

WALTER MARCHEZAN

**ESTUDO COMPARATIVO DE QUATRO MATERIAIS E DE
DUAS TÉCNICAS, SIMPLES E DUPLA, PARA
MOLDAGENS FUNCIONAIS EM PRÓTESE TOTAL**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Prótese Dentária

**CAMPINAS
2004**

WALTER MARCHEZAN

**ESTUDO COMPARATIVO DE QUATRO MATERIAIS E DE
DUAS TÉCNICAS, SIMPLES E DUPLA, PARA
MOLDAGENS FUNCIONAIS EM PRÓTESE TOTAL**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Artemio Luiz Zanetti

**CAMPINAS
2004**

À minha família; minha esposa Ignez e meus filhos Isabel e Marco Antonio.

À memória de meu irmão Nelson, que partiu mais cedo.

À memória do Prof. Antonio Rosat, mestre e amigo.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Artemio Zanetti, pela amizade com que me distinguiu, bem como meu respeito pela dedicação e seriedade com que pauta sua atividade relacionada à ciência da Odontologia.

A todos os professores do curso, que por sua competência e dedicação se tornaram um grupo de amigos.

Ao Prof. Dr. Felipe Giollo, co-orientador, velho amigo, sempre à disposição.

Aos colegas da Faculdade de Odontologia da UFRGS, minha colega de disciplina Prof^a Luci Wulff, Prof. Onofre Quadros e Prof. Jaime Picichelli.

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| LISTA DE TABELAS | 8 |
| LISTA DE ILUSTRAÇÕES | 9 |
| RESUMO | 10 |
| 1 INTRODUÇÃO | 11 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA | 14 |
| 2.1 Moldagens | 14 |
| 2.1.1 Definição e objetivos | 14 |
| 2.1.2 Escolas de moldagem quanto à compressão | 16 |
| 2.2 Materiais de moldagem | 20 |
| 2.2.1 Histórico | 20 |
| 2.2.2 Materiais de moldagem usados em prótese total | 21 |
| 2.2.2.1 Alginato – hidrocolóide irreversível | 22 |
| 2.2.2.2 Pastas de óxido de zinco e eugenol | 25 |
| 2.2.2.3 Poliéter | 28 |
| 2.2.2.4 Silicones de adição | 30 |
| 2.3 Estudos comparativos entre materiais de moldagem de tipos diferentes | 37 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 49 |

| | | |
|-------|-----------------------------------|----|
| 4 | MATERIAIS E MÉTODO | 50 |
| 4.1 | Materiais | 50 |
| 4.1.1 | Dispositivos e instrumentos | 51 |
| 4.2 | Método | 52 |
| 5 | RESULTADOS | 66 |
| 6 | DISCUSSÃO | 72 |
| 7 | CONCLUSÃO | 82 |
| 8 | ABSTRACT | 83 |
| | REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 84 |
| | ANEXOS | |

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|-----------|---|----|
| FIGURA 1 | Modelo-padrão metálico com as referências para medições | 53 |
| FIGURA 2 | Placa de poliestireno de 3 mm aplicada sob vácuo ao modelo-mestre para servir de alívio | 54 |
| FIGURA 3 | Moldeira perfurada para alginato | 55 |
| FIGURA 4 | Moldeira lisa para os elastômeros | 56 |
| FIGURA 5 | Moldes de <i>Impregum</i> à espera de vazamento | 58 |
| FIGURA 6 | Molde de <i>Extrude</i> em dupla moldagem | 60 |
| FIGURA 7 | Molde na segunda etapa da moldagem dupla mantido sob ação de peso de 1 kg, que produz pressão constante | 61 |
| FIGURA 8 | Réplica do modelo-padrão de gesso tipo IV | 62 |
| FIGURA 9 | Série de modelos marcados e prontos para serem medidos | 63 |
| FIGURA 10 | Fotografia mostrando o braço de medição e o modelo a ser aferido, no centro do aparelho | 64 |
| FIGURA 11 | Diagrama esquemático mostrando os pontos de referência para as distâncias medidas | 65 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|----------|---|----|
| TABELA 1 | Materiais de moldagem experimentados | 51 |
| TABELA 2 | Estatística descritiva | 67 |
| TABELA 3 | Análise de variância – ANOVA – para comparação das médias dos grupos entre si | 69 |
| TABELA 4 | Testes complementares (<i>Post Hoc Tests</i>) – Subgrupos homogêneos | 70 |
| TABELA 5 | Desvio percentual em relação ao padrão | 71 |

RESUMO

Este trabalho avaliou comparativamente, em laboratório, a fidelidade dimensional de quatro materiais de moldagem usados nas moldagens finais em prótese total, um hidrocolóide irreversível (*Hidrogum*), um poliéter (*Impregum*) e dois silicones de adição (*Honigum* e *Extrude*), bem como a técnica de dupla moldagem, com ou sem alívio, usando o material *Extrude* de consistências média e leve. Para isto foi usado como corpo de prova um modelo metálico que simula um maxilar edêntulo, onde foram colocados quatro postes em forma de pirâmide, três truncadas, colocadas na crista do rebordo para medições horizontais, e uma inteira, que servia de referência para uma medição vertical. Com cada material ou técnica foram feitos dez moldes do modelo padrão, que foram vazados com gesso tipo IV. Os sessenta modelos obtidos, bem como o modelo-padrão, foram submetidos às medições das distâncias entre as referências situadas nas pirâmides, três medidas no sentido horizontal e uma no sentido vertical. Isto foi feito numa máquina para medição por coordenadas (tridimensional), BRT-M507 fabricada pela Mitutoyo, com *software* *Cosmos/Geopak-Win*. Os resultados foram submetidos à análise de variância e testes complementares (*Post Hoc Tests*, de Duncan). A análise dos resultados mostra que quase todas as medidas no plano horizontal foram menores nas réplicas que no padrão, e que na medida vertical a discrepância entre os resultados foi maior, sendo umas medidas maiores e outras menores que no padrão. Estatisticamente, apenas numa das três distâncias avaliadas, Dist. 2, não houve diferença significativa entre os materiais. Concluiu-se que, com exceção do material *Extrude* em moldagem simples, os silicones e o poliéter tiveram desempenho semelhante, e que o hidrocolóide irreversível evidenciou os piores resultados. Outra conclusão foi que as duas técnicas de dupla moldagem usando materiais de consistências diferentes mostraram resultados semelhantes ao *Honigum* e *Impregum*, sendo mais precisas que estes na reprodução da altura, medida relacionada com a moldagem da zona de *postdamming* no paciente edêntulo.

Palavras-chave: Prótese total; Moldagens; Materiais e Técnica.

1. INTRODUÇÃO

Na reabilitação protética do paciente desdentado total, o cirurgião-dentista tem atuação em várias etapas clínicas e laboratoriais, todas de decisiva importância para o resultado final do tratamento.

Uma destas etapas é a moldagem. Nela buscamos obter um modelo de trabalho que seja fiel e representativo da área basal, tendo em vista que a sua fidelidade será diretamente proporcional à adaptação da futura prótese à fibromucosa. Esta fase envolve uma série de manobras clínicas onde lançamos mão de diferentes instrumentos, materiais e técnicas. Assim, a resiliência dos tecidos a serem moldados, as características físicas do material de moldagem, a pressão usada pelo profissional, entre outros fatores, vão ter influência na qualidade final do molde e, por consequência, da prótese.

Os materiais mais usados nas moldagens dos pacientes edentados, atualmente, são o hidrocolóide irreversível, pasta de óxido de zinco-eugenol e elastômeros, que compreendem mercaptanas, silicones de condensação, poliéteres e silicones de adição.

Muitos elastômeros disponíveis apresentam diferentes características de viscosidade e escoamento, que são as consistências muito pesada ou densa, pesada, regular e leve, segundo a especificação n.19 da ADA. Isto confere diferentes interações com a fibromucosa, permitindo ao profissional modificar a técnica de moldagem em função das características da área a ser moldada, dos materiais à disposição e de suas convicções.

Neste sentido, FUSAYAMA *et al.* (1974) desenvolveram a técnica de moldagem única laminada, que consiste em colocar ao mesmo tempo, na moldeira, um material pesado e um leve. Nesta ocasião também descreveram que as moldagens poderiam ser feitas de outras maneiras; a técnica de mistura simples e a técnica de moldagem dupla com ou sem espaçamento. Em seus testes de laboratório reproduzindo um troquel, obtiveram resultados que mostravam grande diferença entre as técnicas, sendo a técnica da moldagem única ou laminada, a que mostrou as mínimas distorções, e as moldagens duplas sem espaçamento, as maiores distorções.

Deve-se considerar a quase unanimidade entre os autores a respeito da necessidade dos tecidos de suporte do paciente edêntulo serem copiados em repouso, sem distorções ou deslocamento, o que às vezes se consegue fazendo correções nos moldes com materiais mais fluidos, e isto corresponde à moldagem dupla e em prótese total tem o objetivo de equalizar pressões.

Vários trabalhos, entre os quais o de IDRIS *et al.* (1995), avaliam a fidelidade das técnicas que usam os sistemas massa-fluido em uma ou duas etapas de aplicação, mas estas técnicas são mais propícias à prótese fixa.

CUNHA JR. (2001) também usa um modelo que simula um maxilar edêntulo para comparar silicones de condensação e adição quanto à sua fidelidade dimensional em moldagem duplas usando materiais de alta densidade (massa) e materiais leves.

A constatação de que trabalhos que envolvem a técnica de dupla moldagem com materiais específicos para o paciente desdentado, não são comuns na literatura, nos estimulou a fazer, além de um levantamento mais detalhado, um

experimento em laboratório que consta de: a partir de um modelo-padrão, aplicar a técnica de dupla moldagem com os materiais próprios para o paciente edêntulo, ou seja, materiais de consistência média e leve, com e sem alívio, usando silicone de adição, bem como a técnica de moldagem simples com hidrocolóide irreversível, poliéter e silicone de adição, com objetivo comparativo.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Moldagens em prótese total

2.1.1 Definição e objetivos

Em prótese dentária, através da moldagem conseguimos obter modelos de gesso que representam as formas bucais no momento. Para isto precisamos de moldes, que podem ser obtidos simplesmente colocando em contato com os tecidos bucais, materiais em estado plástico capazes de solidificar-se rapidamente e serem removidos sem distorção ou deformação permanente. Estes nos permitem, a partir do vazamento de gesso, um modelo sobre o qual é feita a peça protética.

Compreendido isto, pode-se deduzir que uma prótese só pode se adaptar com exatidão ao tecido de suporte se a moldagem for adequada ou exata (SAIZAR, 1972).

TAMAKI (1988) define moldagem em prótese total como um conjunto de atos clínicos que tem a finalidade de dar um molde que representa o negativo da área chapeável, por meio de materiais e moldeiras adequadas.

NAGLE *et al.* (1965) enfatizam que a área a ser moldada tem diferentes características. É composta de uma zona estática, mais ou menos resiliente, partes móveis, inserções, zonas de contato com outros órgãos como língua e bochechas extremamente dinâmicos, que devem ser copiadas com movimentos. Isto tudo, associado às características dos materiais e ao componente humano profissional,

faz com que a moldagem seja uma manobra complexa e de resultados nem sempre avaliáveis no momento. Para eles, "uma moldagem se faz, não se toma".

As moldagens têm por objetivo dar às próteses retenção, suporte, estabilidade, estética e preservação dos tecidos de suporte (BOUCHER, 1944; HEARTWELL JR & RAHN, 1990).

HEARTWELL JR & RAHN (1990) descrevem da seguinte maneira estes cinco objetivos:

a) Preservação dos tecidos de suporte: é aceito que fisiologicamente, com a perda do estímulo dos dentes naturais, a crista alveolar sofre reabsorção e atrofia. Este processo varia individualmente, todavia pode ser acelerado ou retardado por fatores locais. Embora outros fatores como oclusão, distância inter-oclusal e harmonia entre relação cêntrica e oclusão cêntrica, sejam igualmente importantes, o protesista deve ter em mente o efeito que a técnica e o material de moldagem têm sobre a base da prótese, e a repercussão sobre a saúde dos tecidos, tanto duros quanto moles. As pressões exercidas pelo material de moldagem serão exercidas, no futuro, pela base da prótese e poderão causar alterações como hiperemia, inflamação ou lesão nos tecidos moles e reabsorção do tecido ósseo.

b) Suporte: está relacionado com a capacidade da prótese de suportar as forças de intrusão. Estas se transmitem através da base à mucosa e ao osso. Daí a necessidade de considerar a relação base-mucosa e mucosa-osso. O máximo de recobrimento distribui as forças numa maior área possível, diminuindo a força por área. Isto ajuda na preservação, estabilidade e retenção.

c) Estabilidade: a adaptação à mucosa não distorcida é muito importante. A estabilidade, ou resistência a movimentos horizontais, diminui com a perda em altura da crista do rebordo, ou com o aumento exagerado da resiliência dos tecidos, causada pela perda óssea.

d) Retenção: a retenção, às vezes, é considerada isoladamente. Pressão atmosférica, coesão e adesão são fatores diretamente relacionados com a retenção. Todavia, controle neuromuscular e equilíbrio articular, por exemplo, indiretamente atuam sobre a retenção.

e) Estética: a espessura das bordas deve variar com a necessidade de cada paciente, em função da perda que houve no rebordo alveolar. O sulco vestibular deve ser preenchido para restaurar o contorno facial.

2.1.2 Escolas de moldagem quanto à compressão

Como resultado da técnica de moldagem, o contato entre a base da prótese e o tecido de suporte pode ter uma intimidade maior ou menor, exercer pressão maior ou menor, em partes ou em toda a superfície, em função da mesma ter sido executada de acordo com determinada teoria de compressão. Some-se a isto o fato de que os diferentes tipos de materiais, pela sua viscosidade, podem fazer variar esta pressão. A moldeira com a qual o material está sendo conduzido também é um dos fatores que podem ter influência neste aspecto, além, é claro, de tudo isto depender de uma variante que é a atuação do profissional.

De acordo com SHARRY (1977), as moldagens podem ser feitas com pressão forte, pressão mínima ou pressão seletiva:

a) Moldagem com pressão ou pressão determinada: tendo em vista que se pode determinar a retenção da prótese durante a mastigação, alguns autores consideram que é importante o contato entre base e área basal de suporte durante este ato. A eles, parece adequado as moldagens comprimirem os tecidos, da mesma forma que as próteses o fariam sob ação das forças mastigatórias. Parece que os tecidos assim comprimidos não mantêm esta forma por muito tempo. Alguns adeptos desta teoria optam pela moldagem com boca fechada, quando o paciente exerce a própria força de fechamento sobre o material de moldagem. Esta técnica não é muito adequada para um bom recorte muscular.

b) Moldagem com pressão mínima: ADDISON (1944) descreveu as moldagens mucostáticas baseado no conceito mucostático, e as atribuía a Page. A base desta teoria é a lei de Pascal, segundo a qual a pressão exercida sobre a superfície de um líquido se transmite em todas as direções. A mucosa reagiria como um líquido, já que 80% é água, num compartimento fechado. Quem contradiz esta teoria argumenta que a mucosa não é um compartimento fechado e que os líquidos podem fugir para fora do bordo da prótese. De acordo com esta teoria, o material de moldagem deve registrar sem distorcer, sem alterar a forma, todos os detalhes da mucosa. Os adeptos também preconizam bases metálicas de ouro, por serem mais estáveis que os acrílicos. Esta teoria também considera a tensão da superfície interfacial como único mecanismo importante para a retenção. O princípio mucostático ignora o valor da distribuição das forças mastigatórias numa maior área de suporte.

c) Moldagem com pressão seletiva: é a técnica que preconiza pressão em algumas zonas e pouca pressão em outras, de acordo com a capacidade de suportar pressão dos tecidos. Assim, a zona da papila incisiva pode ser considerada como zona que não deve receber pressão, e isto se consegue fazendo alívios antes da moldagem final. Portanto, o contato da prótese com esta zona em repouso seria mínimo, sem deslocamento do mesmo.

Segundo KORAN (1980), quanto às pressões sobre a área a ser moldada, as moldagens para prótese total têm sido historicamente divididas em funcional, semi-funcional e mucostática, todavia, mais recentemente, estas categorias têm sido descritas como com pressão, com pressão seletiva e sem pressão.

FELTON *et al.* (1996) consideram três filosofias básicas de moldagem: a) técnica de baixa pressão, também chamada mucostática, exigente de um material de alta fluidez ou baixa viscosidade; b) técnica funcional, que usa uma prótese já instalada com um material de presa lenta como um condicionador de tecidos; c) técnica de pressão seletiva que preconiza o uso de moldeiras individuais com alívios maiores em zonas que o autor chama de áreas de não-suporte.

