível e moldeira de estoque não é apropriada para a moldagem do rebordo alveolar residual, 2) a distribuição de carga sobre o rebordo alveolar durante a moldagem com hidrocolóide irreversível e silicone pesado na moldeira de estoque indicam quase a mesma quantidade de efeito mucocompressivo, 3) a moldagem com material à base de borracha e moldeira de estoque apresenta efeito não compressivo (mas com a moldeira individual, tanto este material como o silicone mostram quantidade adequada de mucocompressão), sendo que esta técnica de moldagem reduz em cerca de 70% a quantidade de movimento total da prótese durante a mastigação, e 4) há um coeficiente negativo de correlação entre a espessura do material de moldagem e a pressão de moldagem .

Cecconi e Jaslow (1971) discutiram três filosofias de moldagem: 1) mucostática, fundamentada no princípio de que o rebordo residual é constituído por 98% de água e portanto é regido por leis hidrostáticas (estando os tecidos do rebordo residual bem adaptados à base da prótese, o sistema se comporta como rígido, uma vez que a água, quando confinada num recipiente, é quase não compressível e, por isso, eles devem ser registrados passivamente), 2) funcional, em

que os tecidos devem ser registrados sob função simulada a fim de equalizar a distribuição de forças entre dentes e tecidos e 3) anatômica, em que o rebordo residual não recebe carga oclusal, sendo obtida com hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque. Verificaram que as técnicas de moldagem testadas (hidrocolóide irreversível, polissulfeto, cera fluida e pasta zincoeugenólica) geram bases que causam pressão e esbranquiçamento tecidual.

Preiskel (1971) explicou que uma moldagem que tenha deslocado excessivamente os tecidos gera uma prótese que, se mantida em posição por um retentor rígido, sujeitará a mucosa subjacente a uma carga contínua e prejudicial. Afirmou ser possível reduzir os movimentos de uma prótese parcial removível de extremidade livre adaptando-se a superfície de moldagem à forma da mucosa sob cargas suaves. O autor concordou com o método de moldagem com ceras (APPLEGATE, 1937).

Silva (1972) ressaltou a necessidade de exatidão que o aparelho parcial removível deve apresentar, o que somente será alcançado se o aparelho for construído sobre um modelo que reproduza fielmente a boca do paciente em todos os seus detalhes e dimensões. Como a fidelidade dimensional desse modelo está diretamente vinculada ao comportamento físico dos materiais que lhe originaram, isto é, os materiais de moldagem e os materiais para confecção de modelos, quanto maior o número de materiais e de fases necessárias à execução de determinado trabalho, maior será o risco de incorreção, por alterações dimensionais dos materiais envolvidos. Tendo como objetivo principal em seu trabalho analisar as variações dimensionais que ocorrem em modelos de gesso obtidos com dois materiais de moldagem diferentes (hidrocolóide reversível e hidrocolóide irreversível) e em modelos de revestimento, confeccionados a partir de três materiais de duplicação,

concluiu que: 1) a reprodução do modelo padrão em gesso pedra foi acompanhada de expansão nas distâncias consideradas; 2) a expansão foi aumentada quando esse modelo de gesso foi reproduzido em revestimento e 3) foram verificadas distorções tanto no modelo de trabalho em gesso como nos modelos de revestimento obtidos com os três materiais de reprodução.

Braun et al. (1975) pesquisaram técnicas de moldagem para desdentados posteriores bilaterais e perceberam a necessidade de se compensarem os diferentes graus de resiliência entre a fibromucosa e o ligamento alveolar dos dentes remanescentes. Preconizaram uma técnica de moldagem dupla na qual confeccionaram moldeira individual total a partir de molde de alginato sobreestendido, composta de duas partes separadas, uma correspondendo à parte desdentada e outra à dentada. Em seguida, moldaram a parte desdentada com godiva de baixa fusão nas bordas e pasta zincoeugenólica e, mais adiante, a parte dentada com alginato. Uniram com resina acrílica as duas partes da moldeira e removeram da boca para posterior vazamento.

Kaiser e Nicholls (1976) examinaram a distorção e a dureza superficial de modelos de gesso, objetivando analisar as diferenças entre moldes confeccionados pela técnica de vazamento único, invertendo o modelo, e pela de vazamento duplo, em que vazaram apenas fina camada de gesso sobre os dentes e tecidos adjacentes sem se inverter o molde e, após sua presa inicial, vazaram o restante da base e inverteram o modelo. Estudaram também a distorção de modelos obtidos de moldes com diferentes espessuras de alginato, de 1, 3 e 6 mm. Concluíram que: 1) a técnica de vazamento único é tão precisa quanto a de vazamento duplo, exceto para o ponto de referência palatino onde a técnica de vazamento simples mostra alteração vertical de 0,2 mm, o que implica em não-adaptação de uma barra palatina

aos tecidos, e 2) não se encontram distorções significativas entre os modelos obtidos com diferentes espessuras de alginato sobre os pontos de referência oclusais.

Nicholls (1977) definiu distorção como o movimento relativo de um único ponto ou grupo de pontos a partir de um ponto de referência original específico, até que a deformação permanente seja aparente. Verificou o autor que para a medição de tais distorções é necessário seguir rigidamente todo um protocolo de procedimentos. O uso do computador é extremamente vantajoso porque praticamente elimina o erro do operador e erros de cálculo, além de possibilitar múltiplas leituras de cada ponto num tempo relativamente curto.

Akerly (1978) propôs uma técnica de moldagem funcional combinada com o registro oclusal em próteses parciais removíveis de extremidade livre superiores porque acreditou que as moldagens corretivas executadas com a armação assentada na boca geram boa adaptação das bases. Depois do ajuste na boca da armação com ampla barra palatina, construiu uma sela de resina acrílica sobre a área do rebordo residual, que serviu de moldeira individual e base de prova para o registro oclusal em cera. Mantendo os apoios oclusais em posição, moldou as bordas com godiva de baixa fusão e o rebordo com pasta zincoeugenólica. Após proceder ao registro oclusal com godiva e cera, vazou o molde da região do rebordo residual, construiu um modelo de polimerização e montou este modelo no articulador para concluir a confecção do aparelho.

Vahidi (1978) realizou estudo comparativo “in vivo” sobre os deslocamentos teciduais decorrentes de uma moldagem através das técnicas de moldagem funcional com cera fluida de Applegate, moldeira individual com mercaptana e, como controle, moldeira individual com hidrocolóide irreversível fluido. Concluiu que a

quantidade de deslocamento tecidual causado pela moldagem depende da resiliência dos tecidos, da proximidade aos dentes suportes e da natureza do material de moldagem. Observou que o maior deslocamento tecidual é gerado pela moldagem com cera fluida.

Clayton (1980) afirmou que bases mal adaptadas são normalmente produzidas por iatrogenias e resultam da inadequação de princípios, procedimentos, materiais e da inabilidade do operador. Concluiu que o material de moldagem deve possuir alta fluidez objetivando moldar os tecidos em condição de repouso, ser rígido após a presa e ser capaz de reproduzir detalhes, e que uma moldeira individual deve ser utilizada na moldagem, e servir como veículo para carregar e dar suporte rígido ao material de moldagem, no caso a pasta zincoeugenólica.

Koran III (1980) salientou cinco fatores envolvidos na deformação dos tecidos: a pressão usada para assentar e manter o molde, a reologia (fluidez) do material de moldagem, o tempo de trabalho e o tempo de presa, a fidelidade do material (tanto para a reprodução de detalhes como para a estabilidade dimensional) e a deformação e recuperação da mucosa de recobrimento quando forças são aplicadas. Estudou as diferentes filosofias de moldagem: 1) funcional ou com compressão, em que, sob pressão oclusal, a base é suportada de maneira estável pela compactação da mucosa e, em repouso, permanece numa relação estática com a crista do rebordo, sem comprimi-la, empregando materiais rígidos de moldagem, como cera, godiva ou condicionadores teciduais e preconizando a máxima extensão das bases; 2) semi-funcional ou com pressão seletiva, onde certas áreas devem ser moldadas com maior pressão do que outras, utilizando moldeiras aliviadas (trata-se de técnica de difícil controle e não fundamentada pelos princípios hidráulicos) e 3) mucostática ou com pressão mínima, onde o modelo é cópia exata do rebordo em

seu estado de repouso (para executá-la são necessárias uma moldeira metálica fundida, pasta de óxido de zinco-eugenol específica, boca semi-seca, mínima pressão e moldagem cobrindo apenas a região de fibromucosa).

Tjan, Wang e Miller (1981) enfatizaram a facilidade de manipulação apresentada pelo silicone de condensação e sua excelente capacidade de reprodução de detalhes. Relataram que o método do reembasamento ("putty wash method") é o mais popular, uma vez que o molde inicial com silicone pesado constitui-se numa moldeira individual que receberá o material leve de moldagem. O material de moldagem pesado tem grande quantidade de carga e menor alteração dimensional do que o material de moldagem leve. Recomendaram o uso de moldeira de estoque rígida e a adoção de espaço mínimo e uniforme para o material leve de 1,5 a 2 mm, com o objetivo de minimizar alterações.

Baker e Goodkind (1981) apontaram os fatores que influenciam o suporte numa base da extremidade livre: qualidade dos tecidos moles e do osso do rebordo residual, extensão do recobrimento da base, tipo e precisão do método de moldagem, relacionamento estático (moldagem anatômica), relacionamento funcional e a combinação deles, precisão da base da prótese, desenho da armação e carga que será aplicada. Explicaram que a área do rebordo residual na extremidade livre deve ser moldada como uma entidade separada dos dentes pilares porque uma impressão única normalmente não é capaz de reproduzir simultaneamente os detalhes de ambas as estruturas. Mas não chegaram a consenso quanto ao melhor método de registrar-se a área de rebordo alveolar. Os autores preconizaram uma técnica de moldagem com a confecção de moldeira individual de acrílico recobrindo tanto as coroas protéticas já terminadas quanto a região de rebordo. Esta moldeira tem o duplo propósito de servir de guia de

transferência para as coroas e de veículo para a moldagem funcional da área edêntula. O selado periférico é feito com godiva e o restante da moldeira é preenchido com pasta zincoeugenólica.

Bauman e Deboer (1982) afirmaram que a técnica do modelo alterado aumenta a estabilidade da prótese parcial removível de extremidade livre, além de permitir ao clínico estabelecer precisamente a extensão da base e desenvolver uma relação exata entre a porção da prótese que contata com os dentes daquela que cobre a crista do rebordo residual. Essa técnica, porém, apresenta uma fase laboratorial difícil, que envolve o seccionamento do modelo, a adaptação da armação à porção dentada do modelo e sua estabilização durante a presa do gesso, e, além disso, o registro oclusal normalmente é feito em outra sessão. Os autores alteraram a técnica original propondo uma seqüência de moldagem funcional superior em que confeccionaram a armação sobre o modelo inicial, construíram moldeira acrílica individual na área da sela e moldaram com godiva de baixa fusão a porção periférica e com elastômeros ou cera fluida a porção interna da sela. Registraram a relação central também com godiva e removeram o conjunto com alginato, vazando imediatamente para a montagem dos dentes e processamento da prótese.

Lasoff (1982) expôs três técnicas de moldagem para próteses parciais removíveis de extremidade livre: técnica do modelo alterado (Holmes, 1965), moldagem única com alginato e moldagem dupla (HINDELS, 1952). Para o autor, durante a moldagem é preciso aplicar pressão nas áreas apropriadas, similar àquela que ocorrerá durante o funcionamento do aparelho. A técnica de moldagem dupla mostrou ser o procedimento mais lógico para se moldar a área de extremidade livre,

enquanto a moldagem única não permitiu máxima extensão da base e nem registrou os tecidos de maneira dinâmica.

Ritchie (1982) relatou serem as próteses superiores de extremidade livre mais facilmente solucionáveis do que as inferiores, uma vez que possuem maior área de suporte e menor capacidade de deslocamento dos tecidos. Em casos de extenso espaço edêntulo e cargas oclusais de grande magnitude pode-se executar cobertura palatina total. Quanto mais plano for o palato, maior a carga oclusal que pode ser confortavelmente transmitida para esta área. Contudo, mesmo com todo o palato recoberto, os efeitos da adesão e coesão se tornam insignificantes porque o selamento periférico não pode ser obtido quando há dentes presentes e a borda vestibular da prótese não é contínua.

Beaumont (1983) apresentou uma técnica de moldagem para próteses parciais removíveis de extremidade livre superiores e próteses totais imediatas. Construiu moldeira individual em resina acrílica em toda área do rebordo a partir de modelo preliminar obtido com hidrocolóide irreversível. Sobre esta, nova moldeira individual foi construída em resina acrílica, agora incluindo os dentes remanescentes. A periferia da prótese foi moldada com godiva de baixa fusão e o restante com pasta zincoeugenólica, tendo sido utilizada a técnica da pressão seletiva. Posteriormente, o autor removeu este molde com uma sobremoldagem de hidrocolóide irreversível feita com a segunda moldeira individual. As vantagens desta técnica são a reprodução fiel dos tecidos distais de suporte, registrados sem estarem deslocados, maximização das forças retentivas de adesão e coesão, moldagem correta dos bordos e selamento posterior.

Leach e Donovan (1983) afirmaram que o íntimo contato entre o conector maior e a mucosa é essencial para obtenção de máxima estabilidade e prevenção

da impacção alimentar. Propuseram uma técnica de moldagem de próteses parciais removíveis superiores, na qual fizeram moldagem preliminar da maxila com moldeira de estoque e hidrocolóide irreversível, e sobre o modelo em gesso obtido confeccionaram uma moldeira individual perfurada da região palatina, com resina acrílica autopolimerizável, distante 4 mm dos dentes suportes e limitada lateralmente pela crista do rebordo residual. Após o ajuste na boca, moldaram essa área utilizando pasta zincoeugenólica na moldeira individual. Removeram essa moldeira individual apenas para inspeção e recorte dos excessos, posicionaram-na novamente na boca, colocaram uma esfera de cera utilidade em sua porção central e removeram o conjunto com uma sobremoldagem de alginato. Concluíram que a técnica é rápida e, apesar de necessitar de moldeira individual, é de confecção simples e elimina as possíveis distorções da região palatina, inerentes ao uso dos hidrocolóides.

Christensen (1984) explicou que apesar de existirem várias técnicas de moldagem para prótese parcial removível, utilizando-se dos mais diferentes tipos de materiais, as preferências individuais influenciam muito mais a escolha de determinada técnica do que as evidências científicas. Muitos dentistas, mesmo reconhecendo a introdução no mercado de novos materiais, mais precisos e dimensionalmente estáveis, relutam em alterar sua técnica ou material de moldagem porque esta mudança exige um tempo para o aprendizado e resulta em perda de produtividade.

James (1985) verificou que, por facilidade, muitos profissionais deixam de utilizar a técnica do modelo alterado e confeccionam suas próteses a partir de moldagem única. Explicou que esta não é a ideal, pois não proporciona um registro

preciso das bordas dos tecidos e provoca maior tensão sobre os dentes pilares devido à falta de suporte da área do rebordo.

Bomberg, Hatch e Hoffman Jr (1985) constataram vantagens no uso da moldeira de estoque para próteses dentossuportadas, como menor custo e conveniência prática. Verificaram que enquanto a moldeira individual requer planejamento, confecção de modelos de estudo, tempo laboratorial, tempo de polimerização e acabamento, a moldeira de estoque pode ser selecionada, adaptada e utilizada numa única sessão.

Jasim, Brudvik e Nicholls (1985), analisando a distorção que poderia ocorrer durante a moldagem com alginato em arcos com dentes com graus diversos de inclinação, estabeleceram que áreas de retenção severas geram uma tensão no material durante sua remoção da boca podendo causar deformação permanente. Entretanto, concluem que mesmo a maior distorção encontrada em seu estudo (0,094 mm) não parece ter significado clínico quando o potencial de imprecisão decorrente do alívio, contração da fundição e técnicas de acabamento em técnicas convencionais de construção de próteses parciais removíveis são considerados.

