

UNIVERSIDADE DO OESTE DE SANTA CATARINA- CAMPUS JOAÇABA
VICE-REITORIA DE PESQUISA, EXTENSÃO E PÓS-GRADUAÇÃO
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PRÓTESE DENTÁRIA

RONALDO SAVARIS

MATERIAIS DE MOLDAGEM ELASTOMÉRICOS
COMO, QUANDO E ONDE APLICAR

Joaçaba

2012

RONALDO SAVARIS

MATERIAIS DE MOLDAGEM ELASTOMÉRICOS
COMO, QUANDO E ONDE APLICAR

Monografia apresentada ao Curso de Pós-graduação em Prótese Dentária da Universidade do Oeste de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do grau de especialista em prótese dentária.

Orientador: Prof. Rodrigo Fuga Varela

Joaçaba

2012

RONALDO SAVARIS

MATERIAIS DE MOLDAGEM ELASTOMÉRICOS
COMO, QUANDO E ONDE APLICAR

Monografia apresentada ao Curso de Pós-graduação em Prótese Dentária da Universidade do Oeste de Santa Catarina, como requisito parcial à obtenção do grau de especialista em Prótese Dentária.

Aprovada em de de 20....

BANCA EXAMINADORA

Prof. Ms. Leandro Jose Dallanora
Universidade do Oeste de Santa Catarina

Prof. Dr. Cassius Rebelatto
Universidade do Oeste de Santa Catarina

Prof. Esp. Rodrigo Fuga Varela
Universidade do Oeste de Santa Catarina

Prof. Ms. Leonardo Luthi
Universidade do Oeste de Santa Catarina

Dedico este trabalho a meus pais, fonte de meus conhecimentos e saber. Graças a eles, tornei-me uma pessoa capaz de lutar, para que meus sonhos e objetivos fossem sempre alcançados, sem jamais desanimar. Considero-me forte porque eles me ensinaram a ser forte.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por estar sempre presente e permitir que pela fé se concretizasse mais esta realização.

Ao Professor Rodrigo Fuga Varela pelo seu apoio e competência na orientação.

A todos que, de uma forma ou de outra, colaboraram para que este trabalho fosse realizado com êxito.

Bem-aventurados os puros de coração porque verão a Deus.

(Mateus, 5:8)

RESUMO

Moldar é o ato de reproduzir em negativo uma determinada superfície. Um material em estado plástico, com capacidade de escoamento, é colocado numa moldeira e posicionado sobre uma determinada região da boca (dentes, gengiva e mucosa, com a função de copiar os detalhes existentes com menor distorção possível. Após ter tomado presa ou atingido uma determinada rigidez, o material é, então removido da região moldada. A reprodução positiva ou o modelo se obtém pela moldagem ou pelo vazamento do molde, geralmente em gesso ou materiais refratários, a partir dos quais tem início a fase laboratorial da prótese. Para que a fase laboratorial seja precisa é necessário que além de respeito a técnica, o material de moldagem seja o ideal para a situação e que suas propriedades possibilitam um mínimo de alterações. O objetivo deste trabalho é fazer uma revisão de literatura sobre materiais de moldagem direcionando o foco aos elastômeros, dando suas características, vantagens, desvantagens e aplicações clínicas. Para moldagens em prótese parcial fixa os melhores resultados ficaram com a moldagem com casquete com o material de moldagem com espessura equalizada, com preferência a silicone de adição como material. Em casos de moldagens mais amplas os melhores resultados ficaram para moldagem com moldeiras individuais e dependendo do material empregado, a técnica de dupla moldagem se sobressaiu a de impressão única. Para a moldagem em prótese total fica como uma técnica acessória para casos de pacientes com rebordos extremamente flácidos, grande reabsorção alveolar em região de zona principal de suporte a moldagem em dupla impressão equalizada em silicone, um poliéter ou ainda um polissulfeto, objetivando minimizar a deformação desses tecidos que apresentam baixa tonicidade e resiliência.