Neste sentido, EL-KHODARY *et al.* (1985) estudaram os efeitos de diferentes técnicas de impressão na mucosa oral. Para isto, usaram em três grupos de 10 pacientes, técnicas diferentes (mínima pressão, máxima pressão ou pressão funcional) na confecção de próteses totais, precedidas de biópsia na crista do rebordo alveolar mandibular. Por pressão mínima entenda-se fazer a moldagem final com moldeira aliviada e perfurada, sendo o alginato o material para a moldagem. Na pressão máxima, a moldagem era feita com boca fechada e pressão de mordida,

com moldeira fechada e pasta de óxido de zinco-eugenol, viscosa. Na tomada de moldagem com pressão funcional, o material usado era um condicionador de tecidos, que era deixado por 30 minutos na boca do paciente, que fazia leves contatos dentários. A moldeira era uma prótese pronta, recém-feita, isto é, a técnica assemelha-se a de uma moldagem de reembasamento. Após seis meses da instalação das próteses e sua manutenção, o autor submeteu os pacientes a exame clínico e biópsia da região da crista do rebordo alveolar mandibular, novamente, para avaliação histológica e histoquímica. Ao exame clínico, não foram notadas diferenças entre os pacientes submetidos às diferentes técnicas de moldagem. Todavia, ao exame histológico e histoquímico, houve diferenças. As maiores trocas teciduais degenerativas foram encontradas nos pacientes que tiveram as moldagens tomadas com pressão, pela evidência histológica de distúrbios de queratinização e aumento do número de células inflamatórias mononucleares. Esta consequência pode ter sido devida ao deslocamento dos tecidos de suporte, que resultou em distúrbios circulatórios. A diminuição do suprimento sanguíneo é evidente pela diminuição da atividade da enzima fosfatase alcalina. A alteração na irrigação sanguínea é acompanhada pela alteração na vitalidade dos tecidos, e isto pode ser a razão para outras alterações histológicas e histoquímicas. Por outro lado, relatam ainda ter constatado que a enzima fosfatase alcalina não mostrou alteração na sua atividade, nos casos de próteses confeccionadas com a técnica da mínima pressão, e que houve aumento desta atividade enzimática quando a impressão foi pela técnica da pressão funcional.

Concluem os autores, de sua investigação, que a prótese total tem efeitos sobre o tecido de suporte subjacente, e que as próteses feitas com moldagens seguindo a técnica funcional pareceram ser as que mais protegem estes tecidos.

2.2 Materiais de moldagem

2.2.1 Histórico

Conforme relata ALDROVANDI (1953), nos tempos primitivos da Odontologia não haviam moldagens, tomavam-se as medidas a compasso. O gesso, todavia, já era empregado em moldagem facial e esculturas. Líssipo, escultor grego, empregava o gesso para obtenção de máscara facial, segundo o autor.

A cera foi o primeiro material usado para moldagem em Odontologia. Segundo PHILLIPS (1984), em 1756 Pffaf foi o primeiro a descrever uma técnica para obter um molde de cera a partir do qual construía um modelo de gesso Paris. Segundo ZINNER & SHERMAN (1981), em 1711, Matthias Purman registrou o uso de cera, e em 1928 Pierre Fouchard tomava medidas da boca com compasso.

De acordo com ALDROVANDI (1953), a partir de 1844, Dunning desenvolve o emprego do gesso, material que teve um grande período de uso nas moldagens em prótese total. Também segundo o mesmo autor, Charles Stent, em 1857, idealiza uma pasta resinosa (*impression material compound* ou *modeling composition*) que se tornou conhecida como godiva, nome comercial dado por um dos primeiros fabricantes. Este material somente por volta de 1900 teve seu potencial aproveitado através de adaptações da técnica, pelos irmãos Greene, que delinearam bases para seu uso.

O hidrocolóide reversível surgiu em 1925, e em 1930 as pastas à base de óxido de zinco-eugenol foram adaptadas para serem usadas também na moldagem de pacientes edêntulos. Em 1939, Dirksen divulga o desenvolvimento de outra cera

para impressão, na Universidade de Iowa, que até hoje tem emprego para complemento de impressões, segundo STARCKE (1975). Em 1940, foi desenvolvido o hidrocolóide irreversível, de largo emprego ainda.

Mais recentemente, mercaptanas e silicones de condensação tiveram seu advento por volta de 1950. Os condicionadores teciduais, resinas acrílicas moldáveis, que foram descritas por CHASE (1961), também foram empregados, e ainda o são, embora com pouca intensidade, como material de impressão nos pacientes desdentados. Na década de 1970, a Odontologia pôde contar com os mais recentes materiais que são o poliéter e o silicone de adição, materiais de boas características, que têm um grande uso nas moldagens em prótese total.

As tentativas de desenvolver outros materiais de moldagem, como elastômeros fotoativados, não têm sido bem sucedidas, segundo ANUSAVICE (1998).

2.2.2 Materiais de moldagem usados em prótese total

Segundo ANUSAVICE (1998), os materiais de moldagem devem apresentar os seguintes requisitos: ser fluido bastante para se adaptar aos tecidos bucais e ao mesmo tempo ter viscosidade suficiente para ficar contido na moldeira que o leva à boca;

- a) na boca, transformar-se em borrachóide em tempo não muito longo, 7 minutos seria o tempo total de presa;

- b) atingida a presa, não deve distorcer ou rasgar quando removido, mantendo-se dimensionalmente estável para ser vazado.

De acordo com FELTON *et al.* (1996), os materiais usados para moldagem funcional do paciente edêntulo podem ser classificados assim: hidrocolóide irreversível, pasta de óxido de zinco-eugenol e elastômeros. Esses podem ser divididos ainda em mercaptanas, silicones de condensação, poliéteres e silicones de adição. Considera que o hidrocolóide irreversível é pobre quanto ao aspecto da estabilidade dimensional, que o polissulfeto e o silicone de condensação são bons neste aspecto e que a pasta de óxido de zinco-eugenol, o poliéter e o silicone de adição têm excelente estabilidade dimensional.

A especificação número 19 da American Dental Association identifica os elastômeros como elastômeros não-aquosos e os classifica, quanto à viscosidade, em leve, médio ou regular, pesado e massa densa, segundo ANUSAVICE (1998).

Alguns dos materiais mais comumente empregados nas moldagens em prótese total são:

2.2.2.1 Hidrocolóide irreversível – Alginato

É um material de moldagem cujo mecanismo de presa se dá por reação química, e por suas propriedades físicas é considerado elástico, segundo ANUSAVICE (1998). Ainda segundo o mesmo autor, os hidrocolóides irreversíveis tiveram seu aparecimento quando o Agar japonês usado na fabricação do hidrocolóide reversível era pouco disponível. Feito a partir do ácido alginico, daí ser

chamado de alginato. Teve grande aceitação, por ser de fácil manipulação, ser confortável para o paciente, ter baixo custo e não requerer equipamentos. Suas características de tempo de trabalho podem ser alteradas com o uso de água em diferentes temperaturas. O aumento da temperatura da água usada diminui o tempo de trabalho. De acordo com PHILLIPS (1984), são desfavoráveis quanto ao aspecto de reprodução ou registro de detalhes. Também deve ser levado em consideração que os alginatos requerem uma espessura mínima de 3 mm para sua fidelidade dimensional (SKINNER & PHILLIPS, 1962).

Para HOSODA & FUSAYAMA (1959), dos materiais elásticos, o alginato é o mais simples de ser usado. Porém, é o que apresenta a menor fidelidade superficial, mas se uma ótima textura superficial do modelo puder ser obtida da interação alginato-gesso, ter-se-á alcançado uma grande vantagem. Como resultado de seus trabalhos, preconizam uma disciplina no uso do alginato: produto de boa qualidade, adequada relação água/alginato, manipulação vigorosa por um minuto, tratamento imediato do molde com solução de sulfato de zinco a 1% ou 2% por trinta segundos, remoção do excesso por suave agitação, uso de gesso pedra e não gesso pedra melhorado e desmoldagem depois de uma hora.

Segundo CRAIG *et al.* (2002), o alginato tem também a característica de pouca estabilidade dimensional, por sofrer sinérese, embebição e evaporação. Se o molde for armazenado ao ar livre, contrai pela evaporação da água, se armazenado em água expande pela absorção desta. O molde deve esperar o vazamento em ambiente com umidade relativa próxima de 100%. Nesta situação pode ocorrer a sinérese, que é a formação de água na superfície do molde, fenômeno que ocorre de forma muito lenta, não acarretando sérias alterações dimensionais no espaço de tempo de uma hora, segundo os autores.

O intervalo que ele requer para sua recuperação elástica, no qual deve permanecer no umidificador, é em torno de cinco minutos a 23°C, de acordo com FONSECA FILHO *et al.* (1998), e de dez minutos segundo CHRISTENSEN (1984). Alginatos mais recentes, com características de silicone, devem aguardar 20 minutos antes do vazamento, para sua recuperação elástica, conforme orientação do fabricante. A confecção do modelo de gesso requer alguns cuidados especiais, tendo em vista que não há aderência do alginato à moldeira individual, motivo que justifica as perfurações destas moldeiras para este material. Além disto, é um material que requer suporte pela moldeira por ser muito elástico (STEAS, 1991). Isto quer dizer que, quando usado em moldeiras de estoque, ou moldeiras não individualizadas, porções do material de impressão correspondente às bordas, às vezes, podem ficar sem apoio, dando uma imperceptível mas significativa distorção, pelo peso do gesso ou até por contato deste bordo com superfícies. Isto justifica uma técnica modificada do vazamento do gesso, descrita pelo autor.

KAISER & NICHOLLS (1976) compararam duas maneiras de vazamento que chamaram de simples e duplo, na reprodução de uma matriz que simulava um maxilar edêntulo onde haviam pinos metálicos. No vazamento duplo, o gesso era colocado em duas etapas. Na primeira, era vazado gesso na zona correspondente aos dentes e tecidos adjacentes e, após a presa deste gesso, era vazado o complemento sendo o molde invertido. No vazamento simples era usada a técnica convencional, e o molde também invertido. Os autores acharam que as duas técnicas eram precisas, com exceção de um ponto correspondente ao palato, referência que foi mais fielmente copiada com a técnica do duplo vazamento. Com o vazamento simples, houve migração deste ponto no sentido da parte oclusal do modelo.

Parece correto afirmar que os alginatos têm seu emprego mais indicado nas moldagens preliminares, em prótese total. Para as moldagens finais ou funcionais, outros materiais têm características mais adequadas, embora HYDE (1999), numa pesquisa com 456 dentistas na Grã-Bretanha, tenha constatado que o alginato era o material mais referido como opção para as moldagens finais em prótese total. Em 94% das respostas o alginato constava como opção.

Atualmente, há alginatos com mais viscosidade, os chamados alginatos siliconizados, que na realidade apenas têm características de silicone, cuja consistência pode ser mais favorável ao emprego no paciente desdentado. Segundo GIOLLO (1999), eles têm alterações dimensionais menores que os alginatos convencionais.

O alginato pode também exercer mais ou menos pressão na fibromucosa, dependendo da moldeira com a qual é usado. Numa moldeira fechada, a pressão pode ser maior, enquanto que numa moldeira perfurada, pelo extravasamento que ela proporciona, a pressão diminui consideravelmente, de acordo com FRANK (1969).

2.2.2.2 Pastas de óxido de zinco-eugenol

São materiais de uso muito freqüente nas moldagens em prótese total. Segundo CHRISTENSEN (1984), suas grandes qualidades são a capacidade de reprodução de detalhes, bem como sua fluidez, o que faz com que a pressão sobre a fibromucosa seja mínima. Além disso, é um material de fácil manuseio. Tem grande aderência à moldeira individual, o que é desejável, desde que não haja necessidade

de sua remoção da moldeira para repetir a operação. O seu tempo de presa é acelerado pela saliva e umidade presentes na boca, o que também é desejável. Um de seus inconvenientes é que é muito pegajoso, aderindo facilmente à pele do paciente (HARCOURT, 1978). Isto provoca a necessidade de lubrificação de partes da face do paciente como os lábios. Com o uso de luvas, o profissional evita este problema com seus dedos. O sabor característico das pastas de óxido de zinco-eugenol também pode ser motivo de queixa de alguns pacientes. Pela falta de elasticidade, às vezes seu uso pode ser contra-indicado em casos de rebordos com retenções acentuadas. Como é um material friável, quando em pequena espessura, numa borda, pode fraturar. Não permite vaziar um segundo modelo, como pode ser feito, às vezes, com outros materiais. A limpeza, e às vezes a sua total remoção do modelo de gesso, é um pouco difícil, precisando, para que isto seja evitado, algumas manobras como completa hidratação do modelo, por exemplo, antes da desmoldagem.

Pode também ser empregado como material complementar nas impressões preliminares do desdentado total, quando do uso da godiva. Neste caso, o objetivo da impressão com a pasta seria o de obter equalização, ou seja, fazer uma correção de eventuais pontos de compressão, bem como dar melhor fidelidade à superfície (SKINNER & PHILLIPS, 1962; EDUARDO *et al.*, 1991).

São materiais bastante satisfatórios quanto à estabilidade dimensional. FELTON *et al.* (1996) os classificam como excelentes, neste sentido.

Uma contração desprezível (menor que 0.1%) pode ocorrer durante a presa de acordo com SKINNER & PHILLIPS (1962). Ainda segundo os autores, o molde pode ser preservado ou conservado indefinidamente, sem que nenhuma

alteração de forma, devido à liberação de tensões ou a outras causas de distorção, ocorra. Para isto devemos contar com a estabilidade dimensional do material da moldeira.

Conforme MALACHIAS *et al.* (1991), as pastas de óxido de zinco-eugenol apresentam um endurecimento uniforme, são confiáveis com respeito à reprodução de detalhes, e após seu endurecimento permitem remoções sucessivas da boca. Também segundo os autores supracitados, as pastas de óxido de zinco-eugenol têm a vantagem de, pelo quase nulo coeficiente de contração, poderem ser armazenadas por longo tempo sem deteriorarem a reprodução de detalhes com fidelidade e a boa estabilidade, mesmo após 24 horas.

DOUGLAS *et al.* (1964), usando *Capacitance Pressure Transducer* – aparelho elétrico que através de um sensor eletrônico colocado na moldeira individual captava a pressão que era exercida durante a impressão –, concluíram que no maxilar, quando usada a pasta de óxido de zinco-eugenol, a pressão era de 1,4 a 4,0 lb. por polegada quadrada na inserção, enquanto a pressão negativa era de 1,6 a 6,0 lb. por polegada quadrada na remoção.

SANSIVIERO *et al.* (1982), fazendo um estudo comparativo, *in vitro*, de quatro pastas de óxido de zinco-eugenol de diferentes marcas, encontradas no comércio, concluíram que havia grande diferença entre elas quanto à sua fluidez. Segundo os autores, as necessidades clínicas evidenciarão o melhor material a ser indicado, se somarmos estes resultados às outras vantagens e desvantagens, que independem da plasticidade e do escoamento.

2.2.2.3 Poliéter

É um dos quatro tipos químicos de elastômeros, segundo PHILLIPS (1984). Para ANUSAVICE (1998), foi o primeiro elastômero desenvolvido primariamente para moldagens. Todos os outros foram adaptados de outras aplicações industriais.

Conforme CRAIG *et al.* (2002), sua deformação permanente é menor que a dos polissulfetos e semelhante à dos silicones, e sua flexibilidade é de apenas 3%, o que recomenda uma espessura de 4 mm, entre moldeira e dentes. É um material hidrófilo, portanto o molde absorve água se armazenado em contato com ela, causando alteração dimensional. Tem curto tempo de trabalho e de presa. Sua característica de grande viscosidade, entretanto, pode ser um fator não desejado para determinadas situações nas moldagens em prótese total. Tem alto módulo de elasticidade, o que pode ser indesejável por ocasião de moldagens de dentados, quando a força necessária para sua remoção pode ser lesiva a dentes com muita retenção mecânica por perda periodontal, como em prótese imediata, ou em casos nos quais faria compressões indesejáveis na fibromucosa. É estável dimensionalmente, e permite a confecção de mais de um modelo. O alto grau de estabilidade dimensional é atribuído à ausência de produtos voláteis durante a reação.

Hipersensibilidade ao poliéter foi relatada por NALLY & STORRS (1973) que, estudando e tratando de uma paciente que teve problemas de hipersensibilidade, conseguiram, através do contato do catalisador no braço da paciente provocar, depois de 24 horas, violenta reação eritematosa e vesiculosa.

Estudo de HEMBREE & NUNES (1974), a respeito da contaminação por umidade sobre a fidelidade dimensional de uma marca comercial de poliéter, fazendo moldagens de padrões metálicos úmidos ou secos, sendo vazados imediatamente ou aguardando uma hora em ambiente com 100% de umidade ou em ambiente seco antes do vazamento, concluíram que o material em estudo absorve água, o que afeta a estabilidade dimensional do material.

SMITH *et al.* (1979) preconizaram o uso do poliéter na confecção da impressão do fecho periférico, alegando que o número de colocações ou idas da moldeira à boca é reduzido e, às vezes, único. Para isto, os autores usam moldeiras individuais 2 a 3 mm aquém do sulco e com 5 ou 6 mm de espessura. Deve ser feita uma mistura com menos catalisador para dar mais tempo de trabalho. A vantagem, segundo os autores, é que pode-se moldar simultaneamente todos os bordos, tanto na maxila quanto na mandíbula. A impressão pode ser conseguida com uma só inserção da moldeira. Os movimentos funcionais são feitos pelo paciente. A técnica é facilmente ensinada. Esta seria uma alternativa à técnica do uso da godiva.