Linke, Nicholls e Faucher (1985) empreenderam uma comparação analítica de seis diferentes materiais de moldagem (hidrocolóide reversível, hidrocolóide irreversível, polissulfeto, silicone de condensação, silicone de adição e poliéter), com o objetivo de determinar magnitude e direção da distorção dentro do arco dental, distorção horizontal entre pilares e distorção horizontal e vertical sobre os troquéis individuais. Concluíram que: 1) todos os materiais de moldagem produzem modelos com maior perímetro do que o modelo mestre, 2) o hidrocolóide reversível produz alteração entre os pilares significativamente menor do que outros materiais de

moldagem, 3) a distorção na região palatina é mínima, sem diferença significativa entre os materiais e 4) troquéis mais curtos são produzidos em todas as moldagens.

Eerikäinen e Rantanen (1986) estudaram a precisão de 167 estruturas de próteses parciais removíveis confeccionadas por 5 laboratórios de prótese de acordo com instruções pormenorizadas dadas por estudantes de odontologia sob a supervisão de professores experientes. Os autores chegaram às seguintes conclusões: menos da metade das estruturas foram consideradas perfeitas; algumas falhas foram aceitas na clínica, mas 42% exigiram algum tipo de correção (26% na clínica e 16% no laboratório). Dessas, a maioria relacionava-se com a desadaptação da barra palatina ao palato. Nos procedimentos de moldagem, utilizaram-se hidrocolóide irreversível em moldeiras de estoque, além de silicone de condensação e silicone de adição, ambos em moldeiras individualizadas em resina acrílica. O estudo sugeriu que o material de moldagem teve influência na adaptação e no número de reparos necessários. O hidrocolóide irreversível produziu piores resultados quando comparados àqueles obtidos pelos elastômeros, sem diferença entre si. A reconhecida superioridade do silicone de adição em relação ao de condensação parece ter desaparecido, nesse estudo, sob outros fatores influentes. Os autores estabeleceram que 2/3 das falhas podem ser atribuídas ao laboratório, enquanto que 1/3, ao clínico.

Rantanen e Eerikäinen (1986) avaliaram a adaptação de barras palatinas de 15 estruturas de próteses removíveis tanto sobre modelo mestre quanto diretamente sobre a boca. Para tanto, utilizaram silicone de condensação de baixa viscosidade interposto entre a barra palatina e o modelo mestre, tendo repetido depois esse mesmo procedimento na boca do paciente. Após a polimerização, a espessura do material de moldagem foi mensurada para expressar a extensão da

desadaptação da barra palatina naquele ponto. Os resultados revelaram que, em todos os casos, a espessura é maior na boca do que no modelo. Os autores ressaltaram o fato de que, ainda que os materiais de moldagem tenham causado erros e variações nas mensurações obtidas, os laboratórios tiveram grande influência nos resultados obtidos, já que foram incapazes de produzir estruturas que se adaptassem perfeitamente sobre o palato dos modelos.

Chen et al. (1987) destacaram aspectos negativos da técnica do modelo alterado, como complicados procedimentos, maior tempo despendido e possibilidade de se introduzirem erros. Propuseram uma técnica na qual, com a armação já ajustada na boca, confeccionaram uma base de resina nas áreas da extremidade livre e moldaram estas regiões com elastômero. Retiraram este molde da boca, apararam os excessos mantendo 3 mm do material sobre as bordas e reposicionaram o molde na boca. Executaram sobre moldagem de alginato para remover o conjunto e, por fim, apararam cuidadosamente as bordas do molde de alginato para ficar 3 mm abaixo do molde previamente feito pelo elastômero, obtendo um “encaixotamento” do molde funcional pelo próprio alginato.

Zinner (1987) declarou ser a moldagem um dos procedimentos clínicos de que o dentista dispõe para controlar os movimentos de uma prótese parcial removível de extremidade livre, juntamente com a seleção dos retentores e o esquema oclusal. O autor preconizou moldagem preliminar com moldeira de estoque individualizada com cera na região do palato, na área da crista do rebordo residual e na porção do selamento posterior. A prótese de extremidade livre superior e a inferior diferem, conforme o autor, porque para esta não se pode utilizar a técnica do modelo alterado, pois há uma linha de demarcação visível entre a área da base da prótese e o conector. Recomendou o uso de moldeira individual de resina acrílica

nas áreas edêntulas, preenchida com pasta de óxido de zinco-eugenol ou gesso de moldagem. Recomendou que não se remova o molde para inspeção pois este pode não se assentar de maneira imóvel e estável novamente.

Nasr e Iskander (1988) estudaram o deslocamento vertical da mucosa em espaços desdentados intercalares provocado durante a moldagem, utilizando diferentes técnicas e materiais elastoméricos. Para tanto, construíram dispositivos metálicos sobre modelos de estudo que se apoiaram sobre os dentes “pilares”, estendendo-se sobre o espaço protético como uma ponte. Esse dispositivo foi perfurado em sua porção central de forma a conter um pino vertical móvel que pudesse ser fixado, por meio de um parafuso de travamento, tão logo tocasse a mucosa. Medidas foram tomadas sobre esse pino com o dispositivo instalado na boca do paciente e comparadas com aquelas obtidas quando o dispositivo foi instalado sobre os modelos obtidos com as diferentes técnicas e materiais de moldagem. Os resultados desse estudo revelaram que todos os materiais e técnicas testados produzem algum grau de deslocamento vertical da mucosa. O menor deslocamento é obtido com silicone de adição utilizando-se a técnica de moldagem simultânea, seguido pelo polissulfeto monofásico. O maior grau de deslocamento vertical é obtido pelo silicone de condensação utilizando-se a técnica do reembasamento, seguido pelo poliéter monofásico e pelo silicone de adição com a técnica de reembasamento.

Von Krammer (1988) afirmou que uma moldagem executada em moldeira de estoque pode registrar os dentes com fidelidade mas o registro das cristas residuais é distorcido e contém extensões imprecisas em casos parcialmente edentados, tanto uni quanto bilateralmente. Ressaltou que o método de Applegate (1937) e suas posteriores modificações, embora de difícil execução, permitem bons resultados.

Constatou que o problema de uma moldagem em dois passos é a possibilidade do material da segunda etapa da moldagem fluir sob o material da primeira moldagem, distorcendo-a, e por isso propôs uma técnica de moldagem em que construiu uma moldeira individual de resina acrílica aliviada, possuindo um tubo na região anterior por onde é injetado o material elástico de moldagem posteriormente à moldagem da área edêntula.

Diwan e Fahmi (1988) estudaram duas técnicas de moldagem funcional para próteses parciais removíveis de extremidade livre: 1) técnica do modelo alterado convencional (Holmes, 1965) e 2) técnica de moldagem funcional da área do rebordo com borracha de consistência leve e sobremoldagem com hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque. Verificaram que a segunda técnica minimiza os complicados procedimentos laboratoriais da técnica convencional e gera um modelo de trabalho fiel.

Stewart, Rudd e Kebker (1988) afirmaram que poucas estruturas são capazes de funcionar como área de suporte primário da base de prótese parcial removível de extremidade livre no maxilar superior, além da crista do rebordo. A fibromucosa que recobre o palato duro pode apresentar alguma resistência vertical desde que ela seja tão compressível quanto a fibromucosa da crista do rebordo; caso contrário, pode haver dor resultante da compressão dos tecidos da rafe mediana. Como as cristas alveolares residuais das extremidades livres superiores são geralmente recobertas por fibromucosa firme, densa e bem aderida, uma moldagem dupla freqüentemente não vai melhorar a distribuição de esforços, porque o deslocamento dos tecidos é muito pequeno e o contorno da mucosa é virtualmente o mesmo sob pressão ou em descanso.

Zanetti e Laganá (1988) declararam que as áreas mais indicadas para atuar como suporte principal na maxila são as da crista do rebordo alveolar residual e as vertentes vestibulares e palatinas. Recomendaram a utilização da região do palato duro como área de suporte primário, pois esta região geralmente é constituída por fibromucosa firme e por osso basal, que possui maior resistência às cargas de pressão. O recobrimento maior do palato tem a finalidade de oferecer maior suporte e contribuir para a retenção indireta da prótese. Segundo os autores, para que a carga mastigatória seja transmitida mais pela fibromucosa do que pelos dentes, nos casos de extremidades livres superiores, é necessário que a moldagem funcional seja executada antes da confecção da armação, exceto quando o conector maior é metaloplástico.

Houston (1989) relatou a necessidade de se tomar cuidado especial ao produzir as bases, objetivando minimizar a disparidade entre o suporte dentário e fibromucoso, maximizando a utilização deste último. Segundo o autor, muitos consideram que uma moldagem secundária para a área de rebordo residual é uma tentativa de se melhorar um registro que já foi executado, correndo-se o risco de danificá-lo. Todavia, esta moldagem leva a melhor adaptação da base, aceitação da prótese, conforto do paciente e manutenção das estruturas de suporte.

De Fiori e Lourenção (1989) indicaram três técnicas de moldagem: 1) moldagem funcional com uso de moldeira individual, 2) moldagem funcional corretiva para modificação do modelo mestre e 3) moldagem funcional direta ou terminal. Afirmaram que a moldagem funcional é fundamental para se determinar a extensão da sela e suas bordas, assim como para reproduzir fielmente os pormenores anatômicos da superfície basal, desenvolvendo-se a condição de justeza necessária. Recomendaram que a região palatina deve ser recoberta por conector

maior metálico, já que é uma região constituída por osso basal e, portanto, menos propensa a sofrer reabsorção.

Desplats (1989) preconizou o uso de moldeiras individuais de acrílico e relatou as características de um material de moldagem para ser usado em moldeira individual: fluido, não provocar compressão, permitir reprodução fiel dos tecidos da área edêntula, não permeável à saliva, rígido após a presa e estável dimensionalmente. O material que apresenta todas essas características é a pasta zincoeugenólica. Analisou as seguintes técnicas de moldagem funcional: moldagem total com silicone ou similar com moldeira individual, pasta dupla de moldagem e moldagem individualizada das bases, com as técnicas de McLean (1936), Hindels (1952), Applegate (1937) e Henderson e Steffel (1969). Recomendou a moldagem individualizada do palato com moldeira de acrílico e pasta zincoeugenólica para pacientes que possuem palatos amplos e profundos. Caso isto não seja feito, ela apresentará defeitos devido aos seguintes motivos: existência de película de saliva sobre a região, possibilidade de ocluírem-se bolhas neste local, o material não conseguir atingir toda a área a ser moldada, falta de material, força de gravidade e distorção do material, tendo reação de presa distinta em regiões de maior ou menor espessura.

Miller e Grasso (1990) explicaram que, para a confecção de prótese parcial removível que se adapte perfeitamente à boca do paciente, são necessários modelos fiéis obtidos a partir de moldagens precisas e detalhadas. Afirmaram que em casos de rebordos residuais bem formados e recobertos com mucosa saudável e firme, uma moldagem funcional não é fundamental, principalmente em relação ao arco superior. Propuseram os métodos do modelo alterado e o método do reembasamento funcional para a confecção da moldagem funcional.

Ishida (1990) investigou e comparou, através de sistema de medição tridimensional, a precisão de moldes de arco completos e modelos de gesso feitos com dois tipos de material de moldagem (silicone de adição e poliéter) e dois tipos de moldeiras (individual e individual encurtada) e examinou o efeito da quantidade de gesso no vazamento dos modelos. Concluiu que: 1) as distorções das moldagens são extremamente pequenas e os tipos de materiais e moldeira utilizados não influenciam na precisão dos moldes, 2) a expansão de presa do gesso ocorre em direção centrífuga e é afetada pelos tipos de material de moldagem e desenhos de moldeira, 3) os modelos de gesso feitos a partir dos moldes de silicone de adição e moldeira individual são os mais precisos e 4) pode-se melhorar a precisão dos modelos, controlando-se a quantidade de gesso.

McDermott e Cohen (1991) afirmaram que muitas próteses parciais removíveis apresentam suporte impróprio da fibromucosa, bordas mal definidas, pouca retenção, maior movimento rotacional e necessidade de reembasamento freqüente porque muitos clínicos executam seus trabalhos diretamente sobre o modelo inicial de hidrocolóide irreversível. Explicaram que vários problemas técnicos clínicos e laboratoriais são encontrados quando se utiliza a técnica do modelo alterado, o que justifica a possível inclusão de erros durante estas fases.

Morimitsu et al. (1992) ressaltaram a importância de avaliação precisa e objetiva da condição das cristas residuais dos pacientes edêntulos para o desenho e construção das próteses totais. Nesse sentido, desenvolveram um sistema computadorizado de medição tridimensional de rebordos residuais com resolução de 0,5 micrômetros, que armazena os dados e reconstrói a imagem tridimensional das cristas residuais. No entanto, este sistema não possibilita a medição de áreas

retentivas e cria dificuldade para se estabelecer um plano de referência com a finalidade de fixar o modelo na mesa de trabalho.

Leupold, Flinton e Pfeifer (1992) estudaram “in vivo” o movimento vertical de próteses parciais removíveis construídas a partir de três diferentes métodos de moldagem: 1) técnica do modelo alterado com polissulfeto leve, 2) moldeira individual com polissulfeto leve e, como controle, 3) moldeira de estoque com hidrocolóide irreversível. Concluíram que o movimento da base da prótese está diretamente relacionado à técnica de moldagem e que a técnica do modelo alterado, apesar de ser mais sensível e demorada, produz bases mais estáveis.

Harrison, Huggett e Zissis (1992) analisaram métodos para determinação da precisão e estabilidade de materiais de base de próteses totais através de comparação do aparelho de medição tridimensional de coordenadas computadorizado com paquímetros digitais e comparadores ópticos. Concluíram que os três métodos são aceitáveis para medidas lineares, mas o aparelho de medição tridimensional de coordenadas apresenta a vantagem de também poder ser utilizado para definir e quantificar as alterações de contorno das bases de resina, além de possuir muitas possíveis aplicações na determinação da forma dos materiais utilizados na odontologia. A maioria dos pesquisadores utiliza os microscópios ópticos e os paquímetros para medições devido à sua disponibilidade com custo relativamente baixo. Os microscópios ópticos são capazes de fornecer coordenadas tridimensionais a partir das quais pode-se calcular as distâncias, entretanto o seu uso é enfadonho para a localização das amostras e depende da habilidade do operador em focar repetidamente as superfícies a serem dimensionadas.

Barbosa (1994) elaborou estudo investigando as possíveis alterações dimensionais do modelo de gesso, em função da variação da posição da moldeira

(anteriorizada, centralizada e posteriorizada) em relação ao arco dental, em moldagens com alginato realizadas sobre modelo padrão metálico. O autor concluiu que de dez distâncias avaliadas, apenas uma apresentou alteração estatisticamente significativa.

McGivney e Castleberry (1994) afirmaram ser a moldagem anatômica a única moldagem necessária numa prótese dentossuportada, todavia pode comprometer o suporte adequado para a base em prótese parcial removível de extremidade livre. Este tipo de prótese não depende do rebordo residual apenas para suporte, como também para a retenção de sua base e retenção indireta. Propuseram dois tipos de moldagem funcional: método da colocação seletiva dos tecidos e método da cera fluida. No caso de próteses superiores a moldagem funcional deve ser complementada pela sulcagem do modelo de trabalho em 0,5mm de forma a assegurar uma contato positivo do conector maior com os tecidos palatinos.