De acordo com FARAH *et al.* (1981), é um material tixotrópico, e seu escoamento não ocorre rapidamente, mas com o aumento da espatulação, pelo cisalhamento, a fluidez aumenta. Esta característica permite ao profissional carregar a moldeira sem que haja corrimento do material, que só escoar quando a força é aplicada, durante a impressão.

TAN *et al.* (1996) realizaram estudo comparando os bordos de um fecho periférico maxilar, obtidos com godiva e com poliéter. Quatro profissionais protesistas fizeram cinco impressões do vestibulo usando os dois materiais. Os resultados mostraram significativa diferença em alguns locais da impressão. Os

bordos obtidos com godiva tenderam a ser mais espessos e mais curtos. Da mesma forma que SMITH *et al.* (1979), estes autores enfatizam a maior praticidade desta técnica.

2.2.2.4 Silicone de adição

Os silicones, como material de moldagem em Odontologia, foram introduzidas pouco depois das mercaptanas. Estes silicones eram chamados de condensação (*Dimetil polisiloxano*).

Segundo FARAH (1981) e ANUSAVICE (1998), na sua reação de polimerização por condensação, há formação de um subproduto, que é o álcool etílico, sendo esta evaporação provavelmente a causa da contração que ocorre nestes silicones após a presa.

Este material obteve, desde então, a simpatia dos protesistas, e por volta de 1975 foram desenvolvidos os silicones chamadas de adição, (*Polivinilsiloxano* ou *vinilpolisiloxano*), que têm bem melhores características em relação ao de condensação, nos quais, para CHRISTENSEN (1984), não há formação de subprodutos, o que confere a este material melhor estabilidade dimensional.

De acordo com CRAIG *et al.* (2002), sua alteração dimensional após 24 horas é muito baixa, de aproximadamente 0,1%. A deformação permanente mensurada imediatamente após a remoção da boca é de aproximadamente 0,2% (99,8% de recuperação), sendo a menor de todos os materiais de moldagem. Da mesma forma, os valores percentuais de escoamento após a presa são bastante

baixos. Ainda segundo os autores acima, as pastas são encontradas em consistência leve, regular e pesada, assim como na consistência muito pesada, chamada massa ou densa. Assim, pode-se empregar a denominada dupla moldagem (dois tempos, duas fases, reembasamento), técnica que, na moldagem do edêntulo, às vezes, tem por objetivo a equalização, ou a moldagem única (dupla mistura, laminada, simultânea), que consiste na carga da moldeira com os dois materiais ao mesmo tempo, onde o mais viscoso fica em contato com a moldeira e o mais fluido, em menor quantidade, vai ficar em contato com a área a ser moldada, bem como a técnica do material único, monofásica.

Segundo YEH *et al.* (1980), os silicones são mais limpos para manusear e mais fáceis de misturar que as mercaptanas, têm superior recuperação elástica e menor deformação permanente. Estudando três marcas comerciais, concluíram que estes materiais têm baixa alteração dimensional na polimerização, baixo escoamento, moderadamente pequeno tempo de trabalho, são razoavelmente rígidos ao serem removidos da boca, com boa resistência ao rasgamento.

EAMES & SIEWEKE (1980) estudaram o sistema massa-fluido de cinco materiais de marcas diferentes, comparando-os com o uso de moldeira individual, e notaram que quatro sistemas massa-fluido deram resultados pouco precisos, sendo menos eficientes que o uso de moldeira individual. Apenas um sistema foi satisfatório. Os mesmos autores estudaram ainda a contração das moldeiras individuais de acrílico, e mostraram que somente depois de 24 horas é que a contração se torna insignificante.

SHILLINGBURG *et al.* (1983) preconizaram distância de 2 a 3 mm entre a moldeira e a superfície a ser moldada.

BROWN (1981), analisando diferentes técnicas de moldagem, fez algumas considerações. Segundo ele, quando se usa a técnica de dois estágios, pode-se usar espaçador ou não. A ausência deste pode produzir um modelo menor que o modelo mestre. Isto acontece, segundo o autor, porque a massa densa é deformada pela presença da camada de material leve colocada no segundo estágio da moldagem. Após a remoção do molde, o material deformado elasticamente relaxa, recupera-se elasticamente, alterando a superfície da moldagem.

Para FARAH (1981), os silicones mais recentes têm tempo de trabalho de 3-5 min. O tempo de polimerização final é de 5 a 8 minutos, mas a sua principal vantagem é sua superior estabilidade dimensional, principalmente quando o gesso não pode ser imediatamente vazado após a impressão ser tomada.

ROSELINO & CAMPOS (1982), estudando três elastômeros, (silicones, mercaptanas e poliéteres, duas marcas de cada), quanto à sua interação com gesso tipo IV (*VelMix*), chegaram a resultados que mostraram serem os silicones os materiais que melhores resultados apresentaram na interação com o gesso, seguidos das mercaptanas e depois pelos poliéteres.

PHILLIPS (1984) apontou as seguintes vantagens apresentadas pelos silicones de adição: o material é fornecido em duas pastas, o que facilita a manipulação; durante a sua reação de polimerização, não ocorre a formação de subproduto volátil, o que resulta num mínimo de alteração dimensional, seja durante ou após a reação de endurecimento; o tempo de trabalho é mais longo (5 minutos), o que facilita a moldagem das superfícies; a deformação permanente é muito baixa (cerca de 0,07%); e a sua consistência permite boa penetrabilidade nos espaços subgingivais, em prótese fixa.

Para CHRISTENSEN (1984), eventuais bolhas que aparecem nos modelos de gesso relacionadas com aspectos químicos dos silicones de adição, podem ser evitadas esperando três horas pelo vazamento do gesso. Ainda segundo o autor, estes materiais mantêm a fidelidade por bastante tempo e possuem grande flexibilidade e elasticidade, sendo ótimos para áreas retentivas. O autor também preconiza o uso dos mais pesados para a moldagem de bordos em prótese total.

CHEE & DONOVAN (1989) estudaram a capacidade de reprodução de detalhes dos silicones pesados, massas. Eles podem ser usadas na técnica convencional de dupla mistura, ou na técnica da mistura simultânea. Quando esta última é utilizada, massa e pasta fluida são preparadas e colocadas na moldeira numa mesma etapa, partes dos dentes preparados podem ficar em contato com a massa, preferivelmente ao fluido. Em vista disso, os autores estudaram a habilidade de dez destes materiais, massas, em reproduzir detalhes finos. Dois deles reproduziram detalhes, sulcos, de 20 micrometros, três reproduziram em metade das amostras, e o restante só conseguiu reproduzir detalhes de 50 a 75 micrometros. A especificação número 19 da ADA requer capacidade de reprodução de 20 micrometros para um material de moldagem ser aceitável, e requer que a massa tenha capacidade de reproduzir 50 micrometros. Isto faz com que esta técnica, que é difícil, quando não bem dominada, pode provocar a impressão de determinada superfície com material que não é específico para aquele fim, quando a massa contata com a área moldada.

SULONG & SETCHELL (1991), estudando os adesivos para moldeiras dos silicones de adição, relataram que a boa união à moldeira proporcionada pelos adesivos é fundamental para a sua estabilidade dimensional e ausência de distorções permanentes. Referem ainda que a maior união encontrada foi quando a

resina acrílica foi asperizada com lixa de granulação 80, moldeiras perfuradas não foram tão adesivas como as asperizadas, o adesivo não é tão efetivo na moldeira de estoque de plástico, a força de resistência à tração excedeu a força de resistência ao cisalhamento.

A influência das moldeiras de estoque, de plástico, na precisão das impressões, foi estudada em laboratório por WASSEL & IBBETSON (1991). Duas marcas de moldeiras foram testadas, com reforço de resina acrílica, ou não. Também foi analisada a diferença entre as técnicas pesado-leve e massa-leve. Os modelos foram analisados na sua distorção, como um todo, ou nos dentes, individualmente. Os autores concluíram que a distorção global dos modelos obtidos foi reduzida mas não eliminada, com reforço das moldeiras de estoque, e a técnica com materiais pesado-leve foi mais precisa.

Quanto aos sistemas de automistura, forma sob a qual se apresentam alguns silicões, CHONG *et al.* (1991), usando cinco silicões do sistema referido, e um para espatulação manual, levantaram o número de bolhas. Constataram que em nenhuma situação obtiveram moldes livres de bolhas e que o material de moldagem de espatulação manual obteve, em certos casos, resultados comparáveis aos de alguns de automistura. Todos os materiais de automistura produziram significativo aumento no número de bolhas quando misturados manualmente.

TJAN *et al.* (1992) estudaram o efeito do alívio das moldeiras na fidelidade e estabilidade dimensional em impressões feitas com quatro marcas de silicões de adição monofásicas. As avaliações foram feitas em modelos de gesso por métodos qualitativos e quantitativos. Estudaram alívios de 2, 4 e 6 mm. Ambos métodos de avaliação mostraram que o alívio das moldeiras e a repetição do vazamento 24

horas e 7 dias depois não afetaram a fidelidade e a estabilidade dimensional nos troquéis.

HUNG *et al.* (1992) compararam a fidelidade de cinco silicones de adição, em moldagem única e dupla moldagem, usando o sistema massa-leve. Os materiais usados foram: *Mirror 3*, *Mirror 3 Extrude*, *Express*, *Pergamum* e *Absolute*. Como modelo-padrão, usaram um modelo metálico com dois postes que simulam preparos para coroa total. Os autores fizeram cinco modelos para cada material e técnica. Concluíram que a fidelidade dos silicones testados foi afetada mais pelo material do que pela técnica. As duas técnicas não foram diferentes entre si, exceto numa das dimensões avaliadas, onde a técnica da moldagem única foi mais precisa que a da dupla moldagem.

CHEW *et al.* (1993), estudando a influência da temperatura na estabilidade dimensional dos silicones, e procedendo ao resfriamento do material antes da impressão, e a seu aquecimento à temperatura da boca antes do vazamento do gesso, concluíram que as alterações não eram clinicamente significantes.

CHO *et al.* (1995) estudaram os adesivos dos silicones de adição. Em laboratório, produzindo seis grupos de moldeiras com tempos de secagem diferentes, isto é, tempo de espera diferentes entre a aplicação do adesivo e a moldagem, concluíram que: quando a moldagem foi feita imediatamente, a união foi muito pequena; aos 7 minutos a união era boa, atingindo o máximo entre 15 e 60 minutos, depois do que havia até um certo decréscimo.

IDRIS *et al.* (1995) compararam duas técnicas de moldagem usando um silicone de adição: o sistema massa-leve em moldagem única e o sistema massa-

leve em moldagem dupla. Com estas duas técnicas, fizeram moldagens de um modelo metálico com três pilares, colocados dois lateralmente e um na parte anterior, formando um triângulo. Os pilares tinham, na sua parte superior, ranhuras transversais, que formavam quatro pontos na sua interseção. Estes pontos serviam como referência para as medidas. Na avaliação das distâncias entre os pilares, não houve diferença entre as duas técnicas, mas em ambas, as medidas sempre foram levemente maiores que o modelo-padrão.

Segundo MANDIKOS (1998), a viscosidade dos silicones de adição pode ser muito baixa, média, alta e muito alta. Quanto ao tempo de trabalho e polimerização, os mais recentes têm tempo de trabalho de dois minutos e tempo de polimerização de seis minutos. O aumento do tempo de trabalho pela diminuição da quantidade de catalisador pode produzir maior quantidade de gás hidrogênio. Alguns fabricantes fornecem um retardador que pode aumentar o tempo de trabalho sem alterar as propriedades do material. O método mais recomendado seria a refrigeração dos materiais, que pode aumentar o tempo de trabalho em até 90 segundos, se refrigerados a 2°C. Quanto à reprodução de detalhes, são considerados os melhores. O padrão internacional, para os elastômeros, considera que um material de impressão tipo 3, densidade leve, deve reproduzir uma linha de 0,020 mm de largura (20 micrometros). Com exceção dos muito espessos, todos os outros alcançam isto. Para moldagens muito precisas, a técnica de pesado-leve é mais recomendada que massa-leve. A radiopacidade, que é uma característica pelo conteúdo de dióxido de chumbo, pode ser uma vantagem por ocasião de eventual deglutição, aspiração ou permanência no sulco gengival, do material. Quanto a adesivos, este autor acrescenta que não são eficientes com as massas, assim como os adesivos de outros elastômeros, mas que não podem ser usados com as

silicones de adição. A respeito de estabilidade dimensional, tem sido demonstrado que o molde aquecido a 37°C pode melhorar a precisão, embora duvide-se dos resultados clínicos desta melhora. Recuperação elástica é a propriedade que tem o material de voltar a ter sua forma após a deformação que sofre com o estresse da remoção da boca. Quando a deformação ultrapassa certo limite esta recuperação não é possível, e a deformação é permanente. O silicone de adição exibe a menor deformação permanente e a maior recuperação elástica.

CHAFFEE *et al.* (1999) propõem o uso de um tipo de silicone de adição pesado (*Imprint II*) para a confecção do fecho periférico da moldeira individual em substituição à godiva, nas moldagens funcionais em prótese total. Para isto, sugerem o preparo da moldeira, segundo Halperim, que preconiza o seu alívio na parte interna do bordo, bem como uma distância deste ao fundo do sulco.

2.3 Estudos comparativos entre materiais de moldagem de tipos diferentes

WOELFEL (1962), usando cinco diferentes materiais, fez moldagens funcionais de um paciente, com o objetivo de comparar o grau de precisão dos diferentes materiais na reprodução de detalhes e contornos teciduais dos arcos desdentados. Os materiais usados foram gesso, pasta de óxido de zinco-eugenol, hidrocolóide irreversível, mercaptana e silicone de condensação. Após avaliação com microscópio estereoscópico de determinados detalhes das superfícies dos modelos, detalhes agudos e nítidos, constatou que os silicones eram os materiais que produziam modelos com mais detalhes de superfície. As mercaptanas vinham logo atrás. Os modelos obtidos com hidrocolóide irreversível e pasta de óxido de

zinco-eugenol apresentavam resultados similares intermediários e, por último, os gessos deram os modelos com as piores definições dos detalhes examinados. Para o exame dos contornos dos modelos ao microscópio, o autor selecionou quatro pontos que seriam as referencias para as medidas, pontos estes bem nítidos em todos os modelos a serem avaliados, e que foram: elevação na crista do rebordo posterior esquerdo, depressão na crista do rebordo posterior direito, depressão na crista do rebordo anterior e protuberância imediatamente atrás das rugas, lateralmente à linha média. O microscópio usado foi da marca *Leitz*, modelo VWM, especial para medir contorno de moldagens, modelos e próteses totais. Sua objetiva tem grande definição para medir profundidade.

Com estes dados, medidas das distâncias entre estes pontos, o autor chegou a alguns resultados:

- a largura entre as marcas nas cristas posteriores foi maior nos modelos obtidos a partir de silicone e mercaptana, e a causa, segundo o autor, deve ter sido o deslocamento causado nestas estruturas pelo material de moldagem, no sentido bucal, pela viscosidade do material;
- a maior diferença de altura entre crista dos rebordos e palato entre todos os modelos foi de 0,14 mm, parecendo que os materiais foram bem suportados pela moldeira na porção palatal;
- a distância entre este quarto ponto e a crista do rebordo anterior mostrou mais variações. Os três modelos com menores distâncias foram feitos de moldes que mostravam a área de contato entre a resina da moldeira e a crista do rebordo, significativas de pressão nos

tecidos, o que, conforme o autor, provocava um deslocamento dos mesmos, lingual e oclusalmente;

- as moldagens com silicone e mercaptana registraram os melhores detalhes anatômicos, porém causaram deslocamento da mucosa nas cristas dos rebordos. As moldagens com gesso tiveram os resultados mais pobres quanto à reprodução de detalhes;
- as moldagens dos desdentados podem ser extremamente precisas com vários materiais corretivos, desde que sejam seguidas as instruções do fabricante e as normas técnicas convencionadas; os resultados deste estudo indicam que nenhum tipo específico de material de moldagem pode ser sustentado como superior em todos os aspectos.

FRANK (1969) analisou as pressões produzidas durante a moldagem do maxilar edêntulo, com distintos materiais e moldeiras individuais, em laboratório. O autor estudou quatro materiais: pasta de óxido de zinco-eugenol, mercaptana leve, hidrocolóide irreversível e hidrocolóide irreversível com 20% a mais de água. Para servir de modelo-mestre, construiu o que chamou de análogo: uma maxila de tamanho médio de resina acrílica, revestida com *Molloplast B* (silicone de reembasamento, resiliente). Nas moldagens deste modelo mestre, usou medidores de pressão, dispositivos colocados nas moldeiras individuais, um na zona correspondente ao palato e outro sobre a zona correspondente ao rebordo na área do primeiro molar. As moldeiras tinham como variantes a presença ou não de alívios e perfurações. As moldagens eram feitas de duas maneiras básicas: numa delas o autor desenvolveu um motor elétrico que levava a moldeira carregada até o correto

assentamento. Isto produzia sempre o mesmo posicionamento da moldeira com o material de moldagem. A outra maneira empregada consistia em que o posicionamento da moldeira carregada era feito por profissionais, com o objetivo de analisar a variante humana. Neste caso, o modelo a ser moldado era fixado na parte superior de uma caixa onde havia temperatura e umidade que simulavam as condições clínicas. As pressões eram medidas assim que a moldeira era posicionada, e quando o material de moldagem iniciava a presa.

Avaliando os resultados, o autor encontrou:

– **Pressões iniciais mecanicamente produzidas:** as maiores pressões ocorrerem quando não foram feitos, nem orifícios de escoamento nem alívios. A confecção de alívios reduziu a pressão para 70% da anterior, a perfuração reduziu para 65%, e quando a moldeira tinha alívio e perfurações, a pressão era 45% da produzida pela moldeira sem estes dois artifícios. Diferenças de pressões foram observadas entre os materiais. A maior pressão ocorreu com o alginato mais viscoso; a mercaptana e o alginato menos espesso ou mais leve produziram pressões semelhantes, em torno de 65% daquela produzida pelo alginato mais espesso. Finalmente, a pasta zinquenólica produziu a menor pressão, em torno de 45%, da produzida pelo alginato viscoso.

– **Pressões finais mecanicamente produzidas:** a maior pressão aconteceu com moldeira não aliviada. A perfuração ou alívio diminuiu a pressão, que ficou em 16% daquela produzida sem alívio. As diferenças de pressão entre os materiais testados não foram evidentes.

– **Pressões iniciais manualmente produzidas:** as pressões causadas pelos três dentistas variou de meia libra até quatro libras por polegada quadrada.

– **Pressões finais manualmente produzidas:** as pressões variaram de um quarto de libra negativa por polegada quadrada até uma libra positiva.

Com isto, o autor concluiu que as pressões durante as moldagens podem ser controladas pelo desenho das moldeiras e pela escolha do material.

FUSAYAMA *et al.* (1974) desenvolveram a técnica de impressão única laminada, na qual dois materiais, um pesado e um leve, são preparados ao mesmo tempo. A moldeira é carregada com o material pesado, em seguida com o leve, e a moldagem é feita. Desta maneira, o material mais leve forma uma fina camada sobre o mais pesado, no molde. O propósito desta lâmina é evitar o contato do material pesado com a superfície a ser moldada.

Os autores avaliaram, experimentalmente, a fidelidade desta técnica, comparando-a com outras, através de modelos obtidos com moldagens de corpos de prova, padrões metálicos, usando o material de moldagem *Tosicon*, um silicone de condensação, e as quatro técnicas usadas foram:

- a) técnica de moldagem simples usando o tipo regular de material;
- b) técnica de moldagem dupla, sem espaçamento, usando o material denso seguido do material mais leve;
- c) técnica de moldagem dupla com espaçamento de 1 mm, que era a espessura que ficava de material mais leve em contato com o corpo de prova;
- d) técnica da moldagem única laminada.

Comparando as quatro técnicas, os autores concluem que a de dupla moldagem sem espaçamento mostrou as maiores distorções. Justificam com o argumento de que é possível que o primeiro molde com o material mais pesado tenha sido elasticamente deformado pela resistência do segundo material de moldagem, quando pressionada contra o modelo-mestre, e que por ocasião de sua recuperação elástica causava as distorções. O uso de espaçamento diminuiu significativamente estas distorções. A moldagem simples usando um material de consistência regular mostrou apenas uma moderada distorção por contração; a moldagem simples laminada produziu as mínimas distorções e, comparando com a técnica de dupla moldagem com espaçamento, as diferenças não foram estatisticamente significantes.

LUEBKE *et al.* (1979) estudaram três materiais: *Permlastic*, *Denture elasticom* e *Polygel* (mercaptana, silicone de condensação e poliéter respectivamente), quanto à fidelidade dimensional, relacionada com tempo de espera antes do vazamento do gesso e um segundo vazamento de gesso no mesmo molde. A partir de um corpo de prova metálico, que consta de uma plataforma quadrada com quatro pilares localizados próximos aos cantos, eqüidistantes, construíram moldeiras individuais aliviadas (3 mm), as quais foram usadas com os diferentes materiais. Os resultados estatísticos, após medições dos modelos obtidos mostraram que:

- a) não houve diferenças significativas entre o primeiro e segundo vazamento, no mesmo intervalo de tempo;
- b) a demora para fazer o vazamento do gesso afetou adversamente o silicone e a mercaptana;

- c) todos os modelos feitos de moldes de silicone 24 horas depois ou mais tarde produziram dimensões menores, indicando contração do material;
- d) a mercaptana evidenciou contração de polimerização com aumento do tempo, com considerável diferença do modelo-mestre, notada a uma semana;
- e) o poliéter permaneceu estável em todos os intervalos de tempo e não apresentou diferenças significativas em relação ao modelo-mestre.

Diante disso, os autores concluíram que o efeito do tempo foi importante quando usado silicone ou mercaptana. Seria prudente, com estes materiais, vazarem o gesso nos primeiros 75 minutos após a remoção da boca. Embora o segundo vazamento não tenha sido diferente do primeiro, dentro do mesmo intervalo de tempo, neste estudo o efeito do tempo no segundo vazamento é importante quando se usa silicone ou mercaptana. O poliéter se manteve estável durante todos os testes.

LINKE *et al.* (1985) fizeram um estudo em laboratório, usando como modelo-mestre um modelo de alumínio polido, no qual são colocados cones do mesmo metal, dois de cada lado e um anteriormente, cujo objetivo é determinar:

- a) a magnitude e a direção de distorções dentro do arco dental;
- b) a distorção horizontal entre pinos, no arco;
- c) a distorção horizontal e vertical nos pinos individualmente.

Para isto, fazem moldagens com os seguintes materiais:

- a) Silicone de adição;
- b) Alginato siliconizado regular;
- c) Alginato siliconizado regular combinado com outro leve;
- d) Alginato comum;
- e) Combinação de hidrocolóide reversível com irreversível;
- f) Hidrocolóide reversível.

Após mensurações de modelos obtidos com os diversos materiais de moldagem, concluíram que:

- a) todos os materiais de impressão produziram modelos com um perímetro de arco maior que o modelo de referência;
- b) os hidrocolóides reversíveis produziram modelos com significativa menor distorção entre os pinos em relação aos outros materiais;
- c) a combinação hidrocolóide irreversível siliconado produziu menos distorções entre os pinos que os hidrocolóides irreversíveis;
- d) existem significativas diferenças entre os materiais de moldagem; porém, relativamente aos materiais que são correntemente usados com sucesso, a combinação de hidrocolóide irreversível com silicões e hidrocolóide reversível modificado com hidrocolóide irreversível foi clinicamente aceitável.

JOHNSON & CRAIG (1985), a partir de um modelo-mestre metálico, no qual havia dois pilares que simulavam preparos para coroa total, um em cada lado, compararam, fazendo moldagens deste modelo, com quatro elastômeros: um silicone de adição, um silicone de condensação, um polisulfeto e um poliéter. Os

autores fizeram várias mensurações, usando diversos pontos como referência. Também avaliaram diferentes tempos de espera antes do vazamento. Numa destas medidas, que avaliava a distância entre os centros das faces superiores dos dois pilares, constataram que a diferença em relação ao modelo mestre com todos os materiais e tempos de espera, era insignificante e bem menor se comparada às outras distâncias avaliadas. Isto se devia, segundo os autores, ao fato de as referências situarem-se no centro dos pilares, o que, devido às contrações de polimerização se realizarem em direção às paredes das moldeiras, não alterava o ponto central do pilar. Os autores constataram, também, que os silicones de adição e os poliéteres foram os materiais menos afetados por espera de vazamento.

JOHNSON & CRAIG (1986) usaram o mesmo modelo-padrão e desta vez compararam a fidelidade dos silicones de condensação e adição. Os dados mostraram que ambos tipos de material produziram cópias dos dentes preparados mais largas e mais curtas que o padrão. De novo acharam pequena diferença na distância entre os preparos.

ARAÚJO *et al.* (1987) estudaram possíveis alterações dimensionais, utilizando mercaptanas e silicones, variando espessura de alívio da moldeira, tempo decorrido até o vazamento e num segundo vazamento do molde. Os autores utilizam um modelo superior edêntulo, com três referências, duas calotas colocadas nas tuberosidades e uma na papila incisiva, que formavam um triângulo. O modelo é aliviado, com espessuras diferentes, e reproduzido para a confecção de moldeiras individuais termopolimerizáveis. As retenções são feitas por perfurações com brocas esféricas n.2. As moldagens são feitas com *Xantoprem* e *Permlastic*, com o respectivo adesivo. Da análise dos modelos, os autores concluem:

- a) mercaptanas: menor deformação no primeiro vazamento;
- b) silicões: menor deformação no primeiro vazamento, aguardando 90 minutos para vazarem o modelo, com alívio de 2 mm; 15 minutos para vazarem, com alívio de 2 mm;
- c) após 15 minutos, com 2 mm de alívio, o silicone apresentou menor deformação que as mercaptanas, em ambos os vazamentos, sendo que a mercaptana apresentou maior deformação no primeiro vazamento;
- d) após 90 minutos, com 2 mm de alívio, ambos apresentaram menor deformação em relação às de 1 mm de alívio e entre elas a menor foi a da mercaptana; ambas apresentaram menor deformação no segundo vazamento;
- e) após 24 horas, com alívio de 2 mm, as mercaptanas apresentaram maior deformação em ambos os vazamentos e os silicões menor deformação em ambos os vazamentos;
- f) após 90 minutos, com 1 mm de alívio, houve uma maior deformação, que nos tempos de 15 minutos, e 24 horas nos silicões e mercaptanas para ambos os vazamentos;
- g) no segundo vazamento, a deformação média, com alívio de 1 e 2 mm, foi semelhante para ambos os materiais e menor quando o alívio era de 2 mm.

MUGLIA & ABRÃO (1996) relataram avaliação de 45 modelos de gesso pedra obtidos com três materiais: *Lizanda*, *Xantoprem* e *Permlastic*, quanto à alteração dimensional em relação a um modelo-mestre. Os modelos foram obtidos a partir de moldagens de um modelo mestre de chumbo, representando um arco maxilar desdentado, após os moldes terem sido armazenados de três maneiras diferentes. Numa situação, sobre a bancada por 40 minutos, nas outras sofrendo a ação da temperatura ambiente, por 8 ou 14 horas, imersos em água destilada. No modelo-mestre foram feitos três pontos, um na região anterior e dois na região de primeiro molar, um em cada lado. A união destes três pontos, que servem para as mensurações, formam um triângulo. Foram confeccionadas moldeiras individuais, com um alívio de 2 mm. Após a colocação da moldeira carregada no modelo-mestre, foi colocado sobre ela um peso de 500g. Os 45 modelos foram medidos para avaliar a alteração linear com perfilômetro ZKM 02-250 (*Carl Zeiss*, JENA, DDR). Após avaliarem a área do triângulo a partir dos três pontos, comparando com a do modelo mestre, os autores concluíram:

- a) o meio de armazenamento dos moldes não influencia nas alterações dimensionais dos materiais ensaiados;
- b) os moldes obtidos com estes materiais podem ser armazenados por um período de até 14 horas, sem sofrer alterações apreciáveis;
- c) pode-se pensar que a água de armazenamento influencia positivamente os três materiais, inibindo a reação de polimerização, que só se completaria após alguns dias ou semanas;
- d) o fato de os modelos obtidos através dos moldes feitos com *Lizanda* armazenados por 14 horas terem suas dimensões mais próximas do

modelo-mestre indica que, após este período, houve uma redução no modelo, pelo fato de o material de moldagem ter expandido em decorrência da absorção de água. Entretanto, este fato deve ser melhor estudado;

- e) os moldes obtidos com *Xantopren* e *Permlastic* não devem ser vazados antes de decorridos 40 minutos, tempo esse aparentemente insuficiente para permitir sua recuperação elástica;
- f) todos os modelos tiveram área maior que a do modelo-mestre.

CUNHA JR. (2001) avalia, em modelos de gesso, a reprodução de pontos previamente marcados em um modelo-padrão, que se encontrava em diferentes temperaturas. O modelo-padrão corresponde a um maxilar superior edêntulo e nas zonas dos caninos e das tuberosidades são feitos entalhes em forma de X, que servem de referência para as medições. O autor também calcula a área compreendida entre estes pontos, para referência da precisão dos materiais. As temperaturas – 10, 22 e 37 graus – tinham sua influência avaliada usando moldagens com materiais dos grupos de silicones de condensação e adição (*Aquasil*, *Elite H-D*, *Optosil-Xantoprem*, *3M* e *Silon*). Os resultados finais validam o uso dos silicones como material de impressão funcional, determinam a existência de uma interação significativa entre material e temperatura e caracterizam o silicone de adição com maior grau de precisão que os de condensação. Os materiais *Aquasil*, *Elite*, *Optosil* e *3M* são mais precisos com o modelo-padrão a 37°C. O *Silon* apresentou maior proximidade ao modelo-padrão com a temperatura de moldagem de 22°C.

3. PROPOSIÇÃO

Tendo em vista a diversidade de técnicas e materiais para moldagem funcional em prótese total, este trabalho se propõe a:

- 1- comparar a fidelidade dimensional de quatro materiais de moldagem funcional (hidrocolóide irreversível, poliéter e dois silicones de adição), usando a técnica de moldagem simples;
- 2- comparar a fidelidade dimensional da técnica de moldagem dupla, usando silicone de adição de consistência média e leve, com as técnicas de moldagem simples;
- 3- comparar a fidelidade dimensional entre duas maneiras da aplicação da dupla moldagem: com e sem alívio.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

Foram empregados e analisados, no experimento, os seguintes materiais de moldagem:

- Hidrocolóide irreversível (*Hidrogum*);
- Poliéter (*Impregum*);
- Silicone de adição (*Extrude*);
- Silicone de adição (*Honigum*).

Além destes materiais, cujas especificações constam na tabela 1, também foram usados:

- Hidrocolóide irreversível (*Jeltrate plus*);
- Resina acrílica auto-polimerizável (*Jet*);
- Adesivos: tray adhesive (3M) e polyether adhesive (ESPE);
- Água destilada (Macroquímica);
- Gesso pedra tipo III (Mossoró);
- Gesso tipo IV, Durone (Dentsply) partida 67461/2.

TABELA 1 – Materiais de moldagem experimentados

| TIPO | MARCA viscosidade | PARTIDA | FABRICANTE |
|---------------------------|----------------------|----------|--------------|
| Hidrocolóide Irreversível | Hidrogum | A 1152 B | Zhermack SpA |
| Poliéter | Impregum | 0111982 | ESPE Dental |
| Silicone adição | Extrude (média) | 1-1026 | Kerr |
| Silicone adição | Extrude (leve) | 1-2067 | Kerr |
| Silicone adição | Honigum (média) | 0201045 | DMG-HAMBURG |

4.1.1 Dispositivos e instrumentos

- Modelo-mestre
- Plastificador e placas de poliuretano e poliestireno
- Moldeira de estoque perfurada para alginato (P06-AG)
- Gral de borracha e espátula de plástico
- Moldeiras individuais de resina acrílica autopolimerizável
- Motor de bancada
- Broca esférica n. 8, de haste longo
- Espátula metálica n.76
- Bloco de papel encerado para mistura de material
- Pistola e ponteiros misturadoras
- Termômetro
- Balança de precisão
- Lupa – aumento de 2 vezes

- Pipeta
- Timer
- Vibrador
- Caixa umidificadora
- Desgastador de gesso
- Máquina de medição tridimensional Mitutoyo

4.2 Método

O corpo de prova constituiu-se de um modelo (manequim) de liga de antimônio que simula o maxilar superior edêntulo, fabricado pela *Columbia Dentoform Corporation*, N. Y., modificado. A modificação constou de colocação de três peças obtidas por fundição de uma liga de níquel-cromo, com a forma de pirâmide truncada, e imobilizadas no modelo através de pinos e perfurações, assim dispostas: uma em cada lado na zona correspondente ao segundo molar, na crista do rebordo, e uma na zona anterior, correspondente à papila incisiva, também na crista do rebordo, além de uma peça com a forma de pirâmide produzida e fixada da mesma maneira que as anteriores, no terço posterior do palato, entre as duas pirâmides truncadas posteriores (FIG. 1). A parte superior de cada pirâmide truncada consta de uma plataforma triangular com ângulos bem nítidos que serão as referências para as medições. A pirâmide localizada no palato é pontiaguda e esta ponta será a referência para as medidas.



FIGURA 1 – Modelo-padrão metálico com as referências para medições

As pirâmides truncadas têm altura de 6 mm acima da crista do rebordo. A distância entre as duas posteriores é de 44 mm, e destas à anterior é de 42 mm, considerando o centro da sua face superior triangular. A pirâmide central tem 5 mm de altura.