Wang et al. (1996) analisaram, através de aparelho de medição tridimensional de coordenadas com sonda a laser, a distorção vertical das áreas palatinas e rebordos residuais da extremidade livre de modelos confeccionados a partir de três diferentes técnicas de moldagem: hidrocolóide irreversível, silicone de condensação e silicone de adição, tendo-se utilizado dois tipos de moldeira, ou seja, de estoque e individual. Concluíram que: 1) há distorção positiva na região palatina e rebordos residuais, 2) a distorção vertical é maior na região palatina, seguida pelo rebordo residual mais alto e depois o mais baixo; 3) o material mais preciso é o silicone de adição e 4) o silicone de condensação é mais preciso que o hidrocolóide na moldeira individual, mas o hidrocolóide é mais preciso na moldeira de estoque. Os autores comentam que, muito embora as distorções fossem significantes estatisticamente poderiam não o ser do ponto de vista clínico e que uma moldagem satisfatória

poderia ser obtida com alginato em moldeira de estoque, desde que essa moldeira fosse rígida e retentiva o suficiente e que a moldagem fosse procedida cuidadosamente.

Todescan, Silva e Silva (1996) definiram o objetivo da moldagem funcional como o de minimizar o efeito de alavanca exercido sobre os dentes de suporte, já que eliminá-lo é impossível. Isso é obtido através do registro da fibromucosa em comportamento compressivo e estabelecendo-se os limites corretos da área de suporte fibromucoso. Os autores analisaram as técnicas do reembasamento funcional, da moldagem dupla, do modelo seccionado e a técnica de moldagem funcional com boca fechada.

Lee (1996) afirmou que, por haver grande diferença de comportamento entre os dentes e a fibromucosa quando submetidos a tensões, faz-se necessária uma técnica de moldagem dupla para registrar a relação dentes-fibromucosa. Explicou haver diferença de resiliência entre a mucosa e um dente saudável que varia de 4 a 20 vezes, e que a recuperação elástica dos tecidos periodontais é mais rápida do que a da fibromucosa.

Ulusoy et al. (1996) estudaram a relação de reprodutibilidade do contorno dos tecidos moles para próteses parciais removíveis de extremidade livre inferiores através de quatro diferentes técnicas de moldagem e quatro operadores. Concluíram que: 1) para todas as técnicas testadas há diferenças significativas entre os quatro operadores, 2) as medições que são significativamente diferentes entre os investigadores mostram localizações variadas, 3) o método da moldeira individual com Optosil-Xantopren apresenta as menores diferenças, seguido pela técnica de McLean (1936), mucostática e da moldeira individual com godiva na área do rebordo e sobremoldagem com hidrocolóide irreversível e 4) os resultados corroboram a

importância de uma técnica dupla de moldagem sob força de mordida para as próteses parciais removíveis de extremidade livre.

Hochman e Yaniv (1998) avaliaram próteses parciais removíveis confeccionadas a partir de moldagens realizadas com dois materiais : hidrocolóide irreversível e silicone de condensação. Concluíram que 73% das estruturas construídas a partir de moldes de hidrocolóide têm desempenho melhor do que aquelas construídas a partir de moldes de silicone, no que diz respeito aos requisitos de conforto, estabilidade e adaptação previamente estabelecidos. De acordo com os autores, o silicone de condensação exerce maior pressão sobre os tecidos, quando comparado ao hidrocolóide, o que pode levar à distorção do molde. Fatores como o acabamento e o polimento também são capazes de prejudicar a correta adaptação da prótese.

El-Sheikh e Abdel-Hakim (1998) afirmaram não haver consenso sobre a melhor forma de resolver o problema de perda de suporte posterior em próteses parciais removíveis de extremidade livre. As moldagens executadas com a técnica do modelo alterado cumprem melhor os princípios de controle dos tecidos de suporte. Entretanto, requerem procedimentos e tempo extras, além de serem mais complexas do que uma moldagem única de arco total em moldeira individual. Os autores compararam as duas técnicas e concluíram que a diminuição do deslocamento vertical das próteses confeccionadas a partir das moldagens seccionais é estatisticamente significativa, porém, clinicamente desprezível. Assim, moldagens funcionais de arco completo realizadas com moldeiras individuais podem ser utilizadas com sucesso para prover suporte para próteses parciais removíveis de extremo-livre.

Dumbrigue e Esquivel (1998) ressaltaram como desvantagens da técnica do modelo alterado, o tempo clínico adicional e a dificuldade dos procedimentos laboratoriais envolvidos. Lembraram ainda que a técnica de moldagem em dois estágios, na qual uma sobremoldagem com alginato é realizada sobre os dentes remanescentes, a estrutura e a moldagem funcional com o objetivo de se obter um novo modelo, pode introduzir erros ao processo. Assim, propuseram uma técnica de moldagem utilizando moldeira individual total, em que moldaram inicialmente a região lingual e crista residual com godiva, aliviaram algumas regiões onde não seria aplicado o suporte primário e complementaram a moldagem com polissulfeto de baixa viscosidade.

Millstein, Maya e Segura (1998) conduziram um estudo para avaliar a precisão de modelos obtidos a partir de moldagens com silicone de condensação, tendo utilizado 4 tipos de moldeiras: 1) alumínio, rígida e perfurada; 2) policarbonato, com alguma flexibilidade, lisa; 3) resina, rígida, perfurada e 4) individual em resina acrílica, rígida, lisa. Um modelo padrão construído em aço inoxidável com 4 pilares foi moldado 10 vezes com cada uma das técnicas e reproduzido em gesso tipo IV. As variações entre o modelo padrão e os modelos obtidos em gesso foram mensuradas por meio de relógio comparador. Os resultados mostraram que os modelos obtidos por meio das moldeiras individuais são significativamente mais precisos do que aqueles obtidos a partir de moldeiras de estoque, dentre as quais aquelas de policarbonato mostram os piores resultados.

Nicholls (1998) discorreu sobre a relação entre significância clínica e estatística. Concluiu que para tomar decisões de ordem prática deve-se comparar os resultados com as necessidades clínicas.

Calamita (1999) avaliou a distorção da região do palato em modelos de gesso do arco superior para próteses parciais removíveis de extremidade livre, obtidos a partir de quatro diferentes técnicas de moldagem em dois tipos de modelos-mestre. As técnicas de moldagem utilizadas foram: hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque, hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque individualizada, pasta zincoeugenólica em moldeira individual, seguida de sobremoldagem de hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque e silicone de condensação em moldeira de estoque. As moldagens foram executadas em dois tipos de modelos-mestre metálicos, um de palato raso e outro de palato profundo. Os dados foram medidos com aparelho de medição tridimensional de coordenadas tendo resultado que todos os modelos apresentaram alterações em diferentes regiões. O autor concluiu que: 1) os modelos de gesso de palato profundo, obtidos de moldes de hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque e hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque individualizada, apresentam maiores alterações verticais, quando comparados aos modelos de gesso de palato raso obtidos pelas mesmas técnicas; 2) a profundidade de palato não exerce influência nas alterações verticais nesta região dos modelos de gesso obtidos de moldes de pasta zincoeugenólica em moldeira individual, seguida de sobremoldagem de hidrocolóide irreversível e de silicone de condensação em moldeira de estoque; 3) para a maioria dos pontos medidos nos modelos de palato profundo e palato raso, a técnica do hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque individualizada é a que apresenta maiores alterações, seguida pelo hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque, silicone de condensação em moldeira de estoque e pasta zincoeugenólica em moldeira individual; 4) ocorrem diferenças estatisticamente significativas entre os pontos anterior e posterior do palato nos modelos de palato profundo obtidos de

hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque e 5) não ocorrem diferenças estatisticamente significativas entre os pontos anterior e posterior do palato nos modelos de palato raso obtidos de moldes das diferentes técnicas de moldagem.

Rethmann e Nunn (1999) relataram que a literatura tem se tornado cada vez mais baseada em evidência (*evidence-based*) e os pesquisadores dependem cada vez mais da probabilidade estatística para validar suas assertivas experimentais.

Greenstein e Lamster (2000) afirmaram que a dependência da estatística para avaliar a relevância clínica de uma terapêutica é problemática e sugeriram o termo significância clínica para denotar mudanças expressivas na avaliação dos resultados experimentais.

Hujoel, Armitage e Garcia (2000) sugeriram que a eficácia dos tratamentos deveria ser comparada estatisticamente e quanto à sua significância clínica.

Teraoka e Takahashi (2000) avaliaram a pressão exercida pela expansão do gesso sobre moldes de silicone e as conseqüentes alterações dimensionais. Para isso, valeram-se de dois modelos laboratoriais de moldeiras: uma aberta e outra fechada. Os resultados revelaram que há diferenças significantes nas alterações dimensionais nas direções vertical (eixo z) e horizontal (eixos x e y) de todos os modelos de gesso produzidos pela moldeira aberta, fato que não ocorre com a moldeira fechada. Os autores concluíram que o gesso não se expande uniformemente na moldeira aberta e as alterações tridimensionais nos modelos de gesso aumentam quando se utiliza gesso de alta expansão de presa. Infere-se assim, que o comportamento da expansão do gesso no interior do molde é um dos fatores que afetam resultados experimentais.

Schleier et al. (2001) avaliaram o efeito do tempo de espera para o vazamento de modelos na estabilidade dimensional do hidrocolóide reversível. Os autores adotaram como critério de avaliação que uma discrepância de 98 µm entre os pilares é clinicamente aceitável. Baseados nesse critério, concluíram que moldes obtidos com o tipo de hidrocolóide testado podem ser mantidos em umidade de 100% por 60 minutos antes do vazamento sem perda de precisão.

Rudd e Rudd (2001) discutiram sobre 243 erros possíveis de ocorrer durante a produção de uma PPR. Dentre esses erros, aqueles relacionados com os procedimentos de moldagem mereceram, por parte dos autores, um lugar de destaque. Os autores ressaltaram que o alginato parece ser o material de moldagem de escolha para a produção de PPRs, em função de suas vantagens sobre outros materiais, dentre as quais destacam: controle sobre tempo de presa com o ajuste da temperatura da água, facilidade de manipulação, baixo custo e maior elasticidade dos hidrocolóides irreversíveis do que dos elastômeros, tornando mais fácil a remoção do molde da boca. Dentre as desvantagens, estão necessidade de vazamento imediato e tendência de aderência do alginato aos dentes.

Thongthammachat et al. (2002) avaliaram a influência de diferentes tipos de moldeiras, materiais de moldagem e tempo de vazamento na precisão de modelos de gesso. Dois tipos de moldeiras de estoque (plástica e metálica perfurada) e quatro tipos de moldeiras individuais (resina acrílica autopolimerizável, resina termoplástica, e dois tipos de resina acrílica fotopolimerizável) foram utilizados com dois tipos de material de moldagem (silicone de adição e poliéter) para moldar um modelo padrão metálico. Cada moldeira e material de moldagem foram utilizados para a obtenção de cinco moldes. Os modelos foram obtidos por meio de

vazamentos realizados após 30 minutos, 6 horas, 24 horas e 30 dias após a moldagem. Os resultados obtidos permitiram que os autores concluíssem que modelos precisos podem ser obtidos tanto com moldeiras de estoque quanto com moldeiras individuais. Um molde em poliéter deve ser vazado uma única vez e dentro de 24 horas após a moldagem. O silicone de adição apresenta melhor estabilidade que o poliéter.

Frank, Thielke e Johnson (2002) examinaram a influência do tipo de moldeira, da temperatura da água, da técnica de vazamento e da expansão do gesso na reprodução da abóbada palatina em modelos de gesso, obtidos a partir de moldagens em alginato, realizadas sobre modelo padrão plástico sob condições orais simuladas. A profundidade do palato foi mensurada com microscópio, em relação a um plano de referência predeterminado, tendo apresentado aumento de profundidade da ordem de 0,06 mm quando comparada com o modelo padrão. Os resultados obtidos levaram os autores a concluir que tanto o uso de moldeiras metálicas de estoque quanto moldeiras individuais, bem como o uso de diferentes temperaturas da água, podem resultar na produção de modelos com contorno do palato de precisão comparável. O uso de gesso com baixa expansão de presa ou a inversão do modelo sobre uma base imediatamente após o vazamento, produzem modelos com profundidades do palato mais próximas ao modelo padrão.

Phoenix, Cagna e DeFreest (2003) propuseram a sulcagem do modelo na delimitação da borda do conector para prover um ressalto na peça que garantisse o vedamento posterior mesmo quando houvesse uma discrepância no assentamento da barra fundida de até 0,5 mm.

3 PROPOSIÇÃO

Na falta de maior consistência clínica da literatura específica, se fez pertinente uma avaliação da influência da técnica de moldagem na correta reprodução dos dentes suportes e região palatina visando à obtenção do modelo de trabalho para confecção de uma prótese removível superior. Neste sentido, o presente trabalho compara três técnicas por meio de simulação *in vitro*.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização do experimento foi utilizado um modelo padrão metálico, construído em liga de cobalto-cromo, representando um maxilar superior em tamanho natural, de um caso Classe II de Kennedy, tendo como remanescentes os correspondentes aos dentes 17 e 15-25. Os elementos 12, 15, 17, 22 e 25 foram substituídos por pinos-guia de aço-liga (DIN 6325) retificados, de 6 mm de diâmetro, para servirem como auxiliares no processo de mensuração.

Este modelo padrão foi obtido a partir de modelo original de um paciente, reproduzido em cera para fundição¹ e modificado a fim de preencher os requisitos para a pesquisa. A partir do modelo em cera foi obtido um molde em silicone RTV², no interior do qual foi vertida cera para fundição¹ liquefeita em banho-maria de maneira a obter-se um padrão de fundição “laminar” que, após incluído em revestimento refratário³ foi fundido em liga de cobalto-cromo por meio da técnica da cera perdida⁴ (Figura 4.1 A). Uma vez realizada a fundição, acabamento e polimento, o modelo, até então vazio, foi preenchido com massa plástica⁵. Por meio de uma fresadora de bancada⁶, foram realizadas as cinco perfurações nas quais foram inseridos os pinos de aço, que então foram fixados por meio de adesivo à base de cianoacrilato⁷ (Figura 4.1 B).

¹ Labordental Ltda., Brasil.

² Plastofibras Coml. Ltda., Brasil.

³ Heat Shock, Polidental Ind.Com.Ltda., Brasil

⁴ Laboratório de Prótese Mario Galeno.

⁵ Maxi Rubber Inds. Químicas, Brasil

⁶ Blue Power, Microtecnor, Itália

⁷ Super Bonder, Henkel Ltda., Brasil.

Figuras 4.1 A e B – Imagens do modelo padrão, vendo-se em A, o modelo laminar, inacabado e em B o modelo concluído

Para possibilitar a inserção e a remoção da moldeira de maneira padronizada, assim como manter distância constante e predeterminada entre a moldeira e a região de interesse, foi utilizado o dispositivo desenvolvido por Calamita (1999) e por nós modificado para atender os requisitos da pesquisa. (Figura 4.2).

Figura 4.2 - Dimensões do dispositivo para moldagem (mm)

O dispositivo foi composto por duas placas quadradas de acrílico, medindo 130 por 130 mm e 15 mm de espessura, sendo que na inferior foram fixadas quatro colunas paralelas com 8 mm de diâmetro obtidas a partir de parafusos de aço com a cabeça cortada que, por sua vez, se encaixavam, com precisão, em quatro orifícios

na placa superior, e definiam o eixo de inserção estabelecido. Vestiam essas colunas tubos de PVC⁸ que funcionavam como limitadores determinantes de altura, com a função de padronizar a posição do modelo e, por conseguinte, a espessura do material de moldagem, proporcionando distância constante de aproximadamente 5 mm entre a moldeira e os dentes do modelo padrão. O modelo padrão foi fixado na placa superior com dois parafusos, enquanto a moldeira foi fixada na placa inferior com três parafusos (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Dispositivo para moldagem com o modelo padrão e a moldeira fixados

No momento das moldagens, a moldeira, localizada na parte inferior do dispositivo, foi preenchida com o material de moldagem e a parte superior, contendo o modelo padrão, foi posicionada sobre esta moldeira preenchida, guiada pelas colunas paralelas, até a altura pré-estabelecida pelos limitadores (Figuras 4.4 A e B).