Para a construção das moldeiras individuais procedeu-se à reprodução deste modelo mestre, previamente aliviado. Assim, para a confecção das moldeiras a serem usadas com hidrocolóide irreversível, o modelo-mestre foi aliviado com a adaptação de uma placa de poliestireno, em uma plastificadora a vácuo, com a espessura de 3 mm (FIG. 2), conforme preconizam SKINNER & PHILLIPS (1962) e SHILLINGBURG *et al.* (1983). Neste momento, reproduzimos este modelo com

alginato (*Jeltrate Plus*) conduzido com uma moldeira de estoque perfurada, obtendo modelos sobre os quais confeccionamos moldeiras de resina acrílica autopolimerizável, com espessura de 3 mm. As moldeiras usadas com hidrocolóide foram perfuradas com uma broca esférica n.8, perfurações estas com distância de 8 mm entre si, para dar retenção mecânica ao material (FIG. 3). Também foi confeccionado e fixado um cabo de resina acrílica autopolimerizável em forma de semicírculo ancorado lateralmente na crista do rebordo em cada lado na altura de pré-molares, para que a remoção do molde pudesse ser feita verticalmente.



FIGURA 2 – Placa de poliestireno de 3 mm aplicada sob vácuo ao modelo-mestre para servir de alívio



FIGURA 3 – Moldeira perfurada para alginato

O mesmo procedimento foi adotado para a confecção das moldeiras a serem usadas nas moldagens com poliéter e silicões de adição. Porém, se aplicou adesivo para a retenção do material, não necessitando de perfurações (FIG. 4). Nas moldeiras usadas com poliéter, empregou-se o adesivo que acompanha o Kit, e para as moldeiras usadas com silicone, o adesivo para silicões fabricado pela 3M.



FIGURA 4 – Moldeira lisa para os elastômeros

As moldeiras nunca foram usadas num prazo menor que 24 horas após sua confecção, tempo necessário para que a resina se torne mais estável dimensionalmente, de acordo com EAMES & SIEWEKE (1980). O adesivo sempre foi aplicado com no mínimo uma hora de antecedência, quando, segundo CHO *et al.* (1995), sua atuação é mais efetiva.

Nas moldagens com hidrocolóide irreversível, foi usado o da marca *Hidrogum*, com relação água/pó de 2 para 1, isto é, uma porção de 12g de alginato e 24 ml de água destilada a 18°C.

Após o pote que contém o hidrocolóide ser agitado, o pó foi colocado no gral onde já estava a água. A espatulação durou 40 segundos, sendo então a moldeira carregada e posicionada sobre o modelo-mestre, de maneira que o bordo

entrasse em contato com uma mesa lateral existente no modelo a ser moldado. Este encontrava-se sobre a bancada, e o conjunto ali permaneceu até completar 10 minutos desde o início da mistura, tempo este controlado por um *timer*. Após avaliação visual, o molde permanecia numa caixa umidificadora por 20 minutos antes de vazar o gesso para recuperação elástica, instrução específica para este hidrocolóide.

Nas moldagens simples com poliéter, usou-se o *Impregum* nas proporções recomendadas pelo fabricante, isto é, comprimentos iguais de pasta base e catalisador. Após mistura e espatulação, feita com espátula n.76 sobre papel encerado, por 45 segundos, a moldeira foi carregada e colocada no corpo de prova sobre a bancada. O posicionamento da moldeira foi guiado pela adaptação do bordo desta à mesa lateral que há no modelo-mestre. Ali permaneceu até completar 10 minutos do início da mistura. Após a remoção, o molde foi armazenado por uma hora no ambiente (FIG. 5), sendo então vertido o gesso.



FIGURA 5 – Moldes de *Impregum* à espera de vazamento

Outro material usado foi o *Honigum*, silicone de adição, média consistência, em moldagens simples. Este material se apresentava em tubos para espatulação manual, e a técnica seguida foi a recomendada pelo fabricante. Foi usada moldeira com adesivo, que era carregada e posicionada no modelo-mestre, até sua adaptação à mesa lateral, ali permanecendo por até 12 minutos antes da remoção. O armazenamento dos moldes foi feito no ambiente, por uma hora, antes de vazar o gesso.

O *Extrude*, outro silicone de adição, foi usado de três maneiras diferentes. O de média consistência, de cor verde, em cartuchos, foi empregado, inicialmente na técnica simples, monofásica. Assim como para o *Impregum* e *Honigum*, foram utilizadas moldeiras com 3 mm de alívio. Estas eram carregadas de material, com o

uso da pistola com ponta misturadora, e adaptadas sobre o modelo mestre, até que o bordo tocasse a parte lateral do mesmo. Ali, a moldeira permanecia por 12 minutos, sendo então separada do modelo. O molde era armazenado no ambiente, até sua recuperação elástica, por uma hora.

Empregou-se também a moldagem dupla, com e sem alívio, técnica para a qual usou-se o *Extrude* de duas consistências: o verde, de média consistência, e o azul, de baixa consistência.

Na técnica de dupla moldagem com alívio, procedeu-se assim: com plastificadora a vácuo, adaptou-se uma placa de acetato com espessura de 0.3 mm sobre o modelo-mestre. Esta placa ficava sobre o modelo-mestre por ocasião da primeira moldagem com o *Extrude* de média consistência. Após a espera de 12 minutos, o molde era removido, do seu interior tirada a placa, e feita a segunda etapa da moldagem, ou seja, o molde era reembasado com o *Extrude* de baixa consistência. O molde, novamente posicionado, aguardava o mesmo tempo para, ao ser removido, obter-se o molde final (FIG. 6). A placa funciona como alívio ou espaçador, substituindo outras técnicas, com a vantagem de dar um alívio homogêneo.



FIGURA 6 – Molde de *Extrude* em dupla moldagem

Tanto na primeira quanto na segunda moldagem, a moldeira era levada, com pressão manual, até sua adaptação à mesa lateral do modelo-mestre.

Na técnica da dupla moldagem sem alívio, o procedimento foi semelhante à técnica anterior, com a diferença de que não era criado um espaço entre os dois materiais. O material mais fluido era colocado sobre o primeiro molde assim que este era removido, e após seu reposicionamento no modelo-mestre, era aplicado um peso de 1Kg, sobre a moldeira (FIG. 7), que ali permanecia pelo tempo de 12 minutos. Para facilitar a colocação do peso, o cabo era removido, antes da moldagem com o material leve e recolocado após a polimerização do material. HUGLIA & ABRÃO (1996) aplicam peso de 0,5 kg em moldagens simples. Nestas moldagens duplas notou-se a necessidade de maior pressão para conseguir o posicionamento adequado da moldeira.



FIGURA 7 – Molde na segunda etapa da moldagem dupla mantido sob ação de peso de 1 kg, que produz pressão constante

Todos os moldes, com exceção dos de *Hidrogum*, tinham um tempo de espera antes do vazamento do gesso de 1 hora. Para este, a espera era de 20 minutos.

Para a confecção dos modelos, foi usado o gesso tipo IV, *Durone*, de cor verde (FIG. 8), em todos os moldes. A proporção foi de 100g de pó para 21,5ml de água destilada.



FIGURA 8 – Réplica do modelo-padrão de gesso tipo IV

O gesso era espatulado por 30 segundos, permanecia durante outros 15 no vibrador, e era então vertido no molde, permanecendo este com a moldeira para baixo, por duas horas, antes da desmoldagem. Um exame crítico minucioso era feito com cada modelo, com o auxílio de uma lupa, no sentido de verificar principalmente se todos os ângulos eram bem reproduzidos.

Com cada material ou técnica de moldagem produziu-se uma série de 10 a 12 modelos que, após acabados e secos, eram identificados e armazenados envoltos em papel adequado. Na identificação constava o material e/ou técnica e o número do modelo (FIG. 9).



FIGURA 9 – Série de modelos marcados e prontos para serem medidos

Todas as amostras obtidas, assim como o modelo-mestre, foram submetidos a um sistema de medição por coordenadas (tridimensional), aparelho BRT-M507 fabricado pela Mitutoyo Co. (FIG.10). Este aparelho é composto de sensores que se movimentam nos três sentidos, contatando com o corpo a ser medido, e transmite os dados a um computador com o *Software Cosmos/Geopak-Win*, que faz cálculos matemáticos de acordo com instruções gravadas em seu programa de medição, fornecendo as dimensões entre os pontos avaliados. Os pontos usados como referência para as alterações dimensionais, medidos, foram o vértice anterior das duas pirâmides truncadas posteriores e o vértice posterior da pirâmide truncada anterior, bem como o ponto alto da pirâmide localizada na rafe mediana, entre as duas pirâmides truncadas posteriores.



FIGURA 10 – Fotografia mostrando o braço de medição e o modelo a ser aferido, no centro do aparelho

Como mostra a FIG. 11, estes quatro pontos serviam para quatro medidas, assim detalhadas:

- Distância 1: do vértice da pirâmide truncada direita até o vértice da pirâmide truncada anterior;

- Distância 2: do vértice da pirâmide truncada esquerda até o vértice da pirâmide truncada anterior;
- Distância 3: do vértice da pirâmide truncada direita até o vértice da pirâmide truncada esquerda;
- Altura: do ponto mais alto da pirâmide palatal até uma linha, ou plano, que passa sobre as duas pirâmides truncadas posteriores.

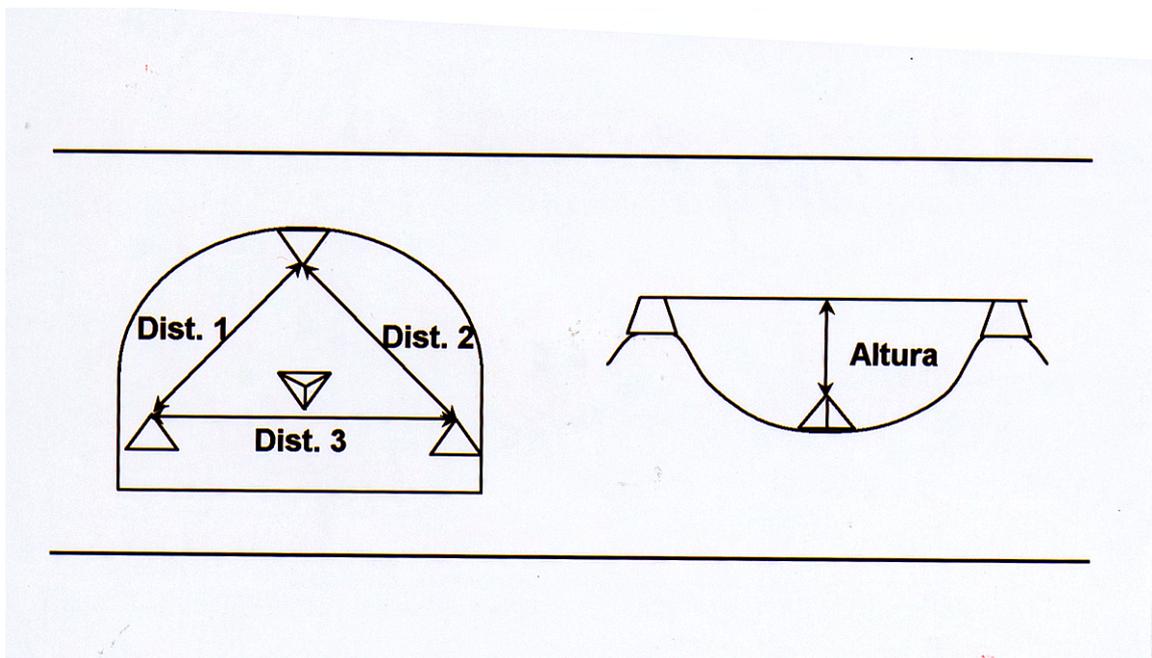


FIGURA 11 – Diagrama esquemático mostrando os pontos de referência para as distâncias medidas

5. RESULTADOS

Os dados obtidos a partir das medições de todas as amostras, bem como do modelo-padrão, constam na íntegra em relatório anexo.

Com o objetivo de uniformidade, foram analisadas estatisticamente 10 amostras de cada material. Como com alguns materiais havíamos obtido mais do que 10, como consta no relatório, deste foram desprezadas: a amostra n.7 do material *Extrude*, a amostra n.4 do material *Extrude* dupla moldagem com alívio, a amostra n.5 do material *Impregum*, a amostra n.1 do material *Hidrogum* e as amostras n.6 e 12 do material *Honigum*.

OBS.: Nas tabelas subseqüentes, serão mostrados os dados obtidos, analisados estatisticamente, onde os diversos materiais serão representados por números, e todas as medidas expressas em mm.

1. Material *Extrude* – Silicone de adição
2. Material *Extrude* em moldagem dupla sem alívio – Silicone de adição
3. Material *Extrude* em moldagem dupla com alívio – Silicone de adição
4. Material *Impregum* – Poliéter
5. Material *Hidrogum* – Hidrocolóide Irreversível
6. Material *Honigum* – Silicone de adição

TABELA 2 – Estatística descritiva

| CARACTERÍSTICA AVALIADA E GRUPO EXPERIMENTAL | Nº | MÉDIA | DESVIO PADRÃO | ERRO PADRÃO MÉDIA | INTERVALO DE CONFIANÇA DE 95% PARA A POPULAÇÃO DE AMOSTRAS | | MENO MAIOR MÉDIA DE AMOSTRAS | | DISCUSSÃO: RESULTADO DA COMPARAÇÃO ESTATÍSTICA DA MÉDIA DE CADA GRUPO COM O PADRÃO (TESTE t de Student) | |
|--|-------|-------|---------------|-------------------|--|-----------------|------------------------------|--------|---|---------------------------------------|
| | | | | | LIMITE INFERIOR | LIMITE SUPERIOR | TRA | TRA | | |
| DISTÂNCIA UM PADRÃO = 37,10 | 1 | 10 | 36,9987 | 7,94E-02 | 2,51E-02 | 36,94189 | 37,05551 | 36,896 | 37,141 | significativamente inferior ao padrão |
| | 2 | 10 | 37,0856 | 6,79E-02 | 2,15E-02 | 37,03701 | 37,13419 | 36,984 | 37,154 | não difere do padrão |
| | 3 | 10 | 37,091 | 6,08E-02 | 1,92E-02 | 37,0475 | 37,1345 | 37,001 | 37,214 | não difere do padrão |
| | 4 | 10 | 37,1362 | 0,10988 | 3,47E-02 | 37,0576 | 37,2148 | 36,97 | 37,292 | não difere do padrão |
| | 5 | 10 | 37,0687 | 9,65E-02 | 3,05E-02 | 36,99965 | 37,13775 | 36,941 | 37,2 | não difere do padrão |
| | 6 | 10 | 37,1024 | 4,35E-02 | 1,38E-02 | 37,07129 | 37,13351 | 37,015 | 37,178 | não difere do padrão |
| | Total | 60 | 37,08043 | 8,70E-02 | 1,12E-02 | 37,05796 | 37,10291 | 36,896 | 37,292 | GLOBALMENTE NÃO DIFERE DO PADRÃO |
| DISTÂNCIA DOIS PADRÃO = 38,35 | 1 | 10 | 38,2347 | 9,34E-02 | 2,95E-02 | 38,16788 | 38,30152 | 38,032 | 38,322 | significativamente inferior ao padrão |
| | 2 | 10 | 38,2348 | 7,39E-02 | 2,34E-02 | 38,18192 | 38,28768 | 38,149 | 38,358 | significativamente inferior ao padrão |
| | 3 | 10 | 38,2196 | 7,98E-02 | 2,53E-02 | 38,16248 | 38,27672 | 38,065 | 38,338 | significativamente inferior ao padrão |
| | 4 | 10 | 38,2603 | 9,06E-02 | 2,87E-02 | 38,19546 | 38,32514 | 38,075 | 38,347 | significativamente inferior ao padrão |
| | 5 | 10 | 38,1632 | 0,22141 | 7,00E-02 | 38,00481 | 38,32159 | 37,661 | 38,359 | significativamente inferior ao padrão |
| | 6 | 10 | 38,3096 | 4,64E-02 | 1,47E-02 | 38,27642 | 38,34278 | 38,21 | 38,357 | significativamente inferior ao padrão |
| | Total | 60 | 38,23703 | 0,11899 | 1,54E-02 | 38,2063 | 38,26777 | 37,661 | 38,359 | GLOBALMENTE INFERIOR AO PADRÃO |
| DISTÂNCIA TRÊS PADRÃO = 43,86 | 1 | 10 | 43,8349 | 2,50E-02 | 7,92E-03 | 43,81699 | 43,85281 | 43,808 | 43,878 | significativamente inferior ao padrão |
| | 2 | 10 | 43,83 | 5,15E-02 | 1,63E-02 | 43,79314 | 43,86686 | 43,759 | 43,92 | não difere do padrão |
| | 3 | 10 | 43,8359 | 3,04E-02 | 9,60E-03 | 43,81418 | 43,85762 | 43,786 | 43,876 | significativamente inferior ao padrão |
| | 4 | 10 | 43,8673 | 3,28E-02 | 1,04E-02 | 43,84381 | 43,89079 | 43,825 | 43,943 | não difere do padrão |
| | 5 | 10 | 43,9773 | 0,14611 | 4,62E-02 | 43,87278 | 44,08182 | 43,849 | 44,324 | SIGNIFICATIVAMENTE SUPERIOR AO PADRÃO |
| | 6 | 10 | 43,8883 | 4,10E-02 | 1,30E-02 | 43,85897 | 43,91763 | 43,821 | 43,962 | não difere do padrão |
| | Total | 60 | 43,87228 | 8,37E-02 | 1,08E-02 | 43,85067 | 43,8939 | 43,759 | 44,324 | GLOBALMENTE NÃO DIFERE DO PADRÃO |
| ALTURA PADRÃO = 10,85 | 1 | 10 | 10,9893 | 7,44E-02 | 2,35E-02 | 10,93608 | 11,04252 | 10,833 | 11,082 | SIGNIFICATIVAMENTE SUPERIOR AO PADRÃO |
| | 2 | 10 | 10,8931 | 6,02E-02 | 1,90E-02 | 10,85001 | 10,93619 | 10,808 | 11,009 | SIGNIFICATIVAMENTE SUPERIOR AO PADRÃO |
| | 3 | 10 | 10,8125 | 5,48E-02 | 1,73E-02 | 10,77328 | 10,85172 | 10,711 | 10,869 | não difere do padrão |
| | 4 | 10 | 10,9355 | 5,61E-02 | 1,77E-02 | 10,89539 | 10,97561 | 10,848 | 11,012 | SIGNIFICATIVAMENTE SUPERIOR AO PADRÃO |
| | 5 | 10 | 10,6768 | 0,10249 | 3,24E-02 | 10,60348 | 10,75012 | 10,467 | 10,843 | SIGNIFICATIVAMENTE INFERIOR AO PADRÃO |
| | 6 | 10 | 10,7475 | 3,18E-02 | 1,01E-02 | 10,72474 | 10,77026 | 10,705 | 10,798 | SIGNIFICATIVAMENTE INFERIOR AO PADRÃO |
| | Total | 60 | 10,84245 | 0,12642 | 1,63E-02 | 10,80979 | 10,87511 | 10,467 | 11,082 | GLOBALMENTE NÃO DIFERE DO PADRÃO |

Ao todo, foram analisados os dados de dez medições, obtidas de modelos copiados por seis processos diferentes, que são aqui referidos como tratamentos ou

grupos, numerados de 1 a 6, totalizando sessenta medições para cada uma das três distâncias e da altura, respectivamente: distância UM, distância DOIS, distância TRÊS e ALTURA.