⁸ Spiraflex Ind. Com. Ltda., Brasil

Figuras 4.4 A e B – Imagens do dispositivo para moldagem com o modelo padrão e a moldeira posicionados para moldagem. Notar em A os limitadores (L) ainda sem exercer sua função

Foram realizadas dez moldagens com cada uma das três técnicas estudadas, tendo-se obtido o total de trinta moldes e, conseqüentemente, trinta modelos, a partir do modelo padrão.

Todas as moldagens foram feitas em ambiente fechado, à temperatura de $22^{\circ}\text{C} \sim 1^{\circ}\text{C}$ (Figura 4.5). As proporções, técnicas de utilização e tempos de trabalho dos materiais utilizados seguiram rigorosamente as instruções dos fabricantes.

Figura 4.5 – Ambiente no qual foram realizados os procedimentos de moldagem e produção dos modelos

A separação entre o molde e o modelo padrão foi feita num movimento firme e único, no sentido do longo eixo dos dentes pilares, tendo como guias as colunas

verticais do dispositivo para moldagem. Uma vez removido do dispositivo, o molde foi inserido em uma fôrma confeccionada em silicone RTV (Figura 4.6) permitindo que os modelos obtidos apresentassem uniformidade quanto à forma da base e volume de gesso utilizado.

Figura 4.6 - Fôrma de silicone para o preenchimento dos moldes

Todos os moldes foram vazados imediatamente com 160 gramas de gesso tipo IV⁹, previamente pesado em balança de precisão¹⁰, misturado a 32 mililitros de água destilada¹¹, espatulado manualmente por 15 segundos para a incorporação do pó à água, depois a vácuo¹² durante 45 segundos e vibrado¹³, em pequenas quantidades, sobre os moldes, até o preenchimento da fôrma de silicone. Todos os moldes preenchidos com gesso foram mantidos em umidificador¹⁴ (Figura 4.7), tendo-se aguardado um período de uma hora para a presa do material. Os modelos

⁹ Vel Mix Stone, Kerr Manufacturing Company, Estados Unidos.

¹⁰ Modelo AS5500, Marte Balanças e Aparelhos de Precisão Ltda., Brasil.

¹¹ Cinord-Sul Ind. Quím. e Farmacêutica, Brasil

¹² EDG Equipamentos, Brasil.

¹³ Vibrador de gesso, VH Midas Dental Products Ltda, Brasil.

¹⁴ Caixa plástica do tipo “Tupperware®”, com tampa, medindo 36X26X12 cm, contendo em seu interior um suporte com perfurações onde são apoiados os moldes a fim de que não entrem em contato com a água presente no fundo da caixa.

foram separados dos moldes, recortados num recortador de gesso¹⁵ e mantidos à temperatura ambiente por, pelo menos, 24 horas, antes do registro das medidas.

Figura 4.7 - Modelo em fôrma de silicone, mantido no umidificador

Os 30 modelos resultantes (Figura 4.8) foram identificados e numerados de acordo com a técnica empregada para sua obtenção (Tabela 4.1). Assim, foram classificados em modelos **AL** (Alginato), modelos **MS** (Técnica Mista: pasta zincoeugenólica + alginato) e modelos **SC** (Silicone de Condensação).

Figura 4.8 - Imagem dos 30 modelos obtidos

¹⁵ VH Midas Dental Products Ltda, Brasil.

Tabela 4.1 - Técnicas, materiais de moldagem e moldeiras utilizadas

Técnica	Materiais	Moldeira	Nome comercial	Fabricante
AL	Alginato	Estoque	Jeltrate	Dentsply
MS	Pasta zincoeugenólica + alginato	Individual e estoque	Jeltrate e Pasta Lysanda	Dentsply e Lysanda
SC	Silicone de Condensação	Estoque	Zetaplus-Oranwash	Zhermack

Para a técnica **AL** - *alginato em moldeira de estoque* - foi utilizada uma moldeira ¹⁶, que se adaptou ao modelo padrão com suas bordas mantendo distância aproximada de 5 mm da superfície vestibular dos dentes suportes. O alginato foi manipulado manual e vigorosamente por 45 segundos, com a relação, em volume, de quatro conchas de pó para quatro medidas de água, empregando-se os proporcionadores fornecidos pelo fabricante. Procedeu-se ao preenchimento da moldeira e à moldagem propriamente dita, tendo-se aguardado a geleificação do alginato por cinco minutos, contados a partir do início da manipulação do material, para então se separar o molde do modelo padrão.

Para a técnica **MS** - *moldagem funcional do palato com pasta zincoeugenólica em moldeira individual de resina acrílica, seguida de sobremoldagem com alginato em moldeira de estoque* - foram construídas dez bases de resina acrílica quimicamente ativada incolor¹⁷ abrangendo toda a área edêntula do modelo padrão, sem alívio, com distância de 3 mm dos dentes suportes. Foram acrescentadas alças sobre as bases com o objetivo de reter o alginato e servir de apoio à moldeira de estoque que seria utilizada.

¹⁶ Hi-Tray #5, Zhermack Dental Production, Itália.

¹⁷ Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Brasil.

Comprimentos iguais da pasta base e catalisadora¹⁸, de aproximadamente 3 cm, foram colocados sobre uma placa de vidro e misturados até ter-se obtido uma pasta homogênea, lisa e de coloração rósea. A base de resina foi recoberta com uma camada uniforme de pasta e posicionada sobre o modelo padrão, simulando a primeira etapa da moldagem. Aguardaram-se 8 minutos para a presa do material, quando então removeu-se a base para verificação da exatidão do molde. Após recorte dos excessos, reposicionou-se a base e procedeu-se a sobremoldagem com hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque, da forma descrita na técnica A.

Para a técnica **SC** - *silicone de condensação em moldeira de estoque - técnica da dupla moldagem ou do reembasamento* – o modelo padrão foi primeiramente aliviado com lâmina de acetato de 1 mm de espessura¹⁹, previamente confeccionada em aparelho de vácuo²⁰ a fim de se criar espaço para o material fluido. O modelo padrão assim aliviado foi, então, moldado com silicone pesado²¹ (sete medidas desse material misturadas a 56 centímetros de pasta catalisadora²² até sua completa homogeneização). Após a polimerização do material pesado (5 minutos), removeram-se o molde e a lâmina de acetato do modelo padrão. Misturaram-se comprimentos iguais de 15 cm de material leve²³ com pasta catalisadora²², até se obter uma pasta de coloração homogênea. Espalhou-se o material sobre todo o molde feito com o material pesado e procedeu-se à segunda etapa da moldagem, tendo-se aguardado 5 minutos para a polimerização do material.

¹⁸ Lysanda Prods. Odont. Ltda., Brasil

¹⁹ Comercial Plastec Ltda., Brasil.

²⁰ PlastiVac P7, Bio-Art, Brasil.

²¹ Zetaplus, Zhermack Dental Production, Itália.

²² Zhermack Dental Production, Itália.

²³ Oranwash, Zhermack Dental Production, Itália.

4.1 Método de avaliação

Como o presente estudo teve por objetivo avaliar a reprodutibilidade da região do palato e do posicionamento de pilares em modelos de gesso obtidos a partir de diferentes técnicas de moldagem, foram analisadas as coordenadas tridimensionais de pontos representativos do perfil palatino e a posição relativa e inclinação dos dentes pilares quanto à sua fidedignidade em relação à morfologia do modelo padrão.

Assim, foram definidos os seguintes pontos:

A) Relativos à abóbada palatina

Figura 4.9 - Pontos po11/po25 medidos em região de abóbada palatina dos modelos e pilares P1/P5

Foram analisados dez pontos (denominados de po11 a po15, e de po21 a po25) distribuídos em duas linhas perpendiculares à linha mediana do modelo, entendendo-se como tal a perpendicular à reta que passa pelos centros dos pilares P3 e P4, no ponto equidistante entre os referidos pilares. Cada uma dessas linhas foi composta por cinco pontos, sendo que um deles coincidiu com a linha mediana (po13 no caso da linha mais anterior e po23 na mais posterior) e os outros quatro,

dois de cada lado, distaram 6 e 12 mm dessa mesma linha. A mais anterior dessas perpendiculares distou 20 mm da já citada reta que passa pelos centros dos pilares P3 e P4 e a mais posterior, paralela à primeira, 35 milímetros da mesma referência (Figura 4.9).

B) Relativos aos pilares

Figura 4.10 - Pilares (P1 a P5) e distâncias medidas nos modelos

Os três pilares vizinhos aos espaços protéticos (P1, P2 e P5), tiveram as distâncias entre seus centros mensuradas e registradas. Assim, foram obtidas as distâncias do pilar P1 aos pilares P2 e P5 (denominadas dP1 /P2 e dP1/P5) e do pilar P2 ao pilar P5 (dP2/P5) (Figura 4.10). Além disso, foram registradas as inclinações desses três pilares cilíndricos nas projeções dos planos zx (iP1x a iP5x) e zy (iP1y a iP5y).

Para a mensuração dos modelos foi utilizado equipamento de medição tridimensional de coordenadas CRYSTA-APEX C7106²⁴. O aparelho era constituído por três elementos: a unidade controladora (incluindo um comando tipo joystick), um

²⁴ Mitutoyo Sul Americana Ltda

cabeçote contendo o sensor de toque e um microcomputador gerenciado pelo programa Geopak WIN v2.4R4²⁴ (Figuras 4.11 e 4.12).

Figura 4.11 - Aparelho de medição tridimensional de coordenadas: 1) unidade controladora; 2) comando tipo joystick da unidade controladora; 3) cabeçote com sensor de toque e 4) microcomputador

Figura 4.12 - Detalhe do sensor de toque do equipamento de medição

Inicialmente, foi definido o sistema de coordenadas. A reta que passava pelos centros dos pilares P3 e P4 determinou o **eixo x**, enquanto a perpendicular a este eixo passando pelo ponto mediano entre os pilares citados, o **eixo y**. A origem do **eixo z** foi estabelecida a partir de um plano formado pelos centros dos pilares P1, P3 e P4, que também estabeleceu o nivelamento virtual dos modelos pelo equipamento de medição (Figura 4.13).

Figura 4.13 - Eixos x e y e plano de nivelamento

Com o objetivo de fixar os modelos e padronizar sua posição em relação à plataforma do aparelho, foi desenvolvido um dispositivo em alumínio, parafusado sobre a mesa do equipamento (Figura 4.14).

Figura 4.14 - Modelo padrão posicionado para a medição

4.1.1 Medição dos pontos no palato

Para cada um dos dez pontos a serem medidos foram determinadas as coordenadas x e y , em direção às quais o equipamento foi programado à deslocar-se, e registrada a variável z por meio do toque do sensor na superfície. De acordo com o sistema de medições adotado, quando este sensor se movimentava para cima os valores de z ficavam maiores e quando ela se movimentava para baixo, os valores de z diminuía. Valores negativos foram representativos de uma situação na qual o ponto estava numa posição abaixo do plano de nivelamento ($z=0$)

4.1.2 Medição das distâncias entre pilares

Inicialmente foi determinado o centro de cada um dos cinco pilares. Para tanto, o sensor foi posto em contato com a superfície do cilindro em três pontos gerando, por extrapolação, um círculo cujo centro coincidiu com o centro do pilar. Uma vez determinado o centro de cada um dos pilares, a distância entre eles foi trigonometricamente fornecida pelo programa.

4.1.3 Medição da inclinação dos pilares

A inclinação dos pilares foi determinada pelo eixo de cada um dos cilindros. Assim, inicialmente um círculo foi definido pelo toque do sensor em três pontos ao redor do cilindro em sua porção mais apical. Outro círculo foi definido pelo mesmo método, mas 2 mm acima do primeiro. Os centros desses círculos foram virtualmente unidos por uma reta representativa do eixo do cilindro. Os ângulos formados por essa reta e cada um dos eixos do sistema de coordenadas (x, y e z) foram mensurados e registrados para cada um dos cinco pilares.

5 RESULTADOS

Para que se pudesse avaliar o comportamento das técnicas de moldagem quanto à capacidade de reprodução de estruturas de interesse em relação ao modelo padrão, foram definidas as seguintes variáveis experimentais:

- Dez pontos representativos do perfil palatino distribuídos em duas linhas perpendiculares à linha mediana do modelo. Na mais anterior dessas linhas estavam os pontos **po11, po12, po13, po14 e po15**, enquanto que na linha mais posterior, os pontos **po21, po22, po23, po24 e po25**.
- Distâncias entre os três pilares vizinhos aos espaços protéticos da seguinte forma: do pilar P1 aos pilares P2 e P5 (denominadas respectivamente **dP1/P2** e **dP1/P5**) e do pilar P2 ao pilar P5 (**dP2/P5**).
- Inclinação dos três pilares vizinhos aos espaços protéticos (P1, P2 e P5) projetadas nos planos zx (**iP1x, iP2x e iP5x**) e zy (**iP1y, iP2y e iP5y**).

Essas variáveis foram inicialmente mensuradas no modelo padrão por três vezes, tendo-se obtido assim um valor médio utilizado como referência para a análise comparativa com os modelos de gesso produzidos pelas diferentes técnicas de moldagem (Apêndice A).

Nos apêndices B a D podem ser observados os valores obtidos para cada medição nos modelos de gesso, produzidos por meio de cada uma das

técnicas em estudo. No apêndice B, os valores negativos são representativos de uma situação na qual o ponto mensurado situou-se numa posição abaixo do plano de nivelamento ($z=0$).

Nos apêndices E a G observam-se as diferenças entre os valores das medidas obtidas nos modelos de gesso e seus correspondentes do modelo padrão. No apêndice E, valores negativos indicam que o ponto em questão esteve abaixo da posição correspondente no modelo padrão, enquanto que valores positivos são indicativos de diferenças que estiveram acima desta referência, mas não necessariamente acima do plano de nivelamento ($z=0$). No apêndice F, valores negativos representam diminuição das distâncias horizontais, enquanto que no apêndice G representam a diminuição da angulação mensurada.

O apêndice H apresenta um comparativo das diferenças médias obtidas por meio de cada uma das técnicas de moldagem.

O apêndice I apresenta um comparativo das medidas médias obtidas por cada uma das técnicas de moldagem, em relação ao modelo padrão.

Para a análise estatística dos resultados obtidos nas três técnicas de moldagem empregadas foi realizado o Teste de Kurskal-Wallis, admitindo um nível de significância de 8%, complementado pelo Teste de Mann-Whitney para diferenciarmos os resultados significantes.

5.1 Parâmetros de avaliação

A investigação científica procura legitimar suas assertivas experimentais na probabilidade estatística, o que empresta um alto grau de objetividade à análise dos resultados obtidos. A avaliação estatística no presente estudo pondera se as diferenças observadas podem ser atribuídas ao acaso ou se, dentro de certa margem de confiabilidade, assinalam resultados distintos entre as técnicas testadas. Embora seja improvável que procedimentos equivalentes do ponto de vista estatístico possam vir a ter comportamento divergente, nem sempre uma diferença estatisticamente significativa corresponderá a uma vantagem clínica. A aplicabilidade terapêutica desta vantagem experimental dependerá, primeiro, do que representa, na prática, esta diferença demonstrada estatisticamente. Para definir se uma diferença é relevante ou não, são necessários parâmetros práticos de avaliação que validem a significância clínica dos resultados (NICHOLLS, 1998; RETHMAN; NUNN, 1999; GREENSTEIN; LAMSTER, 2000; HUJOEL; ARMITAGE; GARCIA, 2000).

No presente estudo, procurou-se determinar se a técnica de obtenção do modelo de trabalho para a confecção da prótese removível influiria na reprodução da posição relativa dos dentes suportes e no contorno palatino. Assim os resultados precisam ser considerados em sua implicação clínica sob três aspectos: diferenças no perfil palatino, nas distâncias e inclinações relativas entre os suportes.