As medidas obtidas foram tratadas de acordo com as normas da estatística descritiva, obtendo-se para cada tratamento a média, o desvio e o erro padrão, sendo estimados os intervalos de confiança de 95% para as respectivas populações, conforme a TAB. 2.

A média de cada tratamento ou grupo foi comparada com a medida do modelo-padrão, através do teste t de Student, sendo os resultados agregados à TAB. 2, na coluna DISCUSSÃO.

Observa-se que, em relação à DISTÂNCIA UM, apenas a amostra submetida ao primeiro tratamento apresenta uma média significativamente menor que o padrão tomado como referência. Globalmente, reunindo-se os dados dos seis tratamentos, a média global não difere significativamente do padrão.

Quanto à DISTÂNCIA DOIS, todos os tratamentos, tomados isoladamente ou em conjunto, apresentaram médias significativamente inferiores ao padrão.

A DISTÂNCIA TRÊS apresentou maior variabilidade de comportamento. Os tratamentos 1 e 3 apresentaram médias significativamente inferiores ao padrão, enquanto o tratamento 5 apresentou média significativamente maior que o padrão. As médias dos tratamentos 2, 4, e 6 não diferiram do padrão, o que também acontece se considerarmos todos os tratamentos conjuntamente.

Quanto à medida da ALTURA, os tratamentos 1, 2 e 4 ofereceram médias significativamente superiores ao padrão. A média do tratamento 3 não diferiu e as

médias dos demais, bem como todos tomados globalmente, não apresentaram diferença significativa do padrão.

TABELA 3 – Análise de variância – ANOVA – para comparação das médias dos grupos entre si

| | | SOMA DOS QUADRADOS | GL | QUADRADO MÉDIO (VARIÂNCIA) | TESTE F | SIGNIFICÂNCIA AO NÍVEL DE: |
|----------------|------------------|--------------------|----|----------------------------|---------|----------------------------|
| DISTÂNCIA UM | ENTRE GRUPOS | ,105 | 5 | 2,110E-02 | 3,340 | ,011 |
| | DENTRO DE GRUPOS | ,341 | 54 | 6,317E-03 | | |
| | Total | ,447 | 59 | | | |
| DISTÂNCIA DOIS | ENTRE GRUPOS | ,116 | 5 | 2,315E-02 | 1,737 | ,142 |
| | DENTRO DE GRUPOS | ,720 | 54 | 1,333E-02 | | |
| | Total | ,835 | 59 | | | |
| DISTÂNCIA TRÊS | ENTRE GRUPOS | ,158 | 5 | 3,164E-02 | 6,705 | ,000 |
| | DENTRO DE GRUPOS | ,255 | 54 | 4,718E-03 | | |
| | Total | ,413 | 59 | | | |
| ALTURA | ENTRE GRUPOS | ,701 | 5 | ,140 | 31,370 | ,000 |
| | DENTRO DE GRUPOS | ,241 | 54 | 4,472E-03 | | |
| | Total | ,943 | 59 | | | |

Os resultados das medidas das distância UM, distância DOIS, distância TRÊS e ALTURA dos seis tratamentos foram comparados entre si através da Análise de Variância – ANOVA, conforme a TAB. 3, obtendo-se o Teste *F*.

Observou-se, então, que apenas as médias obtidas na distância DOIS não apresentaram diferenças significativas quando se compararam os tratamentos aplicados aos blocos. Na distância UM, distância TRÊS e ALTURA ocorreu diferença significativa entre os tratamentos.

TABELA 4 – Testes complementares (*Post Hoc Tests*) – Subgrupos homogêneos

| DISTÂNCIA UM | | | | |
|--------------|-------------|----------|----------|------|
| alpha = .05 | | | | |
| GRUPO | N | 1 | 2 | |
| 1 | 10 | 36,99870 | | |
| 5 | 10 | 37,06870 | 37,06870 | |
| 2 | 10 | | 37,08560 | |
| Duncan | 3 | 10 | 37,09100 | |
| | 6 | 10 | 37,10240 | |
| | 4 | 10 | 37,13620 | |
| | Sig. | | ,054 | ,095 |

| DISTÂNCIA DOIS | | | | |
|----------------|-------------|----------|----------|------|
| alpha = .05 | | | | |
| GRUPO | N | 1 | 2 | |
| 5 | 10 | 38,16320 | | |
| 3 | 10 | 38,21960 | 38,21960 | |
| 1 | 10 | 38,23470 | 38,23470 | |
| Duncan | 2 | 10 | 38,23480 | |
| | 4 | 10 | 38,26030 | |
| | 6 | 10 | 38,30960 | |
| | Sig. | | ,099 | ,126 |

| DISTÂNCIA TRÊS | | | | |
|----------------|-------------|----------|----------|-------|
| alpha = .05 | | | | |
| GRUPO | N | 1 | 2 | |
| 2 | 10 | 43,83000 | | |
| 1 | 10 | 43,83490 | | |
| 3 | 10 | 43,83590 | | |
| Duncan | 4 | 10 | 43,86730 | |
| | 6 | 10 | 43,88830 | |
| | 5 | 10 | 43,97730 | |
| | Sig. | | ,096 | 1,000 |

| ALTURA | | | | | | |
|-------------|-------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| alpha = .05 | | | | | | |
| GRUPO | N | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 5 | 10 | 10,67680 | | | | |
| 6 | 10 | | 10,74750 | | | |
| 3 | 10 | | | 10,81250 | | |
| Duncan | 2 | | | | 10,89310 | |
| | 4 | | | | 10,93550 | 10,93550 |
| | 1 | | | | | 10,98930 |
| | Sig. | 1,000 | 1,000 | 1,000 | ,162 | ,078 |

Para identificar os grupos de tratamentos que se comportaram de forma homogênea, os resultados da ANOVA foram submetidos aos testes complementares, *Post Hoc Tests*, de Duncan (TAB. 4), observando-se, em relação à DISTÂNCIA UM, semelhança entre os grupos ou tratamentos 2, 3, 4 e 6 que, em conjunto, diferem do tratamento 1, ficando o tratamento 5 em posição intermediária.

Em relação à DISTÂNCIA DOIS, só entre os tratamentos 5 e 6 se encontra uma tênue e não significativa diferença, enquanto os demais formam um grupo praticamente homogêneo.

Quanto à DISTÂNCIA TRÊS, só o tratamento ou grupo 5 se comporta como diferente.

Em relação à ALTURA, pode-se dizer que o tratamento ou grupo 4 se confunde com os tratamentos 1 e 2. Os demais praticamente se distinguem entre si.

TABELA 5 – Desvio percentual em relação ao padrão

| MATERIAL | DIST. 1 | DESVIO % | DIST. 2 | DESVIO % | DIST. 3 | DESVIO % | ALTURA | DESVIO % |
|----------|---------|----------|---------|----------|---------|----------|--------|----------|
| Padrão | 37,10 | | 38,35 | | 43,86 | | 10,85 | |
| 1 | 37,00 | -0,27 | 38,23 | -0,31 | 43,83 | -0,07 | 10,99 | 1,30 |
| 2 | 37,09 | -0,03 | 38,23 | -0,31 | 43,83 | -0,07 | 10,89 | 0,37 |
| 3 | 37,09 | -0,03 | 38,22 | -0,34 | 43,84 | -0,05 | 10,81 | -0,37 |
| 4 | 37,14 | 0,11 | 38,26 | -0,23 | 43,87 | 0,02 | 10,93 | 0,73 |
| 5 | 37,07 | -0,08 | 38,16 | -0,50 | 43,98 | 0,27 | 10,68 | -1,57 |
| 6 | 37,10 | 0,00 | 38,31 | -0,10 | 43,89 | 0,07 | 10,75 | -0,92 |

6. DISCUSSÃO

O grande interesse por um material de moldagem que reúna os requisitos necessários para um trabalho final ideal, que tenha melhores qualidades tais como mais fidelidade de reprodução, mais estabilidade dimensional, mais facilidade de uso e que seja mais agradável ao paciente tem sido motivo para muitas pesquisas e com isto o surgimento de novos produtos que são colocados à disposição no mercado para uso dos profissionais. Desse modo, a longo prazo, alguns materiais vão conquistando a preferência dos mesmos, ficando de lado outros menos fiéis.

De acordo com HYDE (1999), o hidrocolóide irreversível ainda é muito usado nas moldagens de pacientes edentados, conforme trabalho de pesquisa realizado no Reino Unido.

A pasta de óxido de zinco-eugenol, material de muito boas características, classificado como excelente por FELTON *et al.* (1996), também muito indicada para uso em moldagens de prótese total, embora levantada na revisão da literatura, não foi incluída nos testes de laboratório, pela grande dificuldade que apresentou, advinda da facilidade de aderência ao modelo metálico padrão. Qualquer artifício usado para contornar esta aderência, nos pareceu, iria alterar a superfície do modelo, criando uma nova variante. LUEBKE *et al.* (1979) também constatam esta dificuldade.

Segundo HARCOURT (1978) e CRAIG (1988), na década de 80 houve grande avanço na área dos elastômeros, especialmente nos silicones de adição. Estes materiais, por predicados como aspecto e sabor agradáveis, estabilidade

dimensional e apresentação em diferentes consistências, têm tido seu uso muito difundido na moldagem do paciente edentado. SMITH *et al.* (1979), TAN *et al.* (1996) e CHAFFEE *et al.* (1999) chegaram a preconizar o emprego dos mais pesados no fecho periférico destas moldagens. Também as pesquisas, trabalhos e publicações a seu respeito têm sido mais freqüentes.

Estas considerações têm o objetivo de justificar a escolha dos materiais usados neste experimento.

A contração que os materiais de moldagem sofrem na reação de polimerização ou presa, sua precisão, estabilidade dimensional e capacidade de reprodução são fundamentais para o sucesso na construção das próteses. Para SAIZAR (1972), sua qualidade de adaptação se baseia na fidelidade dos modelos obtidos dos pacientes.

Assim, para FUSAYAMA *et al.* (1974), EAMES & SEEWEKE (1980) e JOHNSON & CRAIG (1985), a contração do material de moldagem durante sua presa se dá no sentido da moldeira onde este material está retido. Não fosse a atuação do adesivo ou outra retenção fixando o material à moldeira, sua contração seria no sentido do centro da massa, contrairia de todas as superfícies em direção ao seu centro. CHO *et al.* (1995) encontraram que a força de união, depois de uma hora de aplicação do adesivo, pode chegar a 40 libras, o que faz com que a superfície do material de moldagem em contato com a moldeira permaneça unida a esta, alterando a superfície que contacta com a área que está sendo copiada

Este princípio, em prótese fixa, aplicado ao troquel de um preparo para coroa total obtido por meio do uso de uma moldeira individual, segundo FUSAYAMA *et al.* (1974), daria uma coroa que teria mais fácil adaptação, uma vez que o material

de moldagem, contraindo-se na direção da moldeira onde está retido, daria como resultado um modelo maior.

O mesmo princípio também faz com que, na reprodução de um modelo-padrão, como no presente estudo, onde as referências para as medidas comparativas são pilares posicionados num bloco metálico que simula um maxilar edentado, e é usada moldeira individual, o que simula uma moldagem funcional em prótese total, a distância entre os centros destes pilares, nas réplicas, apresentem menor diferença em relação ao padrão do que quando os pontos de referência, a serem medidos, são localizados nas bordas dos pilares. Por esta tese, teríamos medidas maiores em relação ao padrão, quando avaliada a distância entre as faces externas dos pilares e menores quando avaliadas a distância entre as paredes internas. A contração do material em direção à moldeira não afeta a posição do centro do pilar. A menor distorção nas distâncias entre pontos centrais é justificada com estes motivos no trabalho de JOHNSON & CRAIG (1985), onde constataram que as diferenças, quando avaliadas estas referências centrais, são insignificantes em relação às de outros pontos de referência.

Analisando os resultados do nosso estudo, constata-se que as medidas obtidas nos modelos de gesso de cada material ou técnica, no plano horizontal, isto é, Dist. 1, Dist. 2 e Dist. 3, comparadas às medidas do modelo-padrão, foram na maioria levemente menores (TAB. 2). Apenas a Dist. 1 com o material *Impregum*, e a Dist. 3 com os materiais *Hidrogum*, *Impregum* e *Honigum*, foram maiores. Esta última, a Dist. 3, representa dois pontos que menos se aproximam quando o material de moldagem desta área se contrai em direção à moldeira. Isto também é ilustrado na TAB. 5. Analisando estas três medidas ou distâncias separadamente, vamos observar que, estatisticamente (teste t de Student), a média das medidas obtidas na

Dist. 1 não difere do padrão, com exceção do material *Extrude* em moldagem única, que resultou em um desvio percentual de -0,27% em relação ao padrão. A média das medidas obtidas na Dist. 2 é significativamente inferior ao padrão, do ponto de vista da estatística, para todos os materiais, e em especial para o material *Hidrogum*, que deu uma variação de -0,50%, medida discrepante das outras. Na Dist. 3, constata-se que houve três medidas maiores e três menores, numericamente. Estatisticamente, três medidas não diferem do padrão, duas são inferiores ao padrão e apenas um material, o *Hidrogum*, produziu distâncias em média 0,27% maiores.

Estas medidas, na sua maioria menores que aquelas do modelo-padrão, estão de acordo com o argumento de FUSAYAMA *et al.* (1974), EAMES & SIEWEKE (1980) e JOHNSON & CRAIG (1985), segundo os quais os pontos internos se alteram na direção do centro do modelo, quando os pontos medidos estão em pilares com disposição semelhante num modelo-padrão como o que usamos. Se as referências fossem no lado externo do pilar, as medidas seriam maiores. Pode-se ainda notar, nestes números, que o material *Impregum* deu as medidas menos significativas desta teoria, já que, das três medidas, duas foram levemente maiores que o padrão, 0,11% para a Dist. 1 e 0,02% para a Dist. 3, e apenas a Dist. 2 foi menor que o padrão, -0,23%, sendo esta a menor variação em relação aos outros materiais, com exceção do *Hidrogum*, isto é, a diminuição das distâncias em relação ao padrão foi menos evidente numa medida e não existiu nas outras duas. Esta diferença de comportamento do material *Impregum*, também constatada em trabalhos de LUEBKE (1979) e de JOHNSON & CRAIG (1985), é atribuída por estes ao fato deste material ser hidrofílico e absorver água, expandindo-se durante a presa do gesso, o que justificaria a maior distância entre os

pilares, encontradas no nosso trabalho. Esta característica hidrofílica dos poliéteres também é descrita por HEMBREE & NUNEZ (1974).

Embora não sejam muito freqüentes trabalhos que analisam a fidelidade de materiais de moldagem mais voltados para a prótese total, podemos observar trabalhos com resultados discrepantes, quando se analisa a distância entre pilares, como no nosso estudo. Assim, ARAÚJO *et al.* (1987), medindo a distância entre calotas colocadas duas nas zonas de tuberosidades e uma na zona anterior de um modelo que simula um maxilar edêntulo, usando uma mercaptana e um silicone de condensação em moldeiras individuais, acharam que todos os materiais usados, com alívios de espessuras diferentes, sempre dão uma deformação de valor positivo, isto é, obtiveram medidas maiores que o padrão. WASSEL & IBBETSON (1991), estudando moldeiras de estoque com e sem reforço de resina acrílica, e duas técnicas de moldagem dupla, empregando o sistema massa-fluido e o sistema pesado-fluido, usando silicones de adição, acharam que todos os modelos obtidos apresentam dimensão global maior, sendo esta distorção positiva um pouco menor quando a moldeira é reforçada. IDRIS *et al.* (1995) obtiveram medidas levemente maiores que o padrão medindo pontos próximos do centro da face superior de pilares localizados numa base metálica. Usando duas técnicas de moldagem, dupla e única, com moldeiras de estoque e silicones de adição, com o sistema massa-fluido, tomaram seis medidas e apenas uma delas foi menor que o padrão. Neste caso, os pontos de referência não são localizados exatamente no centro dos pilares, mas em variáveis pontos nos ângulos resultantes de trilhos cruzados na parte superior destes pilares. HUNG *et al.* (1992) também acharam medidas maiores em relação ao padrão quando tomaram como referência o centro dos pilares, usando silicone de adição na técnica de massa-fluido em moldagem dupla e moldagem

única de um modelo-padrão que simula dois preparos para coroa total separados por um vão. Por outro lado, há trabalhos com resultados diferentes, isto é, que encontraram distâncias menores: LUEBKE *et al.* (1979) avaliaram materiais de moldagem a partir de réplicas obtidas com moldagens com emprego de moldeiras individuais de um modelo-mestre, onde havia quatro pilares sobre uma base metálica, medindo a distância entre as faces internas destes pilares. Obtiveram medidas menores em todos os modelos produzidos com emprego de silicone e polissulfeto e maiores com o emprego do poliéter. TJAN *et al.* (1992), estudando silicones de adição em moldagens simples, com moldeiras individuais, constataram diminuição da distância entre dois pilares, separados e posicionados sobre uma base metálica. CUNHA JR. (2001), analisando silicones, empregando moldeiras individuais, tem medidas menores em réplicas de um padrão onde as referências são pontos localizados nas zonas de caninos e de primeiros molares, pontos estes oriundos do cruzamento de dois cortes no metal que formavam um X. As medidas obtidas em diferentes temperaturas nas quais foi moldado o padrão metálico deram, quase na totalidade, medidas menores que o padrão. As medidas entre estes quatro pontos resultaram em 45 médias, das quais apenas três eram maiores que o padrão.

IDRIS *et al.* (1995) argumentaram que quando esta distância é entre pilares pode aumentar em razão da pressão hidrostática que pode acontecer quando de moldagens duplas, causadas pela recuperação elástica do primeiro material, mais pesado, o que daria pilares menores. Este argumento não combina com o raciocínio de JOHNSON & CRAIG (1985), segundo o qual mesmo assim o centro dos pilares manteria a mesma distância entre si.

Dentro deste contexto, pode-se observar também que as moldagens duplas, e principalmente a sem alívio, também não apresentaram variação em

relação aos outros tipos e materiais de moldagem, nas distâncias avaliadas. FUSAYAMA *et al.* (1974), BROWN (1981), JOHNSON & CRAIG (1985) e IDRIS *et al.* (1995) preconizaram distorções em função da pressão hidrostática, ou hidráulica. O segundo material, em nenhuma das circunstâncias, parece ter provocado deslocamento do primeiro com posterior recuperação elástica, o que daria uma distância maior entre os pontos medidos.

Já quando se analisa a medida da altura, que é a distância entre a ponta da pirâmide palatal e um plano que passa pelas partes superiores das pirâmides localizadas nas tuberosidades, os resultados não são uniformes. Os materiais *Extrude* em moldagem simples, *Extrude* em moldagem dupla sem alívio e o *Impregum* deram medidas maiores numérica e também estatisticamente pelo teste t de Student. O material *Extrude* em moldagem simples produziu medidas bem discrepantes na cópia desta referência. Os materiais *Extrude* em moldagem dupla com alívio, *Hidrogum* e *Honigum* deram medidas menores, sendo que as destes dois últimos, estatisticamente, foram considerados significativamente menores, enquanto que com o primeiro o resultado não diferiu do padrão. Esta grande diferença nos resultados talvez seja devida à pirâmide ser muito afilada na parte que serviu de referência para a medida e isto dificultar a reprodução e/ou leitura.

Com relação a esta medida, WOELFEL (1962), estudando gesso, pasta de óxido de zinco-eugenol, hidrocolóide irreversível, mercaptana e silicone, avaliou um ponto anatômico na zona palatal em relação a dois situados nas cristas dos rebordos, através de moldagens de paciente, e obteve diferentes medidas, sendo a maior obtida com a pasta de óxido de zinco-eugenol e a menor com silicone. No nosso estudo, a maior dimensão foi com a moldagem com *Hidrogum* e a menor com o material *Extrude* usando a técnica com alívio. KAISER & NICHOLLS (1976)

também referem distorção de -0,2 mm na reprodução de um ponto no palato, quando comparam dois modos de vazamento do gesso, simples ou duplo vazamento, em um molde de hidrocolóide irreversível, e atribuem esta grande variação à grande espessura do material, uma vez que foi usada moldeira de estoque, reproduzindo um modelo metálico, com referência que eram pilares metálicos, semelhante ao que usamos no nosso trabalho. Já LINKE *et al.* (1985), usando o mesmo modelo-padrão de KAISER & NICHOLLS (1976), comparam hidrocolóide reversível, hidrocolóide irreversível (três tipos), silicone de adição, e uma combinação de hidrocolóide reversível com irreversível, referem que a distorção foi mínima e insignificante sua diferença entre os materiais usados.

Na avaliação global dos números obtidos com os diversos materiais e sua variação em relação ao padrão, como pode-se ver na TAB. 5, onde consta também o desvio percentual, nota-se que resultados melhores foram obtidos por silicones de adição (*Honigum* e *Extrude* em moldagem dupla) e pelo poliéter (*Impregum*). Autores como STACKHOUSE (1975), YEL *et al.* (1980), KORAN (1980), SHILLINGBURG *et al.* (1983), FARAH *et al.* (1981), CHRISTENSEN (1984), CRAIG (1988), MANDIKOS (1998), PHILLIPS (1984) e CRAIG *et al.* (2002) compartilham com a idéia de que estes dois tipos de materiais são os de maior estabilidade dimensional. CUNHA JR. (2001) também notou mais precisão nos silicones de adição, comparados com os de condensação. A boa interação com o gesso usado, tipo IV, relatada por ROSELINO & CAMPOS (1982), pode ter contribuído também com os resultados. O material *Extrude* em moldagem simples ficou num nível mais baixo de fidelidade, e o *Hidrogum* apresentou os resultados mais discrepantes.

Quando se analisa a fidelidade de reprodução do ponto situado no palato em relação à altura, pode-se notar que os dados mais próximos são obtidos com a

técnica da dupla moldagem, e estatisticamente (teste t de Student) a dupla moldagem com alívio foi ainda mais fiel. Estes resultados nos parecem bastante significativos para o trabalho, uma vez que mostram que o reembasamento não foi prejudicial à fidelidade da técnica neste detalhe; ao contrário, as duas formas de moldagem dupla nesta medida deram os melhores resultados. Isto é muito importante, porque a precisão da moldagem em prótese total é crítica neste ponto, bordo posterior, e também porque a técnica de dupla moldagem é utilizada na moldagem funcional do paciente edêntulo com o objetivo de equalizar as pressões, que podem ser clinicamente nefastas quando excessivas ou mal localizadas, como preconizam BOUCHER (1944), NAGLE *et al.* (1965), SAIZAR (1972), SCHARRY (1977), HEARTWELL JR. & RAHN (1990) e TAMAKI (1988).

Outra importante constatação que este estudo nos mostra é que a técnica de dupla moldagem, com e sem alívio, produziu variações que estão entre as menores em relação às medidas do padrão. Os resultados obtidos com esta técnica estão entre os mais precisos. Como mostra a TAB. 5, o desvio em relação ao padrão é semelhante para as duas técnicas. A presença ou não do alívio ou espaçamento não resultou em alteração nos números. Enquanto que na Dist. 1 não houve diferença, nas Dist. 2 e 3 a diferença foi de 0,01 mm, isto é, 10 micrometros. Isto pode sugerir que a técnica do reembasamento das moldagens funcionais em Prótese Total é confiável, embora deva ser considerado que o modelo-padrão usado seja uma peça rígida. FRANK (1969) usou modelo mestre resiliente (modelo de resina recoberto com *Molloplast B*) para medir a pressão exercida pelos materiais durante a moldagem.

Estes resultados vão de encontro ao que é defendido por BROWN (1981), que sustenta ser imprecisa a técnica da moldagem dupla sem espaçamento.

JONHSON & CRAIG (1985) e IDRIS *et al.* (1995) também defendem que a pressão hidrostática pode acontecer nas moldagens duplas sem alívio. Entende-se por pressão hidrostática a deformação sofrida pelo material do primeiro molde pela presença do segundo, e sua posterior recuperação elástica. Esta deformação, segundo estes autores, daria, no nosso estudo, um poste de dimensões menores com conseqüente maior distância entre seus ângulos internos. No presente trabalho, a presença ou não de alívio ou espaçamento entre os dois materiais não produziu diferenças. As medidas com as moldagens duplas da altura, ponto palatal, foram as mais precisas, em relação aos outros materiais. O desvio percentual em relação ao padrão foi de 0,37% sem alívio e -0,37% com alívio. Talvez o fenômeno da pressão hidrostática fosse melhor avaliado no emprego das moldagens duplas em Prótese Total, reproduzindo um padrão de material resiliente, que teria características mais semelhantes à situação clínica.

7. CONCLUSÃO

Tendo em vista o que foi proposto e diante dos resultados, podemos concluir que:

1. os materiais *Honigum* e *Impregum*, tiveram melhor desempenho quanto à fidelidade dimensional, sendo o primeiro o que foi mais fiel nas medidas horizontais, enquanto o *Extrude* em moldagem simples e o *Hidrogum* foram menos precisos;
2. a técnica de moldagem dupla com o material *Extrude*, tanto com como sem alívio, teve desempenho melhor que o *Extrude* em moldagem simples, e semelhante aos materiais *Honigum* e *Impregum*, sendo mais precisa que estes na reprodução da medida da altura (ponto palatal);
3. as técnicas do *Extrude* em moldagem dupla com ou sem alívio não apresentaram diferenças significativas entre si, com exceção da medida correspondente à altura (ponto palatal).

ABSTRACT

Besides the literature review, this work has evaluated comparatively, in laboratory, four impression materials' dimensional fidelity, used in dentures final impressions. These are an irreversible hydrocolloid (Hidrogum), a polyether (Impregum), and two addition silicones (Honigum and Extrude). The work evaluated as well the double impression technique, with or without relief, using the medium and light consistency Extrude material. To achieve this objective, a metallic model was used as a stainless still master, simulating an edentulous maxillary in which four pyramid were put – three fragmented pyramids, put on the ridge for horizontal measures, and a whole one, used as a referency for the vertical measure. With which one of the materials or techniques, ten stainless still master mouldes were made, pured with type IV plaster. The sixty models obtained, as well as the stainless still master, were submitted to the measures of the distances between the pyramids, three of them were measured in the horizontal direction and one in the vertical direction. It was made in a tridimensional measures machine, BRT-M507, manufactured by Mitutoyo, with a Cosmos/Geopak-Win software. The results were submitted to variance analysis and complementary tests (Duncan's Post Hoc Tests). The analysis of the results shows that almost all of the horizontal measures were smaller in the copies then in the stainless still model, and the vertical measure had bigger differences between the results – some measures bigger and other smaller then the model. Statistically, in only one of the three distances evaluated (Dist. 2) there was no significative difference between the materials. The conclusion is that, except from the Extrude material in a monophasis impression, the addition silicones and the polyether had an similar performance, and that the irreversible hydrocolloid has given the worst results. Another conclusion was that the two double impression techniques, when using different consistency materials, have given similar results to the Honigum and Impregum, being more precise than those to reproduce height, measure related to impression of post-daming in edentulous patients.

Key-words: Full denture, impressions, materials and technique.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1. Addison DN. Mucostatic impressions. **J Am Dent Assoc** 1944 July; 31(13):941-46.
2. Aldrovandi C. **Dentaduras completas**. São Paulo: Folha Odontológica; 1953. v.1. cap. 4: Materiais de moldagem, p.103-119.
3. Anusavice KJ. **Phillips materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.
4. Araújo JE, Moraes JV, Cerveira Neto H et al. Elastômeros: alterações dimensionais em função da espessura de alívio, tempo decorrido para vazamento e possibilidade de um segundo vazamento do mesmo molde. **Rev Paul Endod** 1987 Sept-Oct; 9(5): 42-51.
5. Boucher CO. Complete denture impressions based upon the anatomy of the mouth. **J Am Dent Assoc** 1944 Sept; 31(17): 1174-81.
6. Brown D. An update on elastomeric impression materials. **Br Dent J** 1981 Jan; 150(2): 35-40.
7. Chafee NR, Cooper LF, Felton DA. A technique for border molding edentulous impressions using vinyl poly siloxane material. **J Prosthodontic** 1999 June; 8(2): 129-34.
8. Chase WW. Tissue conditioning utilising dynamic adaptive stress. **J Prosthet Dent** 1961 Sep-Oct; 11(5): 804-15.
9. Chee WW, Donovan TE. Fine detail reproduction of very high viscosity poly (vinyl siloxane) impression materials. **Int J Prosthodont** 1989 July-Aug; 2(4): 368-70.

¹ De acordo com a Quinta edição das normas do Grupo de Vancouver, de 1997, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

10. Chew CL, Chee WW, Donovan TE. The influence of temperature on the dimensional stability of poly (vinyl siloxane) impression materials. **Int J Prosthodont** 1993 Nov-Dec; 6(6): 528-32.
11. Cho, GC, Donovan TE, Chee WW et al. Tensile bond strength of polyvinyl siloxane impressions bonded to a custom tray as a function of drying time. Part I. **J Prosthet Dent** 1995 May; 73(5): 419-23.
12. Chong, YH, Soh G, Lim KC et al. Porosities in five automixed addition silicone elastomers. **Oper Dent** 1991 May-June; 16(3): 96-100.
13. Christensen GJ. Impression materials for complete and partial denture prosthodontics. **Dent Clin North Am** 1984 Apr; 28(2): 223-37.
14. Craig RG. Review of dental impression materials. **Adv Dent Res** 1988 Aug; 2(1): 51-64.
15. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. **Materiais dentários: propriedades e manipulação**. 7. ed. São Paulo: Santos; 2002.
16. Craig RG, Urquiola NJ, Liu CC. Comparison of commercial elastomeric impression materials. **Oper Dent** 1990 May-June; 15(3): 94-104.
17. Chai J, Pang IC. A study of the "Thixotropic" property of elastomeric impression materials. **Int J Prosthodont** 1994; 7(2): 155-58.
18. Cunha Junior PF. **Estudo comparativo entre siliconas de condensação e de adição, utilizadas em prótese total, na obtenção do modelo de trabalho** [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2001.
19. Denen HE. Negative pressure impressions for full dentures. **J Am Dent Assoc** 1944 July; 31(13): 888-94.
20. Douglas WH, Wilson HJ, Bates JF. A study of the zinc oxide/eugenol type impression pastes. Pressure involved in taking impressions. **Br Dent J** 1964 Jan; 116: 34-6.

21. Eames WB, Sieweke JC. Seven acrylic resins for custom trays and fine potty-wash systems compared. **Oper Dent** 1980 Autumn; 5(4): 162-67.
22. Eduardo JV, Kaufmann MF, Zanetti AL. Moldagem anatômica em prótese total. **Rev Fac Odontol FZL** 1991 jul-dez; 3(2): 83-90.
23. El-Khodary NM, Shaaban MB, Abdel-Hakim AM. Effect of complete denture impression technique on the oral mucosa. **J Prosthet Dent** 1985 Apr; 53(4): 543-49.
24. Farah JW, Clark AE, Ainpour PR. Elastomeric impression materials. **Oper Dent** 1981; 6(1): 15-9.
25. Felton DA, Cooper LF, Scurra MS. Predictable impression procedures for complete dentures. **Dent Clin North Am** 1996 Jan; 40(1): 39-51.
26. Fonseca Filho PE, Grande RH, Muench A. Estudo da recuperação elástica de alginatos durante a presa. **RPG** jul-set; 5(3): 206-10.
27. Frank RP. Analysis of pressures produced during maxillary edentulous impression procedures. **J Prosthet Dent** 1969 Oct; 22(4): 400-13.
28. Frank RP. Controlling pressures during complete denture impressions. **Dent Clin North Am** 1970 July; 14(3): 453-70.
29. Fusayama T, Iwaku M, Daito K et al. Accuracy of the laminated single impression technique with silicone materials. **J Prosthet Dent** 1974 Sept; 32(3): 270-6.
30. Giollo FJP. **Alterações dimensionais de modelos obtidos com hidrocoloides irreversíveis simples e siliconizados com e sem armazenamento em umidificadores** [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 1999.
31. Harcourt JK. A review of modern impression materials. **Aust Dent J** 1978 Apr; 23(2): 178-86.
32. Heartwell Junior CM, Rahn AD. **“Syllabus” em prótese total**. 4. ed. São Paulo: Santos; 1990.