5.1.1 Perfil palatino

O conector maior de uma prótese removível superior deve estar justaposto à fibromucosa para que se atinja o máximo suporte e conforto do paciente. Assim, a reprodução precisa do perfil palatino em modelos de trabalho é fator essencial. A literatura propõe a sulcagem do modelo na delimitação da borda do conector (Figura 5.1) para prover-se um ressalto na peça que garanta o vedamento posterior mesmo quando houver uma discrepância no assentamento da barra fundida de até 0,5 mm, ou 500 μm (McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; PHOENIX; CAGNA; De FREEST, 2003).

Figura 5.1 - Ilustração do perfil palatino onde se apoia uma barra e a localização da sulcagem prevista na literatura para compensar eventuais discrepâncias de assentamento. No destaque, uma visão ampliada da sulcagem de 0,5 mm (500 μm)

Considerando-se essa grandeza de 500 μm como parâmetro máximo de desajuste, foi estabelecido um critério de classificação dos desvios observados em faixas de adequação. Assim, os valores absolutos dentro de uma variação de 100 μm foram definidos como pertencentes a uma tolerância

acadêmica e os acima de 500 μm como clinicamente relevantes. Entre estes extremos, os dados foram divididos em: de 100 a 250 μm e de 250 a 500 μm só com intuito de clareza.

5.1.2 Distâncias entre os pilares

No que tange às distâncias entre os pilares, Thongthammachat et al. (2002) confirmam que distorções ocorridas dentro do limite do espaço do ligamento periodontal, que varia de 90 a 240 μm (COOLIDGE, 1937; CARRANZA JR; NEWMAN, 1996), devem ser aceitáveis. Assim, estabeleceu-se como parâmetro de avaliação clínica uma variação máxima de 180 μm entre pilares, considerando 90 μm como a capacidade de adaptação de cada pilar.

5.1.3 Inclinações dos pilares

Sempre que houver distorção na reprodução dos dentes com a modificação de sua inclinação, a interação dos planos-guias dos pilares com as respectivas placas proximais na estrutura metálica será alterada, podendo comprometer a estabilidade da prótese. Quando os planos-guia encontram-se absolutamente paralelos, a única forma de remoção da prótese será pelo seu eixo de inserção (Figura 5.2). Caso os planos-guia, corretamente preparados, fiquem imprecisos no modelo por uma deficiência de técnica de moldagem, a peça estará sujeita a movimentar-se em sentido outro que não o do eixo de inserção, sofrendo uma rotação com ponto de fulcro no apoio (Figura 5.2). Assim, a prótese poderia ser removida de seu sítio ou teria sua retenção

dependente exclusivamente da ação dos grampos o que poderia prejudicar a longevidade do tratamento protético

Figura 5.2 - **A:** Espaço protético com distância entre apoio oclusal e região cervical do dente oposto (C_1), onde o plano-guia trava contra o perfil axial do suporte e promove estabilidade; **B:** Espaço protético com distância entre apoio oclusal e região cervical oposta (C_2) com plano-guia ineficaz

De modo ideal, o modelo de trabalho deve reproduzir absolutamente a posição dos dentes. Em caso de distorção, o erro máximo admissível para a inclinação do perfil axial do dente é aquele a partir do qual o plano-guia deixa de contribuir para a estabilização e retenção da prótese. Esse limite foi adotado como parâmetro de significância clínica dos dados deste experimento. Com o intuito de se determinar essa inclinação, foi traçado um

modelo geométrico que traduzisse a configuração do espaço protético do modelo padrão. Neste modelo (Figura 5.3), a inclinação crítica do pilar seria o ângulo (ANG) em que o arco de circunferência (rotação), descrito pelo ponto mais cervical da estrutura, tangenciasse o plano-guia proximal.

Figura 5.3 - Modelo geométrico do espaço protético. (D_{aps} : distância entre os apoios oclusais; D_{ace} : distância entre o apoio oclusal e limite cervical do plano-guia; PG: comprimento do plano guia; ANG: inclinação da parede axial do suporte para um deslocamento desimpedido da estrutura quando da rotação segundo o arco com raio D_{ace} ; eixo: eixo de inserção ideal com o paralelismo absoluto dos suportes; A: ângulo do plano-guia com o plano oclusal)

No triângulo da figura 5.3, o segmento D_{ace} é perpendicular ao plano-guia do suporte por definir o raio da tangente. Uma vez que as distâncias D_{aps} e PG são conhecidas A é calculado e ANG será seu complementar.

Com base nestas análises, definiram-se, os parâmetros de avaliação para a magnitude de diferença entre as inclinações inicial e final dos suportes adjacentes aos espaços protéticos (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 - Valores da inclinação crítica do plano-guia quando considerados os pilares e a distância entre estes no modelo padrão

Espaço	Distância entre pilares no modelo padrão	Inclinação crítica (graus)
P1/P2	23,60	15,0
P2/P5	35,86	7,0

5.2 Avaliação dos resultados

Para uma melhor compreensão e facilidade de exposição, os resultados serão apresentados de maneira individualizada para o perfil palatino, distância entre pilares e inclinação dos pilares.

5.2.1 Avaliação do perfil palatino

Os pontos foram definidos por meio de aparelho de medição tridimensional de coordenadas como uma variação do eixo z determinada pelo toque do sensor sobre coordenadas x e y predeterminadas na superfície palatina dos modelos. Os resultados para os trinta modelos constam no apêndice B, subdivididos pelas diferentes técnicas.

Com o objetivo de avaliar capacidade de reprodução das técnicas de moldagem, foram determinadas as diferenças entre os valores obtidos nos modelos de gesso e aqueles correspondentes no modelo padrão (Apêndice E). As médias dessas diferenças encontram-se na figura 5.4.

Figura 5.4 - Diferenças médias das dez leituras para cada ponto no palato dos modelos de gesso obtidos por meio de cada uma das técnicas de moldagem

A tabela 5.2 esclarece quanto ao número de pontos nos modelos que se encontram em cada uma das faixas de desajuste estabelecidas em nosso parâmetro de avaliação e ao percentual em relação ao total.

Tabela 5.2 – Distribuição dos pontos mensurados por faixa de desajuste

Desajuste (em μm)	Alginato (AL)	% da técnica em relação ao total	Mista (MS)	% da técnica em relação ao total	Silicone (SC)	% da técnica em relação ao total	Total	% em relação ao total
< -500	0	0,0	0	0,0	4	100,0	4	1,3
de -500 a -250	1	7,1	1	7,1	12	85,8	14	4,7
de -250 a -100	14	23,3	10	16,7	36	60,0	60	20,0
de -100 a 0	40	41,7	23	24,0	33	34,3	96	32,0
de 0 a 100	39	43,3	39	43,3	12	13,4	90	30,0
de 100 a 250	4	12,1	27	81,8	2	6,1	33	11,0
de 250 a 500	2	66,7	0	0,0	1	33,3	3	1,0
>500	0	0	0	0	0	0	0	0,0

Uma representação gráfica, agrupada, dos dados da tabela 5.2 pode ser vista na figura 5.5.

Figura 5.5 - Distribuição dos pontos mensurados por faixa de desajuste

Da figura 5.5 podemos depreender que dos 300 pontos mensurados no palato (10 em cada um dos dez modelos para cada uma das três técnicas), 186 encontram-se na faixa de desajuste compreendida entre -100 μm e 100 μm, o que representa 62%. Dos 300 pontos, um total de 4 (1,33%) apresentaram desajuste na faixa correspondente a <500 μm.

Ao fazermos uma análise individual da distribuição desses pontos pelas diferentes técnicas de moldagem, percebemos (figura 5.6) que dos 186 referidos pontos, 79 correspondem a modelos obtidos pela técnica **AL**, representando 42,5% dos pontos constantes da faixa de menor desajuste. A técnica **MS** foi responsável por 33,3% dos pontos nessa faixa, enquanto que a técnica **SC**, com 24,2%, respondeu por 45 pontos incluídos naquele intervalo.

Técnica AL

Técnica MS

Técnica SC

Figura 5.6 - Distribuição, por faixa de desajuste, dos pontos mensurados em cada uma das técnicas de moldagem

Outro aspecto dos resultados obtidos que nos chama a atenção é o fato de que, enquanto a técnica **AL** mostra distribuição bastante equilibrada, concentrando a maioria dos pontos na região central do gráfico (79% dentro da faixa de tolerância acadêmica), as outras duas técnicas exibem tendências diferentes. A técnica **MS** concentra a maioria de seus pontos à direita do gráfico onde os valores são positivos, indicando que os pontos mensurados encontram-se em posição acima dos pontos correspondentes usados como referência no modelo padrão, muito embora 62% dos pontos encontrem-se na faixa de menor desajuste. De modo inverso, a técnica **SC**, com 45% dos pontos na referida faixa, concentra a maioria dos resultados à esquerda do gráfico onde os valores são negativos estando, portanto, abaixo da referência correspondente.

A análise estatística nos conduz à conclusão de que existe uma diferença significativa entre as técnicas para os pontos po12, po13, po14, po15, po21, po22, po23 (Tabela 5.3).

A partir da verificação desta variabilidade significativa entre as técnicas para os pontos mencionados, realizou-se o teste complementar Mann-Whitney para a comparação das técnicas, duas a duas, para que se pudesse determinar quais delas causaram as diferenças (Tabela 5.4). Da análise dessa tabela depreende-se que não houve diferença significativa apenas nas seguintes combinações: entre as técnicas **AL** e **MS** para os pontos po15, po21 e po23; entre as técnicas **AL** e **SC** para os pontos po21, po22 e po23. Entre as técnicas **SC** e **MS** houve significância na variação para todos os pontos estudados por esse teste.

Tabela 5.3 - Valores utilizados para o teste de Kurskal-Wallis referentes aos pontos mensurados no palato

Região Palatina		Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor
po11	Alginato	-48,00	-21,5	127,57	10	-127,07	31,07	0,254 ^{ns}
	Mista	-31,50	-29	53,70	10	-64,78	1,78	
	Silicone	-200,60	-73	251,20	10	-356,29	-44,91	
po12	Alginato	-22,60	-6	72,66	10	-67,63	22,43	0,002*
	Mista	37,30	54,5	57,76	10	1,50	73,10	
	Silicone	-126,80	-72,5	152,45	10	-221,29	-32,31	
po13	Alginato	-13,00	-9,5	58,51	10	-49,27	23,27	0,001*
	Mista	48,70	72	58,77	10	12,28	85,12	
	Silicone	-122,80	-89,5	140,30	10	-209,76	-35,84	
po14	Alginato	1,00	-2,5	51,55	10	-30,95	32,95	0,001*
	Mista	70,50	96,5	69,78	10	27,25	113,75	
	Silicone	-119,70	-79,5	162,72	10	-220,55	-18,85	
po15	Alginato	14,30	22	86,59	10	-39,37	67,97	0,009*
	Mista	46,30	49,5	84,99	10	-6,38	98,98	
	Silicone	-145,90	-68	220,93	10	-282,83	-8,97	
po21	Alginato	-58,70	-48	83,96	10	-110,73	-6,67	0,044*
	Mista	3,60	19	68,80	10	-39,04	46,24	
	Silicone	-170,70	-89	193,69	10	-290,75	-50,65	
po22	Alginato	-33,00	-39	65,83	10	-73,80	7,80	0,018*
	Mista	39,40	69	108,10	10	-27,60	106,40	
	Silicone	-120,90	-62	128,28	10	-200,41	-41,39	
po23	Alginato	-14,90	-38,5	83,18	10	-66,45	36,65	0,073*
	Mista	36,50	85,5	132,10	10	-45,38	118,38	
	Silicone	-92,90	-104	115,94	10	-164,76	-21,04	
po24	Alginato	3,90	-28	134,76	10	-79,63	87,43	0,104 ^{ns}
	Mista	53,60	98,5	130,69	10	-27,40	134,60	
	Silicone	-80,70	-109,5	122,93	10	-156,89	-4,51	
po25	Alginato	19,10	-8	192,31	10	-100,09	138,29	0,414 ^{ns}
	Mista	-11,80	43,5	161,36	10	-111,81	88,21	
	Silicone	-63,40	-83	162,24	10	-163,95	37,15	

*: significativo; ns: não-significativo

Tabela 5.4 - Valores utilizados para o teste de Mann-Whitney referentes aos pontos mensurados no palato

Região Palatina		Alginato	Mista
po11	Mista		
	Silicone		
po12	Mista	0,023*	
	Silicone	0,038*	0,002*
po13	Mista	0,028*	
	Silicone	0,031*	0,001*
po14	Mista	0,023*	
	Silicone	0,016*	0,001*
po15	Mista	0,326 ^{ns}	
	Silicone	0,017*	0,007*
po21	Mista	0,082 ^{ns}	
	Silicone	0,290 ^{ns}	0,023*
po22	Mista	0,049*	
	Silicone	0,131 ^{ns}	0,014*
po23	Mista	0,174 ^{ns}	
	Silicone	0,131 ^{ns}	0,049*
po24	Mista		
	Silicone		
po25	Mista		
	Silicone		

*: significativo; ns: não-significativo

5.2.2 Avaliação das distâncias entre os pilares

A figura 5.7 representa as diferenças médias entre cada distância mensurada entre os pilares P1 e P2 (dP1/dP2), P1 e P5 (dP1/dP5) e P2 e P5 (dP2/dP5) nos modelos de gesso e sua correspondente no modelo padrão.

Figura 5.7 - Diferenças médias (μm) das distâncias entre os pilares P1, P2 e P5 dos modelos de gesso e seus correspondentes no modelo padrão

Muito embora tenham ocorrido distorções horizontais nos modelos produzidos com as três técnicas, podemos observar que nenhuma delas apresentou alteração média nas distâncias entre pilares que estivesse acima da variação máxima de $180\ \mu\text{m}$ estabelecida em nossos parâmetros de avaliação. Na verdade, analisando-se apêndice F, pode-se observar que das noventa medidas obtidas, apenas três ultrapassam este limite, sendo duas delas na técnica **SC** e uma na **AL**, todas obtidas para a distância diagonal dP1/dP5.

Podemos, entretanto, observar que as maiores alterações foram obtidas com a técnica **SC**, as quais apresentaram tendência de aumento das distâncias o que pode ser inferido pelos valores positivos. A técnica **MS** apresentou os menores valores de alteração com tendência de encurtamento das distâncias, evidenciado pelos valores negativos predominantemente apresentados. Em termos percentuais, os desvios médios variaram de 0,007% a 0,13% considerando-se as três técnicas.

Na Tabela 5.5 averiguamos que existe uma diferença estatisticamente significativa entre as técnicas para todas as distâncias mensuradas, ou seja, dP1/P2, dP1/P5 e dP2/P5.

Na Tabela 5.6 têm-se os p-valores de todas as comparações duas a duas. Da análise dessa tabela pode-se inferir que para a distância entre os pilares P1 e P2 (dP1/P2) e P1 e P5 (dP1/P5) somente não houve diferença significativa entre as técnicas **AL** e **SC**. Para a distância dP2/P5 a significância não pôde ser observada apenas entre as técnicas **AL** e **MS**.