33. Hembree JH, Nunez LJ. Effect of moisture on polyether impression materials. **J Am Dent Assoc** 1974 Nov; 89(5): 1134-36.
34. Hosoda H, Fusayama T. Surface reproduction of elastic impressions. **J Dent Res** 1959 Sept-Oct; 38(5): 932-39.
35. Hung SH, Purk JH, Tira DE et al. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. **J Prosthet Dent** 1992 May; 67(5): 583-89.
36. Hyde TP, Fraser J. Survey of prosthodontic impression procedures for complete dentures in general dental practice in the United Kingdom. **J Prosthet Dent** 1999 Mar; 8(3): 295-99.
37. Idris B, Houston F, Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one-and-two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. **J Prosthet Dent** 1995 Nov; 74(5): 535-41.
38. 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 Apr; 53(4): 484-90.
39. Johnson GH, Craig, RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. **J Prosthet Dent** 1986 Feb; 55(2): 197-203.
40. Józefowicz W. The influence of wearing dentures on residual ridges: a comparative study. **J Prosthet Dent** 1970 Aug; 24(2): 137-44.
41. Kaiser DA, Nicholls JI. A study of distortion and surface hardness of improved artificial stone casts. **J Prosthet Dent** 1976 Oct; 36(4): 373-81.
42. Koran A. Impression materials for recording the denture bearing mucosa. **Dent Clin North Am** 1980 Jan; 24(1): 97-111.
43. Linke BA; Nicholls JI, Faucher RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. **J Prosthet Dent** 1985 Dec; 54(6): 794-802.

44. Luebke RJ, Scanorett FR, Kerber PE. The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. **J Prosthet Dent** 1979 May; 41(5): 517-21.
45. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. **Aust Dent J** 1998 Dec; 43(6): 428-34.
46. Malachias A, Roseling RB, Maia Campos G. Avaliação quantitativa da textura superficial de moldes de pastas de óxido de zinco-eugenol, antes e após armazenados em água destilada por períodos diversos. **Rev Odontol Univ São Paulo** 1991 Jan-Jun; 5(1): 20-4.
47. Muglia VA, Abrão W. Estudo comparativo de três materiais utilizados para moldagem final em prótese total. **Rev Odontol Univ São Paulo** 1996 Jan-Mar; 10(1): 25-32.
48. Nagle RJ, Sears VH, Silverman SI. **Prótesis dental: dentaduras completas**. Barcelona: Toray; 1965.
49. Nally FF, Storrs J. Hypersensitivity to a dental impression material. **Br Dent J** 1973 Mar; 134(6): 244-46.
50. Phillips RW. **Materiais dentários de Skinner**. 8. ed. Rio de Janeiro: Interamericana; 1984.
51. Revised American Dental Association Specification No. 19 for Non-Aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. **J Am Dent Assoc** 1977 Apr.; 94: 733-741.
52. Roselino RB, Campos GM. Textura superficial dos modelos de gesso-pedra melhorado obtidos de moldes de elastômeros. **Rev Fac Odontol Ribeirão Preto** 1982 jan-jun; 19(1): 35-41.
53. Saizar P. **Prostodoncia total**. Buenos Aires: Mundi; 1972.
54. Sansiviero A, Araujo RM, Vieira DT et al. Estudo comparativo da plasticidade e do escoamento das pastas de óxido de zinco e eugenol utilizadas em moldagens. **Rev Assoc Paul Cir Dent** 1982 set-out; 36(5): 522-27.

55. Sharry JJ. **Prostodoncia dental completa**. Barcelona: Toray; 1977.
56. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. **Fundamentos de prótese fixa**. São Paulo: Santos; 1983. cap. 9: Moldagens, p. 169-190.
57. Skinner EW, Phillips RW. **A ciência dos materiais dentários**. 2. ed. São Paulo: Atheneu; 1962.
58. Smith DE, Toolson B, Bolender CL et al. One-step border molding of complete denture impressions using a polyether impression material. **J Prosthet Dent** 1979 Mar; 41(3): 347-51.
59. Stackhouse JA. A comparison of elastic impression materials. **J Prosthet Dent** 1975 Sept; 34(3): 305-13.
60. Starcke EN. A historical review of complete denture impression materials. **J Am Dent Assoc** 1975 Nov; 91(5): 1037-40.
61. Steas A. A new method for making casts from irreversible hydrocolloid impressions. **J Prosthet Dent** 1991 Mar; 65(3): 454-56.
62. Stephens AP, Cox CM, Sharry JJ. Diurnal variation in palatal tissue thickness. **J Prosthet Dent** 1966 July-Aug; 16(4): 661-74.
63. Sulong MZ, Setchell DJ. Properties of the tray adhesive of and addition polymerizing silicone to impression. **J Prosthet Dent** 1991 Dec; 66(6): 743-47.
64. Tamaki T. **Dentaduras completas**. 4. ed. rev. e ampl. São Paulo: Sarvier; 1988.
65. Tan HK, Hooper PM, Baergen CG. Variability in the shape of maxillary vestibular impressions recorded with modeling plastic and a polyether impression material. **Int J Prosthodont** 1996 May-June; 9(3): 282-89.
66. Tjan AH, Nemetz H, Nguyen LT et al. Effect of tray space on the accuracy of monophasic polyvinylsiloxane impressions. **J Prosthet Dent** 1992 July; 68(1):19-28.

67. Wassell RW, Ibbetson RJ. The accuracy of polyvinyl siloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. **J Prosthet Dent** 1991 June; 65(6): 748-57.
68. Woelfel JB. Countour variations in impressions of one edentulous patient. **J Prosthet Dent** 1962 Mar-Apr; 12(2): 229-54.
69. Yeh CL, Powers JM, Craig RG. Properties of addition-type silicone impression materials. **J Am Dent Assoc** 1980 Sept; 101(3): 482-84.
70. Zinner ID, Sherman H. An analysis of the development of complete denture impression techniques. **J Prosthet Dent** 1981 Sept; 46(3): 242-49.

ANEXOS



Serviços de Metrologia Ltda.

25 de Julho, nº120, B. Fião São Leopoldo-RS

Fone/Fax:(0xx51) 589 79 44



Relatório Dimensional Nº 0138/02

Cliente : Walter Marchezan

Solicit. de Serviço Nº: 0217/02

Endereço : Quintino Bocaiúva, 1098 / 402 - Porto Alegre - RS

Data de entrada: 19/04/02

Denominação : Prótese (teste de material)

RASTREABILIDADE

Código Equipamento:

Máquina de medição Tridimensional Mitutoyo, nº autenticação PM-001 com certificado de calib. Nº 2850/01, emitido pela Mitutoyo e válido até 08/2003. Incerteza de Medição: ±0,003mm

Código Desenho:

Quantidade: 6 materiais

REFERÊNCIAS PARA MEDIÇÃO

Plano : Topo dos pivôs

Origem : --

Alinhamento : --

INFORMAÇÕES GERAIS

Ambiente de medição

Temperatura: 20 ±2°C -Umidade rel. do ar: 60 ±20%

Procedimento de medição

Proc. interno PO023 de fevereiro de 2000, edição 1-rev.0

RESULTADOS

| Item | Especificação | IU | Encontrado (mm) | | | | Conforme | |
|-------------------------|---------------|----|-----------------|---------|---------|--------|----------|-----|
| | | | Dist. 1 | Dist. 2 | Dist. 3 | Altura | Sim | Não |
| 1 | Padrão | 2 | 37,102 | 38,346 | 43,865 | 10,846 | | |
| Material Extrude | | | | | | | | |
| 1 | Amostra 1 | 2 | 36,896 | 38,032 | 43,825 | 11,082 | | |
| 2 | Amostra 2 | 2 | 36,975 | 38,228 | 43,811 | 11,057 | | |
| 3 | Amostra 3 | 2 | 36,969 | 38,316 | 43,847 | 11,009 | | |
| 4 | Amostra 4 | 2 | 37,125 | 38,295 | 43,815 | 10,919 | | |
| 5 | Amostra 5 | 2 | 36,972 | 38,198 | 43,850 | 10,992 | | |
| 6 | Amostra 6 | 2 | 36,919 | 38,234 | 43,835 | 10,992 | | |
| 7 | Amostra 7 | 2 | 36,975 | 38,287 | 43,781 | 11,088 | | |
| 8 | Amostra 8 | 2 | 36,967 | 38,292 | 43,808 | 11,026 | | |
| 9 | Amostra 9 | 2 | 37,141 | 38,299 | 43,878 | 10,939 | | |
| 10 | Amostra 10 | 2 | 37,021 | 38,131 | 43,868 | 11,044 | | |
| 11 | Amostra 11 | 2 | 37,002 | 38,322 | 43,812 | 10,833 | | |

IU (Instrumento Utilizado): (1)Paquímetro (2)Tridimensional (3)Projetor de Perfil(4) Altimetro(5)Micrômetro (6)Outros

| | | |
|--------------------------------------|--------------------------------------|----------------------------------|
| 24/04/2002 Data da Medição | 24/04/2002 Data da Emissão | Signatário Autorizado |
|--------------------------------------|--------------------------------------|----------------------------------|

Este relatório limita-se exclusivamente às amostras medidas, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer lotes. Somente pode ser reproduzido por inteiro e com a autorização prévia deste laboratório. Os resultados são válidos somente para o estado das amostras no momento da medição.

Continuação do Relatório Dimensional

Nº.: 0138/02

RESULTADOS

| Item | Especificação | IU | Encontrado (mm) | | | | Conforme | |
|---|---------------|----|-----------------|---------|---------|--------|----------|-----|
| | | | Dist. 1 | Dist. 2 | Dist. 3 | Altura | Sim | Não |
| Material Extrude Dupla Moldagem sem Alívio | | | | | | | | |
| 1 | Amostra 1 | 2 | 37,119 | 38,268 | 43,850 | 10,941 | | |
| 2 | Amostra 2 | 2 | 36,993 | 38,169 | 43,790 | 10,912 | | |
| 3 | Amostra 3 | 2 | 37,144 | 38,177 | 43,794 | 10,861 | | |
| 4 | Amostra 4 | 2 | 36,984 | 38,225 | 43,868 | 11,009 | | |
| 5 | Amostra 5 | 2 | 37,154 | 38,358 | 43,920 | 10,826 | | |
| 6 | Amostra 6 | 2 | 37,112 | 38,227 | 43,782 | 10,901 | | |
| 7 | Amostra 7 | 2 | 37,000 | 38,159 | 43,806 | 10,887 | | |
| 8 | Amostra 8 | 2 | 37,140 | 38,149 | 43,759 | 10,936 | | |
| 9 | Amostra 9 | 2 | 37,134 | 38,283 | 43,848 | 10,850 | | |
| 10 | Amostra 10 | 2 | 37,076 | 38,333 | 43,883 | 10,808 | | |
| Material Extrude Dupla Moldagem com Alívio | | | | | | | | |
| 1 | Amostra 1 | 2 | 37,035 | 38,178 | 43,825 | 10,858 | | |
| 2 | Amostra 2 | 2 | 37,053 | 38,143 | 43,814 | 10,755 | | |
| 3 | Amostra 3 | 2 | 37,001 | 38,065 | 43,805 | 10,860 | | |
| 4 | Amostra 4 | 2 | 37,131 | 38,363 | 43,846 | 11,202 | | |
| 5 | Amostra 5 | 2 | 37,214 | 38,282 | 43,845 | 10,858 | | |
| 6 | Amostra 6 | 2 | 37,067 | 38,209 | 43,870 | 10,768 | | |
| 7 | Amostra 7 | 2 | 37,128 | 38,266 | 43,819 | 10,803 | | |
| 8 | Amostra 8 | 2 | 37,101 | 38,294 | 43,876 | 10,850 | | |
| 9 | Amostra 9 | 2 | 37,148 | 38,338 | 43,860 | 10,869 | | |
| 10 | Amostra 10 | 2 | 37,082 | 38,209 | 43,786 | 10,711 | | |
| 11 | Amostra 11 | 2 | 37,081 | 38,212 | 43,859 | 10,793 | | |
| Material Impregun | | | | | | | | |
| 1 | Amostra 1 | 2 | 37,107 | 38,298 | 43,890 | 10,938 | | |
| 2 | Amostra 2 | 2 | 37,059 | 38,167 | 43,849 | 10,885 | | |
| 3 | Amostra 3 | 2 | 37,284 | 38,309 | 43,859 | 10,966 | | |
| 4 | Amostra 4 | 2 | 37,211 | 38,329 | 43,858 | 10,946 | | |
| 5 | Amostra 5 | 2 | 37,270 | 38,318 | 43,861 | 11,024 | | |
| 6 | Amostra 6 | 2 | 37,231 | 38,305 | 43,870 | 10,856 | | |
| 7 | Amostra 7 | 2 | 37,292 | 38,347 | 43,884 | 10,975 | | |
| 8 | Amostra 8 | 2 | 37,069 | 38,234 | 43,840 | 11,012 | | |
| 9 | Amostra 9 | 2 | 37,062 | 38,192 | 43,943 | 10,848 | | |
| 10 | Amostra 10 | 2 | 36,970 | 38,075 | 43,825 | 10,936 | | |
| 11 | Amostra 11 | 2 | 37,077 | 38,347 | 43,855 | 10,993 | | |

IU (Instrumento Utilizado): (1)Paquímetro (2)Tridimensional (3)Projetor de Perfil(4) Altimetro(5)Mircômetro (6)Outros

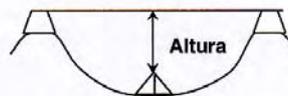
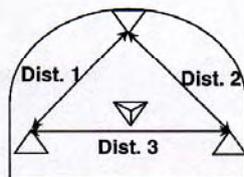
Este relatório limita-se exclusivamente às amostras medidas, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer lotes. Somente pode ser reproduzido por inteiro e com a autorização prévia deste laboratório. Os resultados são válidos somente para o estado das amostras no momento da medição.

Continuação do Relatório Dimensional

Nº.: 0138/02

RESULTADOS

| Item | Especificação | IU | Encontrado (mm) | | | | Conforme | |
|--------------------------|---------------|----|-----------------|---------|---------|--------|----------|-----|
| | | | Dist. 1 | Dist. 2 | Dist. 3 | Altura | Sim | Não |
| Material Hidrogun | | | | | | | | |
| 1 | Amostra 1 | 2 | 37,119 | 38,012 | 43,990 | 11,250 | | |
| 2 | Amostra 2 | 2 | 36,942 | 38,301 | 43,911 | 10,662 | | |
| 3 | Amostra 3 | 2 | 37,071 | 37,930 | 44,058 | 10,621 | | |
| 4 | Amostra 4 | 2 | 37,141 | 38,221 | 44,061 | 10,611 | | |
| 5 | Amostra 5 | 2 | 37,127 | 38,259 | 43,878 | 10,843 | | |
| 6 | Amostra 6 | 2 | 37,200 | 38,348 | 43,851 | 10,751 | | |
| 7 | Amostra 7 | 2 | 37,144 | 38,141 | 44,324 | 10,467 | | |
| 8 | Amostra 8 | 2 | 37,053 | 38,359 | 43,872 | 10,727 | | |
| 9 | Amostra 9 | 2 | 37,127 | 38,321 | 44,001 | 10,642 | | |
| 10 | Amostra 10 | 2 | 36,941 | 38,091 | 43,968 | 10,691 | | |
| 11 | Amostra 11 | 2 | 36,941 | 37,661 | 43,849 | 10,753 | | |
| Material Honigun | | | | | | | | |
| 1 | Amostra 1 | 2 | 37,098 | 38,355 | 43,962 | 10,705 | | |
| 2 | Amostra 2 | 2 | 37,089 | 38,327 | 43,873 | 10,756 | | |
| 3 | Amostra 3 | 2 | 37,123 | 38,309 | 43,870 | 10,749 | | |
| 4 | Amostra 4 | 2 | 37,113 | 38,310 | 43,893 | 10,717 | | |
| 5 | Amostra 5 | 2 | 37,136 | 38,357 | 43,921 | 10,786 | | |
| 6 | Amostra 6 | 2 | 37,013 | 38,326 | 43,901 | 10,544 | | |
| 7 | Amostra 7 | 2 | 37,120 | 38,336 | 43,916 | 10,771 | | |
| 8 | Amostra 8 | 2 | 37,069 | 38,265 | 43,898 | 10,798 | | |
| 9 | Amostra 9 | 2 | 37,178 | 38,346 | 43,892 | 10,715 | | |
| 10 | Amostra 10 | 2 | 37,083 | 38,281 | 43,837 | 10,723 | | |
| 11 | Amostra 11 | 2 | 37,015 | 38,210 | 43,821 | 10,755 | | |
| 12 | Amostra 12 | 2 | 37,049 | 38,233 | 43,836 | 10,799 | | |



IU (Instrumento Utilizado): (1)Paquímetro (2)Tridimensional (3)Projektor de Perfil(4) Altimetro(5)Micrômetro (6)Outros

Este relatório limita-se exclusivamente às amostras medidas, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer lotes. Somente pode ser reproduzido por inteiro e com a autorização prévia deste laboratório. Os resultados são válidos somente para o estado das amostras no momento da medição.