Tabela 5.5 - Valores utilizados para o teste de Kurskal-Wallis referentes às distâncias entre os pilares P1, P2, e P5

Distância Pilares		Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor
dP1/P2	Alginato	16,00	11	33,32	10	-4,65	36,65	0,018*
	Mista	-26,30	-18	28,95	10	-44,24	-8,36	
	Silicone	1,70	6	31,65	10	-17,91	21,31	
dP1/P5	Alginato	38,00	15,5	62,13	10	-0,51	76,51	0,004*
	Mista	-23,40	-23,5	31,93	10	-43,19	-3,61	
	Silicone	60,50	24,5	96,83	10	0,48	120,52	
dP2/P5	Alginato	3,70	2,5	8,62	10	-1,64	9,04	0,015*
	Mista	-2,60	-0,5	15,85	10	-12,43	7,23	
	Silicone	42,80	29,5	78,21	10	-5,68	91,28	

*: significativo; ns: não-significativo

Tabela 5.6 - Valores utilizados para o teste de Mann-Whitney referentes às distâncias entre os pilares P1, P2, e P5

Distância Pilares		Alginato	Mista
dP1/P2	Mista	0,009*	
	Silicone	0,496 ^{ns}	0,031*
dP1/P5	Mista	0,003*	
	Silicone	0,650 ^{ns}	0,007*
dP2/P5	Mista	0,384 ^{ns}	
	Silicone	0,019*	0,013*

*: significativo; ns: não-significativo

5.2.3 Avaliação das inclinações dos pilares

As alterações angulares foram pesquisadas para se determinar que papel poderiam ter no comprometimento do preparo axial para um plano guia.

Figura 5.8 - Diferenças médias, em graus, das inclinações, nos planos xz (A) e yz (B), dos pilares P1, P2 e P5 dos modelos de gesso e seus correspondentes no modelo padrão

A figura 5.8 apresenta os valores médios individuais de variação por técnica estudada. Percebe-se que no plano yz ocorreu variação maior do que aquela observada no plano xz. Os desvios angulares individuais dos pilares variaram de $-0,74^{\circ}$ à $1,89^{\circ}$ (com médias entre $0,22^{\circ}$ a $1,10^{\circ}$) para P1, P2 e P5.

Para as distâncias definidas, o ângulo crítico de travamento é, conforme nosso parâmetro de avaliação, de 15° para a distância entre P1 e P2 e de 7° para a distância entre P2 e P5.

Ao fazermos uma análise do comportamento da inclinação acumulada dos pilares, dois a dois, notamos, com o auxílio da Figura 5.9, que a maior diferença angular, correspondente a $1,09^{\circ}$, ocorreu para a técnica **AL** entre os pilares P1 e P2 (sentido antero-posterior).

Figura 5.9 - Valores (graus) acumulados para os espaços entre os pilares P1/P2 e P2/P5 segundo a técnica de moldagem

Analisando os resultados estatísticos verificamos que nenhuma das medidas obtidas por cada uma das técnicas estudadas para a inclinação individual dos pilares P1, P2 e P5 nos eixos x e y apresentou variabilidade significativa (Tabela 5.7).

Tabela 5.7 - Valores utilizados para o teste de Kurskal-Wallis referentes às inclinações dos pilares P1, P2, e P5 nos eixos x, y e z

Inclinação dos Pilares		Média	Mediana	Desvio Padrão	Tamanho	Limite Inferior	Limite Superior	p-valor
iP2x	Alginate	0,129	0,099	0,337	10	-0,080	0,338	0,722 ^{ns}
	Mista	0,125	0,124	0,134	10	0,043	0,208	
	Silicone	0,300	0,1925	0,661	10	-0,110	0,710	
iP5x	Alginate	-0,054	-0,131	0,356	10	-0,275	0,166	0,224 ^{ns}
	Mista	0,155	0,0242	0,376	10	-0,078	0,389	
	Silicone	0,016	-0,036	0,404	10	-0,235	0,267	
iP1y	Alginate	0,615	0,48	0,526	10	0,289	0,941	0,137 ^{ns}
	Mista	0,173	0,171	0,340	10	-0,038	0,383	
	Silicone	0,373	0,3243	0,259	10	0,213	0,534	
iP2y	Alginate	0,481	0,5525	0,227	10	0,340	0,622	0,750 ^{ns}
	Mista	0,409	0,3108	0,214	10	0,277	0,542	
	Silicone	0,465	0,4921	0,311	10	0,272	0,658	

*: significativo; ns: não-significativo

6 DISCUSSÃO

Alterações dimensionais em modelos de gesso vêm sendo pesquisadas ao longo do tempo, tendo-se utilizado os recursos disponíveis a cada época tais como paquímetro analógico, microscópio óptico comparador ou medição digital de coordenadas. Mensurações utilizando aparelhos computadorizados de análise tridimensional podem virtualmente eliminar o erro do operador, uma vez que a aquisição dos dados ocorre automática e digitalmente (WANG et al., 1996). A precisão dos resultados depende da estrita observância do protocolo de procedimentos previamente determinado, seja qual for o método escolhido. No presente estudo utilizou-se um aparelho de medição tridimensional de coordenadas considerado o mais rápido e preciso dos métodos, pois permite definir e quantificar as alterações de contorno com uma acuidade de 0,001 mm (HARRISON; HUGGETT; ZISSIS, 1992; MORIMITSU et al., 1992).

Um aspecto que diferencia este trabalho é o fato de ter-se utilizado um modelo padrão proveniente de uma situação clínica real, posicionado na parte superior do dispositivo de moldagem para contarmos com o efeito da força da gravidade, como Kaiser e Nicholls (1976), Linke; Nicholls; Faucher (1985) e Desplats (1989) supõem influenciar. Grande parte dos artigos correlatos emprega modelos usinados, sendo que a localização, a inclinação e o grau de expulsividade dos pilares são previamente determinados, de acordo com a conveniência do pesquisador (KAISER; NICHOLLS, 1976; LINKE; NICHOLLS; FAUCHER, 1985; ISHIDA, 1990; MORIMITSU et al., 1992; WANG et al., 1996).

Outrossim, estudos envolvendo avaliação de distorções em modelos de gesso, focam-se, muitas vezes, exclusivamente nas variações dos pilares, de forma que poucas informações estão disponíveis a respeito da relação entre o palato e os dentes remanescentes (JOHNSON; CRAIG, 1985, 1986; LEWINSTEIN; CRAIG, 1990). Este trabalho contemplou essa relação e os resultados obtidos permitem algumas considerações que serão feitas de maneira individualizada para o perfil palatino, distância entre pilares e inclinação dos pilares.

6.1 Perfil palatino

O conector maior de uma prótese removível superior deve estar justaposto à fibromucosa para que se atinja o máximo suporte e conforto do paciente. Assim, a reprodução precisa do perfil palatino em modelos de trabalho é fator essencial, havendo, para isso, técnicas específicas de moldagem. A literatura propõe ainda, a sulcagem do modelo na delimitação da borda do conector para prover-se um ressalto na peça que garanta o vedamento posterior mesmo quando houver uma discrepância no assentamento da barra fundida de até 0,5 mm, ou 500 µm (McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; PHOENIX; CAGNA; DeFREEST, 2003).

Considerando-se essa grandeza de 500 µm como parâmetro máximo de desajuste, foi estabelecido um critério de classificação dos desvios observados em faixas de adequação. Assim, os valores absolutos dentro de uma variação de 100 µm foram definidos como pertencentes a uma tolerância acadêmica e os acima de

500 μm como clinicamente relevantes. Entre estes extremos, os dados foram divididos em: de 100 a 250 μm e de 250 a 500 μm só com intuito de clareza.

Distorções verticais positivas e negativas variando de $-718 \mu\text{m}$ a $450 \mu\text{m}$ (com as médias dos pontos variando de $-200,6 \mu\text{m}$ a $70,5 \mu\text{m}$) ocorreram na região palatina dos modelos produzidos pelas três técnicas.

Os resultados mostraram que dos pontos mensurados no palato 62% encontram-se na faixa de desajuste compreendida entre $-100 \mu\text{m}$ e $100 \mu\text{m}$ e que a maioria (42,5%) deles foi obtida pela técnica do alginato (**AL**), seguida pela técnica mista (**MS**) (33,3%) e pela do silicone (**SC**) (24,2%).

Apenas 4 dos 300 pontos mensurados encontram-se na faixa de desajuste clinicamente relevante, ou seja, com valores superiores a $500 \mu\text{m}$. Todos esses pontos foram obtidos por meio da técnica **SC**.

O fato dos hidrocolóides irreversíveis apresentarem maior flexibilidade do que os elastômeros, permitindo que o molde seja mais facilmente removido, talvez explique os resultados obtidos (RUDD; RUDD, 2001). De fato, pudemos constatar uma maior dificuldade na remoção dos moldes de silicone do modelo padrão quando comparados aos moldes de alginato.

Outro aspecto que se pode depreender dos resultados obtidos é a tendência da técnica **SC** gerar uma reprodução mais profunda do palato (o que redundaria compressão dos tecidos pelo conector maior), já que a maioria dos valores para os pontos é negativa (45% entre -100 e $100 \mu\text{m}$; 52% abaixo de $-100 \mu\text{m}$) estando, portanto, abaixo da referência no modelo padrão. De modo inverso, na técnica **MS**, a maioria dos pontos é positiva (62% entre -100 e $100 \mu\text{m}$; 27% acima de $100 \mu\text{m}$), indicando que os pontos mensurados encontram-se em posição acima dos correspondentes usados como referência. A técnica **AL** mostra uma distribuição

bastante equilibrada em termos de valores positivos e negativos (79% entre -100 e 100 μm).

No apêndice E podemos observar que a técnica que apresenta as maiores variações é a **SC**, e as maiores variações médias correspondem aos pontos po11 (-200,6 μm) e po21 (-170,7 μm). As outras duas técnicas apresentam valores médios de variações muito próximos uma da outra. Interessante observar que na técnica **AL** as maiores variações médias são para os mesmos pontos po11 (-48 μm) e po21 (-58,7 μm). Esses pontos encontram-se numa região lateral do palato, mais distante da linha média. Esses resultados contrariam o conceito de que as maiores alterações ocorreriam na região mediana do palato em função da maior distância da moldeira da área a ser moldada e a conseqüente maior espessura de material de moldagem (APPLEGATE, 1959; McCracken, 1960; REBOSSIO, 1963; SILVA, 1972; MILLER; GRASSO, 1990; BARBOSA, 1994; TODESCAN et al., 1996). Frank, Thielke e Johnson (2002) afirmam que a redução da espessura de alginato não resulta em um contorno palatino mais preciso. A proximidade com a área dentada e o comportamento do material de moldagem em região mais inclinada do palato poderiam ser fatores a explicar os resultados obtidos. Os mesmos autores acreditam que, próximo aos dentes, o alginato se desprenderia da moldeira durante o ato de remoção, o que explicaria algumas das distorções, em especial aquelas ocorridas no eixo z. Na técnica **MS**, em que a região palatina é moldada independentemente da área dentada, o comportamento foi diferente, com valores mais constantes e predominantemente positivos.

6.2 Distância entre pilares

Para o quesito distância entre pilares, estabeleceu-se como parâmetro de avaliação clínica uma variação máxima de 180 μm , considerando 90 μm como a capacidade de adaptação de cada pilar (COOLIDGE, 1937; CARRANZA JR; NEWMAN, 1996; THONGTHAMMACHAT et al., 2002). Os resultados deste estudo não indicaram valores médios superiores ao estabelecido como clinicamente aceitável, para nenhuma das três técnicas estudadas. Na verdade, analisando-se apêndice F, pode-se observar que das noventa medidas obtidas, apenas três ultrapassam este limite, sendo duas delas na técnica **SC** e uma na **AL**, todas obtidas para a distância diagonal dP1/dP5.

Johnson e Craig (1985), em seu estudo envolvendo elastômeros, afirmaram que durante a polimerização, o material de moldagem contrai em direção à moldeira ao redor de cada pilar. Dessa forma, a posição do centro de cada pilar varia pouco, o que poderia explicar os baixos valores de distorção obtidos nas medições horizontais com esse tipo de material.

Em nosso trabalho, observamos a tendência no aumento das distâncias entre os pilares para as técnicas **AL** e **SC**, enquanto a técnica **MS** mostra tendência de encurtamento dessas distâncias. Os desvios médios observados variaram de -26,3 μm (**MS**) a 60,5 μm (**SC**). Em termos percentuais, variaram de 0,007% a 0,13%. Essa magnitude pode ser considerada clinicamente insignificante para as três técnicas.

6.3 Inclinação dos pilares

Se houvesse alguma distorção na reprodução dos dentes no modelo de trabalho, a conseqüente alteração da inclinação do suporte poderia levar o plano-guia a deixar de contribuir para a estabilização e retenção da prótese. Esta alteração, que permitiria o deslocamento da estrutura metálica fora do eixo de inserção, constituiu-se no erro máximo admissível e no parâmetro de significância clínica para o desajuste angular neste experimento. Para o espaço entre os pilares P1 e P2 este ângulo foi determinado em 15° e para aquele entre P2 e P5 em 7° .

Os desvios angulares individuais dos pilares variaram de $-0,74^\circ$ à $1,89^\circ$ (com médias entre $0,22^\circ$ a $1,10^\circ$) para P1, P2 e P5. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as três técnicas.

Ao se avaliar o efeito cumulativo da divergência angular entre os pilares, fica bastante claro que as maiores divergências ocorreram entre P1 e P2. Mas cabe ressaltar que as grandezas envolvidas representam valores fracionários e irrisórios quando comparados aos parâmetros de aceitabilidade clínica preestabelecidos.

As distorções encontradas neste trabalho não parecem ter significado clínico quando o potencial de imprecisão decorrente de procedimentos subseqüentes como o alívio e duplicação do modelo, contração da fundição e técnicas de acabamento para a construção de próteses removíveis são considerados.

7 CONCLUSÕES

Com relação às técnicas de moldagem estudadas, os resultados do presente modelo experimental permitem concluir que:

- ocorreram distorções verticais positivas e negativas na região palatina em todos os modelos produzidos com significância estatística entre as três técnicas para alguns pontos mensurados;
- a técnica *silicone* foi a responsável pelas maiores variações verticais, predominantemente negativas, tendo produzido modelos com palato mais profundo quando comparados àqueles obtidos pelas técnicas *mista* e *alginato*;
- foram observadas distorções horizontais positivas e negativas nos modelos produzidos com as três técnicas, com tendência de aumento das distâncias interpilares para as técnicas *alginato* e *silicone* e de encurtamento para a técnica *mista*;
- os desvios angulares foram inexpressivos, estatística e clinicamente, no comprometimento da inclinação axial dos pilares quando considerada a estabilização da estrutura metálica de uma prótese removível;
- as distorções apresentadas pelas três técnicas estudadas estão dentro dos parâmetros de tolerância clínica estabelecidos neste trabalho.

REFERÊNCIAS¹

Akerly WB. A combination impression and occlusal registration technique for extension-base removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1978;39(2):226-9.

Applegate OC. The cast saddle partial denture. *J Am Dent Assoc* 1937;24(8):1280-91.

Applegate OC. *Essentials of removable partial denture prosthesis*. 2ª ed. Philadelphia: WB Saunders; 1959.

Applegate OC. The partial denture base. *J Prosthet Dent* 1955;5(5):636-48.

Baker JL, Goodkind RJ. *Theory and practice of precision attachment removable partial dentures*. St. Louis: Mosby; 1981.

Barbosa RC. Estudo das alterações dimensionais do modelo de gesso em função de diferentes posições da moldeira em relação ao arco dental, em moldagem com alginato [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1994.

Bauman R, Deboer J. A modification of the altered cast technique. *J Prosthet Dent* 1982;47(2):212-3.

Beaumont AJ. Sectional impression for maxillary class I removable partial dentures and maxillary immediate dentures. *J Prosthet Dent* 1983;49(3):438-41.

Bomberg TJ, Hatch RA, Hoffman Jr W. Impression material thickness in stock and custom trays. *J Prosthet Dent* 1985;54(2):170-2.

Braun AA, Vargas HM, Weigert F, Mazzaquatro W. Impressão mista (alginato e pasta de óxido de zinco-eugenol) em desdentados posteriores bilaterais. *Rev Gaúcha Odontol* 1975;23(4):283-90.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Buckley GA. Diagnostic factors in the choice of impression materials and methods. J Prosthet Dent 1955;5(2):149-61.

Calamita MA. Avaliação da distorção do palato em modelos do arco superior para próteses parciais removíveis de extremidade livre, em função das técnicas de moldagem e da profundidade da abóbada palatina [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Carranza FA Jr, Newman MG. Clinical Periodontology 8^a ed. Philadelphia: Saunders; 1996.

Cecconi BT, Jaslow C. Impression techniques for removable partial dentures and resultant pressure on the edentulous ridge. J Mich Dent Assoc 1971;53(4):112-7.

Chen MS, Eichhold WA, Chien CC, Curtis DA. An altered-cast impression technique that eliminates conventional cast dissecting and impression boxing. J Prosthet Dent 1987;57(4):471-4.

Christensen GJ. Impression materials for complete and partial denture prosthodontics. Dent Clin North Am 1984;28(2):223-37.

Clayton JA. A stable base precision attachment removable partial denture: theories and principles. Dent Clin North Am 1980;24(1):3-29.

Craddock FW. Co-report: Recording procedures in partial denture construction. Int Dent J 1958;8(2):367-8.

Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc 1937;24:1260-70.

Desplats EM. A prótese parcial removível na prática diária. São Paulo: Pancast; 1989.

De Fiori SR, Lourenção AR. Prótese parcial removível - fundamentos bioprotéticos. São Paulo: Pancast; 1989.

DeVan MM. Basic principles in impression making. J Prosthet Dent 1952;2(1):26-35.

Diwan RR, Fahmi F. Comparison of two functional impression techniques for distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1988;60(4):470-3.

Dumbrigue HB, Esquivel JF. Selective-pressure single impression procedures for tooth-mucosa supported partial dentures. *J Prosthet Dent* 1998;80(2):259-61.

Eerikäinen E, Rantanen T. Inaccuracies and defects in frameworks for removable partial dentures. *J Oral Rehab* 1986;13(4):347-53.

El-Sheikh HA, Abdel-Hakim AM. Sectional impressions for mandibular distal extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1998;80(2):216-9.

Fairchild JM. Inflammatory papillary hyperplasia of the palate. *J Prosthet Dent* 1967;17(3):232-7.

Frank RP, Thielke MA, Johnson GH. The influence of tray type and other variables on the palatal depth of casts made from irreversible hydrocolloid impressions. *J Prosthet Dent* 2002;87(1):15-22.

Greenstein G, Lamster I. Efficacy of periodontal therapy: statistical versus clinical significance. *J Periodontol* 2000;71(4):657-62.

Harrison A, Huggett R, Zissis A. Measurements of dimensional accuracy using linear and scanning profile techniques. *Int J Prosthodont* 1992;5(1):68-72.

Henderson D, Steffel VL. McCracken's partial denture construction: principles and techniques. 3^a ed. Saint Louis: Mosby; 1969.

Hindels GH. Load distribution in extension saddle partial dentures. *J Prosthet Dent* 1952;2(1):92-100.

Hochman N, Yaniv O. Comparative clinical evaluation of removable partial dentures made from impressions with different materials. *Compendium Contin Educ Dent* 1998;19(2):200-6.

Holmes JB. The altered-cast impression procedure for the distal extension removable partial denture. *Dent Clin North Am* 1970;14(3):569-82.

Holmes JB. Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. *J Prosthet Dent* 1965;15(3):474-81.

Houston JB. Removable partial denture therapy: the secondary impression. *Oral Health* 1989;79(4):31-4.

Hujoel PP, Armitage GC, Garcia RI. A perspective on clinical significance. *J Periodontol* 2000;71(9):1515-18.

Ishida K. Accuracy of complete dental arch impressions and stone casts using a three-dimensional measurement system: Effects on accuracy of rubber impression materials and trays. *Dent Jpn* 1990;27:73-9.

James JS. A simplified alternative to the altered-cast impression technique for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1985;53(4):598.

Jasim FA, Brudvik JS, Nicholls JI. Impression distortion from abutment tooth inclination in removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1985;54(4):532-8.

Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent* 1985;53(4):484-90.

Johnson GH, Craig RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent* 1986;55:197-203.

Kaiser DA, Nicholls JI. A study of distortion and surface hardness of improved artificial stone casts. *J Prosthet Dent* 1976;36(4):373-81.

Koran III A. Impression materials for recording the denture bearing mucosa. *Dent Clin North Am* 1980;24(1):97-111.

Lasoff M. Impression procedures in removable partial prosthetics. *New York State Dent J* 1982;48(6):382-5.

Leach CD, Donovan TE. Impression technique for maxillary removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1983;50(2):283-6.

Lee K. Double impression procedure for removable partial denture retained with semiprecision attachments: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1996;75(6):583-7.
Leupold RJ. A comparative study of impression procedures for distal extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1966;16(4):708-20.

Leupold RJ, Kratochvil FJ. An altered-cast procedure to improve tissue support for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1965;15(4):672-8.

Leupold RJ, Flinton RJ, Pfeifer DL. Comparison of vertical movement occurring during loading of distal-extension removable partial denture bases made by three impression techniques. *J Prosthet Dent* 1992;68(2):290-3.

Lewinstein I, Craig RG. Accuracy of impression materials measured with a vertical height gauge. *J Oral Rehabil* 1990;17:303-10

Linke BA, Nicholls JI, Faucher RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent* 1985;54(6):794-802.

McCracken WL. A comparison of tooth-borne and tooth-tissue-borne removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1953;3(3):375-81.

McCracken WL. Discussion of influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. *J Prosthet Dent* 1965;15(3):481-3.

McCracken WL. *Partial denture construction: principles and techniques*. Saint Louis: Mosby; 1960.

McDermott IG, Cohen SM. An alginate pick-up alternative to the altered cast technique. *Compendium Contin Educ Dent* 1991;12(5):310-5.

McGivney GP, Castleberry DJ. *Prótese parcial removível de McCracken*. 8ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1994.

McLean DW. The partial denture as a vehicle for function. *J Am Dent Assoc* 1936;23(7):1271-8.

Matsumoto M. An experimental investigation for analysing the influence of impression procedures in clinical technique. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1970;17(4):345-56.

Miller EL, Grasso JE. Prótese parcial removível. 2ª ed. São Paulo: Santos; 1990.

Millstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression / cast. J Oral Rehabil 1998;25(8):645-8.

Morimitsu T, Nokubi T, Ono T, Watanabe K, Kibi M, Okuno Y. Three dimensional shape measurement system for residual ridges. J Osaka Dent Sch 1992;32:97-103.

Nasr HH, Iskander FG. Vertical displacement of the mucosa in bounded edentulous ridges with different elastomeric impression materials and techniques. Egypt Dent J 1988;34(1):55-71.

Nicholls JI. The measurement of distortion: theoretical considerations. J Prosthet Dent 1977;37(5):578-86.

Nicholls, JI. Clinical versus statistical significance. Quintessence Int 1998;29(11):748-9.

Phoenix RD, Cagna DR, DeFreest CF. Stewart's clinical removable partial prosthodontic. 3ª ed. Chicago: Quintessence; 2003.

Preiskel HM. Impression techniques for attachment-retained distal extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1971;25(6):620-8.

Rapuano JA. Single-tray dual-impression technique for distal extension partial dentures. J Prosthet Dent 1970;24(1):41-6.

Rantanen T, Eerikäinen E. Accuracy of the palatal plate of removable partial dentures, and influence of laboratory handling of the investment on the accuracy. Dent Mat 1986;2(1):28-31.

Rebossio AD. Protesis parcial removable. 3ª ed. Buenos Aires: Mundi; 1963.

Rethmann MP, Nunn ME. Clinical versus statistical significance. J Periodontol 1999;70(6):700-2.

Rich B, Kurtz KS. The new removable denture patient: treatment procedures. J Prosthet Dent 1998;80(1):124-8.

Ritchie GM. Maxillary free-end saddle dentures. Dent Update 1982;9(9):493-9.

Rudd RW, Rudd KD. A review of 243 errors possible during the fabrication of a removable partial denture: Part I. J Prosthet Dent 2001;86(3):251-61.

Schleier PE, Gardner FM, Nelson SK, Pashley DH. The effect of storage time on the accuracy and dimensional stability of reversible hydrocolloid impression material. J Prosthet Dent 2001;86(3):244-50.

Silva OJ. Verificação da fidelidade de reprodução dimensional dos materiais usados na construção dos modelos de gesso e na sua reprodução em revestimento para prótese parcial removível, em função dos materiais de moldagem [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1972.

Smith RA. Secondary palatal impressions for major connector adaptation. J Prosthet Dent 1970;24(1):108-10.

Steffel VL. Fundamental principles involved in partial denture design. J Am Dent Assoc 1951;42(5):534-544.

Steffel VL. Relining removable partial dentures for fit and function. J Prosthet Dent 1954;4(4):496-509.

Stewart KL, Rudd KD, Kebker WA. Clinical removable partial prosthodontics. Brentwood: Ishyaku; 1988.

Teraoka F, Takahashi J. Dimensional changes and pressure of dental stones set in silicone rubber impressions. Dent Mat 2000;16(2):145-9.

Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT 2nd, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. J Prosthodont 2002;11(2):98-108.

Tjan AHL, Wang SB, Miller GD. Why a rigid tray is important to the putty wash silicone impression method. Calif Dent Assoc J 1981;9(9):53-8.

Todescan R, Silva EEB, Silva OJ. Atlas de prótese parcial removível. São Paulo: Santos; 1996.

Ulusoy M, Can G, Aydin AK, Türköz Y, Akgök V. Relationship between various functional impression techniques and different operators. J Marmara Univ Dent Fac 1996;2(2/3):540-5.

Vahidi F. Vertical displacement of distal-extension ridges by different impression techniques. J Prosthet Dent 1978;40(4):374-7.

Von Krammer R. A two-stage impression technique for distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1988;60(2):199-201.

Wang HY, Lu YC, Shiao YY, Tsou D. Vertical distortion in distal extension ridges and palatal area of casts made by different techniques. J Prosthet Dent 1996;75(3):302-8.

Weinberg L. Atlas of removable partial dentures. St. Louis: Mosby; 1969.

Woelfel JB. Contour variations in impressions of the edentulous patient. J Prosthet Dent 1962;12(2):229-54.

Zanetti AL, Laganá DC. Planejamento em prótese parcial removível. São Paulo: Sarvier; 1988.

Zinner I. Impression procedures for the removable component of a combination fixed and removable prosthesis. Dent Clin North Am 1987;31(3):417-40.

APÊNDICE A - Valores obtidos para o modelo padrão (PDR). Medidas lineares são apresentadas em milímetros e angulares em graus

		PDR (média)
ponto po11(medido no palato)	po11	-11,912
ponto po12(medido no palato)	po12	-16,216
ponto po13(medido no palato)	po13	-16,568
ponto po14(medido no palato)	po14	-15,519
ponto po15(medido no palato)	po15	-11,284
ponto po21(medido no palato)	po21	-13,482
ponto po22(medido no palato)	po22	-16,381
ponto po23(medido no palato)	po23	-16,793
ponto po24(medido no palato)	po24	-15,187
ponto po25(medido no palato)	po25	-11,090
distância entre pilares P1 e P2	dP1/P2	23,595
distância entre pilares P1 e P5	dP1/P5	46,448
distância entre pilares P2 e P5	dP2/P5	35,857
inclinação do pilar P1 em x	iP1x	91,726
inclinação do pilar P2 em x	iP2x	92,045
inclinação do pilar P5 em x	iP5x	91,689
inclinação do pilar P1 em y	iP1y	88,349
inclinação do pilar P2 em y	iP2y	87,889
inclinação do pilar P5 em y	iP5y	87,924
inclinação do pilar P1 em z	iP1z	2,389
inclinação do pilar P2 em z	iP2z	2,940
inclinação do pilar P5 em z	iP5z	2,677

APÊNDICE B - Medidas, em milímetros, dos pontos representativos do perfil palatino de cada um dos modelos obtidos pelas três diferentes técnicas

PERFIL PALATINO											
TÉCNICA AL											
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	Média
po11	-11,979	-11,879	-11,872	-11,931	-11,969	-11,850	-11,936	-11,993	-11,895	-12,296	-11,960
po12	-16,303	-16,182	-16,219	-16,232	-16,190	-16,168	-16,225	-16,273	-16,187	-16,407	-16,239
po13	-16,639	-16,538	-16,588	-16,587	-16,503	-16,543	-16,568	-16,605	-16,535	-16,704	-16,581
po14	-15,605	-15,478	-15,563	-15,543	-15,428	-15,485	-15,508	-15,535	-15,482	-15,553	-15,518
po15	-11,405	-11,228	-11,392	-11,312	-11,104	-11,268	-11,256	-11,226	-11,236	-11,270	-11,270
po21	-13,614	-13,438	-13,471	-13,529	-13,523	-13,423	-13,531	-13,582	-13,606	-13,690	-13,541
po22	-16,540	-16,341	-16,425	-16,438	-16,361	-16,332	-16,415	-16,451	-16,474	-16,363	-16,414
po23	-16,943	-16,747	-16,872	-16,857	-16,709	-16,768	-16,823	-16,840	-16,851	-16,669	-16,808
po24	-15,367	-15,146	-15,287	-15,256	-15,082	-15,155	-15,226	-15,235	-15,204	-14,873	-15,183
po25	-11,320	-11,027	-11,251	-11,147	-10,890	-11,074	-11,122	-11,069	-11,169	-10,640	-11,071
TÉCNICA MS											
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	Média
po11	-11,906	-11,941	-11,820	-12,010	-11,929	-11,987	-11,941	-11,979	-11,940	-11,982	-11,944
po12	-16,132	-16,161	-16,158	-16,278	-16,135	-16,162	-16,178	-16,101	-16,216	-16,266	-16,179
po13	-16,490	-16,490	-16,515	-16,623	-16,455	-16,489	-16,502	-16,466	-16,545	-16,618	-16,519
po14	-15,390	-15,405	-15,469	-15,581	-15,380	-15,429	-15,416	-15,402	-15,454	-15,559	-15,449
po15	-11,244	-11,180	-11,200	-11,308	-11,147	-11,246	-11,125	-11,225	-11,286	-11,416	-11,238
po21	-13,419	-13,406	-13,399	-13,522	-13,470	-13,426	-13,533	-13,456	-13,570	-13,583	-13,478
po22	-16,241	-16,265	-16,302	-16,422	-16,339	-16,254	-16,322	-16,236	-16,512	-16,523	-16,342
po23	-16,691	-16,661	-16,751	-16,830	-16,724	-16,634	-16,685	-16,628	-16,971	-16,990	-16,757
po24	-15,102	-15,014	-15,150	-15,246	-15,075	-14,997	-15,042	-15,035	-15,298	-15,375	-15,133
po25	-11,033	-10,923	-11,112	-11,232	-11,008	-11,014	-10,926	-11,060	-11,315	-11,395	-11,102
TÉCNICA SC											
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	Média
po11	-11,901	-11,960	-11,921	-11,952	-12,010	-12,294	-12,630	-12,366	-12,209	-11,883	-12,113
po12	-16,200	-16,244	-16,219	-16,287	-16,290	-16,453	-16,706	-16,370	-16,409	-16,250	-16,343
po13	-16,553	-16,585	-16,578	-16,676	-16,634	-16,781	-17,035	-16,698	-16,729	-16,639	-16,691
po14	-15,499	-15,519	-15,525	-15,654	-15,575	-15,722	-16,059	-15,584	-15,637	-15,613	-15,639
po15	-11,270	-11,238	-11,280	-11,500	-11,336	-11,520	-11,994	-11,332	-11,368	-11,461	-11,430
po21	-13,507	-13,551	-13,509	-13,506	-13,591	-13,830	-14,046	-13,701	-13,832	-13,454	-13,653
po22	-16,407	-16,422	-16,404	-16,453	-16,479	-16,599	-16,771	-16,398	-16,653	-16,433	-16,502
po23	-16,820	-16,799	-16,813	-16,921	-16,880	-16,946	-17,071	-16,673	-17,022	-16,914	-16,886
po24	-15,202	-15,185	-15,204	-15,339	-15,259	-15,346	-15,441	-15,009	-15,358	-15,334	-15,268
po25	-11,107	-11,039	-11,100	-11,328	-11,148	-11,256	-11,198	-10,787	-11,228	-11,343	-11,153

APÊNDICE C - Medidas, em milímetros, das distâncias entre pilares de cada um dos modelos obtidos pelas três diferentes técnicas

DISTÂNCIA ENTRE PILARES											
TÉCNICA AL											
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	Média
dP1/P2	23,619	23,633	23,636	23,556	23,600	23,579	23,600	23,612	23,598	23,677	23,611
dP1/P5	46,454	46,456	46,469	46,444	46,458	46,476	46,474	46,452	46,527	46,650	46,486
dP2/P5	35,864	35,860	35,857	35,871	35,859	35,852	35,876	35,849	35,866	35,853	35,861
TÉCNICA MS											
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	Média
dP1/P2	23,598	23,568	23,592	23,536	23,585	23,582	23,529	23,601	23,572	23,524	23,569
dP1/P5	46,413	46,418	46,463	46,396	46,457	46,452	46,358	46,443	46,415	46,431	46,425
dP2/P5	35,836	35,851	35,851	35,869	35,862	35,876	35,824	35,864	35,847	35,864	35,854
TÉCNICA SC											
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	Média
dP1/P2	23,586	23,603	23,602	23,531	23,614	23,620	23,577	23,652	23,582	23,600	23,597
dP1/P5	46,466	46,447	46,449	46,479	46,483	46,648	46,400	46,707	46,542	46,464	46,509
dP2/P5	35,879	35,855	35,867	35,929	35,883	36,012	35,750	35,910	36,023	35,890	35,900

APÊNDICE D - Medidas, em graus, das inclinações nos 3 planos (x, y e z) dos pilares P1,P2 e P5 em cada um dos modelos obtidos pelas três diferentes técnicas

INCLINAÇÃO DOS PILARES											
TÉCNICA AL											
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	Média
iP1x	91,058	92,211	91,920	92,560	92,390	91,943	91,747	91,935	93,011	93,304	92,208
iP2x	91,554	92,066	92,108	92,620	92,180	91,823	92,403	92,277	92,063	92,650	92,174
iP5x	91,442	91,389	91,189	91,902	91,449	91,633	91,687	91,700	91,483	92,476	91,635
iP1y	88,379	89,565	89,620	89,739	89,004	88,511	88,406	88,653	89,128	88,631	88,964
iP2y	88,032	88,009	88,507	88,221	88,376	88,576	88,273	88,638	88,547	88,526	88,370
iP5y	88,194	88,120	88,370	88,648	88,133	87,655	87,074	88,124	88,171	87,705	88,019
iP1z	1,936	2,253	1,958	2,573	2,589	2,448	2,366	2,358	3,135	3,577	2,519
iP2z	2,508	2,870	2,583	2,734	2,719	2,314	2,960	2,653	2,523	3,033	2,690
iP5z	2,311	2,338	2,018	2,334	2,364	2,858	2,560	2,632	2,355	3,376	2,515
TÉCNICA MS											
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	Média
iP1x	91,823	91,935	92,188	91,219	91,675	91,758	92,081	91,813	91,954	91,861	91,831
iP2x	92,490	92,186	92,222	92,028	92,048	92,225	92,153	92,104	92,190	92,059	92,170
iP5x	92,505	92,572	91,634	91,701	91,725	91,675	91,504	91,571	91,806	91,753	91,844
iP1y	88,445	88,594	88,175	88,754	88,324	88,235	89,119	88,666	88,867	88,036	88,522
iP2y	88,186	88,548	88,027	88,598	88,454	88,189	88,548	88,131	88,094	88,211	88,299
iP5y	88,394	88,667	88,249	88,943	87,037	88,346	87,575	87,697	87,965	88,062	88,094
iP1z	2,396	2,392	2,849	1,743	2,370	2,492	2,260	2,251	2,259	2,706	2,372
iP2z	3,081	3,624	2,972	2,466	2,566	2,870	2,597	2,815	2,904	2,728	2,862
iP5z	2,976	2,814	2,395	2,003	3,429	2,354	2,854	2,789	2,721	2,613	2,695
TÉCNICA SC											
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	Média
iP1x	91,915	91,822	91,922	91,790	92,267	92,731	89,781	93,002	92,019	91,728	91,898
iP2x	92,328	92,131	92,147	92,406	92,373	92,845	91,244	92,006	93,836	92,133	92,345
iP5x	91,747	91,597	91,612	91,426	91,694	91,315	92,762	91,765	91,739	91,393	91,705
iP1y	88,514	88,332	88,514	88,638	88,875	89,154	88,552	88,708	88,960	88,970	88,722
iP2y	88,286	87,942	88,021	88,719	87,901	88,662	88,608	88,421	88,641	88,341	88,354
iP5y	88,093	87,987	88,064	87,938	88,095	88,441	87,721	88,275	88,283	88,273	88,117
iP1z	2,424	2,471	2,430	2,250	2,531	2,859	1,464	3,269	2,271	2,011	2,398
iP2z	2,891	2,964	2,921	2,726	3,169	3,144	1,868	2,554	4,070	2,702	2,901
iP5z	2,586	2,570	2,519	2,507	2,550	2,039	3,582	2,468	2,444	2,219	2,548

APÊNDICE E - Diferenças das medidas, em micrômetros, dos pontos representativos do perfil palatino de cada um dos modelos obtidos pelas três diferentes técnicas, em relação ao modelo padrão

PERFIL PALATINO											
TÉCNICA AL											
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	Média
po11	-67	33	40	-19	-57	62	-24	-81	17	-384	-48,0
po12	-87	34	-3	-16	26	48	-9	-57	29	-191	-22,6
po13	-71	30	-20	-19	65	25	0	-37	33	-136	-13,0
po14	-86	41	-44	-24	91	34	11	-16	37	-34	1,0
po15	-121	56	-108	-28	180	16	28	58	48	14	14,3
po21	-132	44	11	-47	-41	59	-49	-100	-124	-208	-58,7
po22	-159	40	-44	-57	20	49	-34	-70	-93	18	-33,0
po23	-150	46	-79	-64	84	25	-30	-47	-58	124	-14,9
po24	-180	41	-100	-69	105	32	-39	-48	-17	314	3,9
po25	-230	63	-161	-57	200	16	-32	21	-79	450	19,1
TÉCNICA MS											
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	Média
po11	6	-29	92	-98	-17	-75	-29	-67	-28	-70	-31,5
po12	84	55	58	-62	81	54	38	115	0	-50	37,3
po13	78	78	53	-55	113	79	66	102	23	-50	48,7
po14	129	114	50	-62	139	90	103	117	65	-40	70,5
po15	40	104	84	-24	137	38	159	59	-2	-132	46,3
po21	63	76	83	-40	12	56	-51	26	-88	-101	3,6
po22	140	116	79	-41	42	127	59	145	-131	-142	39,4
po23	102	132	42	-37	69	159	108	165	-178	-197	36,5
po24	85	173	37	-59	112	190	145	152	-111	-188	53,6
po25	57	167	-22	-142	82	76	164	30	-225	-305	-11,8
TÉCNICA SC											
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	Média
po11	11	-48	-9	-40	-98	-382	-718	-454	-297	29	-200,6
po12	16	-28	-3	-71	-74	-237	-490	-154	-193	-34	-126,8
po13	15	-17	-10	-108	-66	-213	-467	-130	-161	-71	-122,8
po14	20	0	-6	-135	-56	-203	-540	-65	-118	-94	-119,7
po15	14	46	4	-216	-52	-236	-710	-48	-84	-177	-145,9
po21	-25	-69	-27	-24	-109	-348	-564	-219	-350	28	-170,7
po22	-26	-41	-23	-72	-98	-218	-390	-17	-272	-52	-120,9
po23	-27	-6	-20	-128	-87	-153	-278	120	-229	-121	-92,9
po24	-15	2	-17	-152	-72	-159	-254	178	-171	-147	-80,7
po25	-17	51	-10	-238	-58	-166	-108	303	-138	-253	-63,4

APÊNDICE F - Diferenças das medidas, em micrômetros, das distâncias entre pilares de cada um dos modelos obtidos pelas três diferentes técnicas, em relação ao modelo padrão

DISTÂNCIA ENTRE PILARES											
TÉCNICA AL											
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	Média
dP1/P2	24	38	41	-39	5	-16	5	17	3	82	16,0
dP1/P5	6	8	21	-4	10	28	26	4	79	202	38,0
dP2/P5	7	3	0	14	2	-5	19	-8	9	-4	3,7
TÉCNICA MS											
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	Média
dP1/P2	3	-27	-3	-59	-10	-13	-66	6	-23	-71	-26,3
dP1/P5	-35	-30	15	-52	9	4	-90	-5	-33	-17	-23,4
dP2/P5	-21	-6	-6	12	5	19	-33	7	-10	7	-2,6
TÉCNICA SC											
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	Média
dP1/P2	-9	8	7	-64	19	25	-18	57	-13	5	1,7
dP1/P5	18	-1	1	31	35	200	-48	259	94	16	60,5
dP2/P5	22	-2	10	72	26	155	-107	53	166	33	42,8

APÊNDICE G - Diferenças das medidas, em graus, das inclinações nos 3 planos (x, y e z) dos pilares P1,P2 e P5 em cada um dos modelos obtidos pelas três diferentes técnicas, em relação ao modelo padrão

INCLINAÇÃO DOS PILARES											
TÉCNICA AL											
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	Média
iP1x	-0,668	0,485	0,194	0,834	0,664	0,217	0,021	0,209	1,286	1,578	0,482
iP2x	-0,491	0,021	0,063	0,575	0,135	-0,222	0,358	0,232	0,017	0,605	0,129
iP5x	-0,247	-0,300	-0,500	0,213	-0,240	-0,056	-0,002	0,011	-0,206	0,787	-0,054
iP1y	0,030	1,216	1,271	1,390	0,656	0,163	0,057	0,304	0,779	0,282	0,615
iP2y	0,143	0,120	0,618	0,331	0,487	0,687	0,384	0,749	0,658	0,637	0,481
iP5y	0,271	0,196	0,446	0,725	0,209	-0,269	-0,849	0,200	0,247	-0,218	0,096
iP1z	-0,453	-0,136	-0,431	0,184	0,200	0,059	-0,023	-0,031	0,746	1,188	0,130
iP2z	-0,431	-0,070	-0,356	-0,206	-0,221	-0,626	0,020	-0,286	-0,416	0,093	-0,250
iP5z	-0,366	-0,339	-0,659	-0,343	-0,313	0,181	-0,117	-0,045	-0,322	0,699	-0,162
TÉCNICA MS											
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	Média
iP1x	0,097	0,209	0,462	-0,507	-0,051	0,032	0,355	0,087	0,228	0,135	0,105
iP2x	0,445	0,141	0,177	-0,017	0,003	0,180	0,108	0,059	0,145	0,014	0,125
iP5x	0,816	0,883	-0,055	0,012	0,036	-0,014	-0,185	-0,118	0,117	0,064	0,155
iP1y	0,096	0,246	-0,174	0,405	-0,024	-0,114	0,770	0,318	0,518	-0,312	0,173
iP2y	0,297	0,659	0,138	0,708	0,565	0,299	0,659	0,242	0,205	0,322	0,409
iP5y	0,470	0,743	0,326	1,019	-0,886	0,423	-0,349	-0,227	0,041	0,139	0,170
iP1z	0,007	0,003	0,461	-0,646	-0,019	0,103	-0,129	-0,138	-0,130	0,317	-0,017
iP2z	0,142	0,685	0,032	-0,473	-0,374	-0,070	-0,343	-0,125	-0,036	-0,212	-0,077
iP5z	0,299	0,137	-0,282	-0,674	0,752	-0,323	0,177	0,112	0,044	-0,064	0,018
TÉCNICA SC											
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	Média
iP1x	0,189	0,096	0,196	0,064	0,541	1,005	-1,944	1,276	0,293	0,002	0,172
iP2x	0,283	0,086	0,102	0,361	0,328	0,800	-0,801	-0,039	1,791	0,088	0,300
iP5x	0,058	-0,092	-0,077	-0,263	0,005	-0,374	1,073	0,076	0,050	-0,296	0,016
iP1y	0,165	-0,016	0,165	0,289	0,527	0,806	0,204	0,360	0,611	0,622	0,373
iP2y	0,397	0,053	0,131	0,830	0,011	0,773	0,718	0,532	0,752	0,452	0,465
iP5y	0,169	0,064	0,141	0,015	0,171	0,518	-0,203	0,352	0,360	0,350	0,194
iP1z	0,035	0,082	0,041	-0,139	0,142	0,470	-0,925	0,880	-0,118	-0,378	0,009
iP2z	-0,048	0,024	-0,019	-0,214	0,230	0,205	-1,072	-0,386	1,130	-0,238	-0,039
iP5z	-0,091	-0,107	-0,158	-0,170	-0,127	-0,638	0,905	-0,209	-0,233	-0,458	-0,129

APÊNDICE H - Comparativo das diferenças médias obtidas por cada uma das técnicas de moldagem, em relação ao modelo padrão. Medidas lineares são apresentadas em micrômetros e angulares em graus

	Alginato (AL)	Mista (MS)	Silicone (SC)
po11	-48,0	-31,5	-200,6
po12	-22,6	37,3	-126,8
po13	-13,0	48,7	-122,8
po14	1,0	70,5	-119,7
po15	14,3	46,3	-145,9
po21	-58,7	3,6	-170,7
po22	-33,0	39,4	-120,9
po23	-14,9	36,5	-92,9
po24	3,9	53,6	-80,7
po25	19,1	-11,8	-63,4
dP1/P2	16,0	-26,3	1,7
dP1/P5	38,0	-23,4	60,5
dP2/P5	3,7	-2,6	42,8
iP1x	0,482	0,105	0,172
iP2x	0,129	0,125	0,300
iP5x	-0,054	0,155	0,016
iP1y	0,615	0,173	0,373
iP2y	0,481	0,409	0,465
iP5y	0,096	0,170	0,194
iP1z	0,130	-0,017	0,009
iP2z	-0,250	-0,077	-0,039
iP5z	-0,162	0,018	-0,129

APÊNDICE I - Comparativo das medidas médias obtidas por cada uma das técnicas de moldagem, em relação ao modelo padrão. Medidas lineares são apresentadas em milímetros e angulares em graus

	Modelo padrão (PDR)	Alginato (AL)	Mista (MS)	Silicone (SC)
po11	-11,912	-11,960	-11,944	-12,113
po12	-16,216	-16,239	-16,179	-16,343
po13	-16,568	-16,581	-16,519	-16,691
po14	-15,519	-15,518	-15,449	-15,639
po15	-11,284	-11,270	-11,238	-11,430
po21	-13,482	-13,541	-13,478	-13,653
po22	-16,381	-16,414	-16,342	-16,502
po23	-16,793	-16,808	-16,757	-16,886
po24	-15,187	-15,183	-15,133	-15,268
po25	-11,090	-11,071	-11,102	-11,153
dP1/P2	23,595	23,611	23,569	23,597
dP1/P5	46,448	46,486	46,425	46,509
dP2/P5	35,857	35,861	35,854	35,900
iP1x	91,726	92,208	91,831	91,898
iP2x	92,045	92,174	92,170	92,345
iP5x	91,689	91,635	91,844	91,705
iP1y	88,349	88,964	88,522	88,722
iP2y	87,889	88,370	88,299	88,354
iP5y	87,924	88,019	88,094	88,117
iP1z	2,389	2,519	2,372	2,398
iP2z	2,940	2,690	2,862	2,901
iP5z	2,677	2,515	2,695	2,548