Descritores: Materiais para Moldagem Odontológica, Prótese Total, Modelos Anatômicos, Processos de Duplicação.

ABSTRACT

Shaping is the act of reproducing a particular surface in the negative. A material in a plastic state, with a flow capacity, is placed in a tray and positioned over a region of the mouth (teeth, gums and mucosa, whose function is to copy the existing details with little distortion as possible. After being trapped or hit a certain stiffness, the material is then removed from the shaped region. Reproduction or positive model is obtained by molding or casting mold, typically plasterboard or refractory materials from which starts at laboratory phase of the prosthesis. For the laboratory phase is required to be accurate but respect the technique, the impression material is ideal for the situation and its properties allow for minimal changes. The aim of this paper is to review the literature on impression materials directing focus to elastomers, giving their characteristics, advantages, disadvantages and clinical applications. For fixed partial denture impressions in the best results were with the molding casquete with the impression material thickness equalized, with preference to addition silicone like material. In cases moldings wider the best results were molding trays with individual and depending on the material used, the technique of double molding excelled at printing only. For denture molding is a technique for accessory cases of patients with extremely baggy edges , large resorption alveolar region of the main area of support for double printing equalized molding silicone, a polyether or a polysulfide, aiming to minimize the deformation of these tissues with a low tone and resilience.

Descriptors: Dental Impression Materials, Denture, Anatomical Models, Process Duplication

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
1.1	OBJETIVOS.....	12
2	MÉTODO	13
3	REVISÃO DE LITERATURA	14
3.1	SILICONE DE CONDENSAÇÃO.....	14
3.2	SILICONE DE ADIÇÃO.....	15
3.3	POLIÉTER.....	16
3.4	POLISSULFETO.....	17
3.5	CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE OS ELASTÔMEROS.....	18
4	DISCUSSÃO	27
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	30
	REFERÊNCIAS	32

1. INTRODUÇÃO

Os materiais de moldagem são utilizados para registrar ou reproduzir uma forma ou um tipo de relação entre os dentes e os tecidos orais. Os hidrocolóides e os elastômeros sintéticos estão entre os materiais mais comumente utilizados para moldar as várias áreas do arco dental enquanto o óxido de zinco e eugenol e a godiva são utilizados com menor freqüência. (ROBERT G; JOHM M. 2004)

A construção de modelos e troquéis é uma etapa muito importante em diversos procedimentos clínicos. É sobre este modelo em gesso que o profissional desenha e constrói próteses parciais removíveis ou fixas. Assim sendo o modelo necessita ser a reprodução fiel das estruturas bucais. (PHILLIPS, 1998)

Os materiais de moldagem são utilizados para confeccionar réplicas precisas dos tecidos moles e duros. O molde fornece uma reprodução negativa dos tecidos, e ao se preencher o molde com gesso ou outro material, obtém-se um modelo positivo, que pode ser removido após presa do material. A precisão, os detalhes e a qualidade da réplica definitiva são de suma importância. O contato com os tecidos vivos da boca e a necessidade dos procedimentos clínicos dita os requisitos cruciais para as propriedades físicas dos materiais dentários de moldagem. Nenhum material preenche completamente todos esses requisitos e a seleção do material e técnica mais adequados para uma situação clínica particular é de responsabilidade do dentista. (ROBERT G; JOHM M. 2004)

Para produzir uma moldagem precisa, o material de moldagem empregado para reproduzir fielmente a réplica dos tecidos intra e extra orais deve preencher os seguintes critérios: ser fluido o bastante para adaptar aos tecidos bucais, e ao mesmo tempo, ter viscosidade suficiente para ficar contida em uma moldeira que o leva a boca e enquanto na boca, se “transformar” em um material borrachóide em tempo não muito longo; o ideal seria que o tempo total de presa não excedesse sete minutos. (PHILLIPS 1998)

Quanto às propriedades dos materiais de moldagem: Odor e gosto agradável e cor estética, ausência de constituintes tóxicos ou irritantes, vida útil adequada para os requisitos de armazenamento e distribuição, custo-benefício adequado, de fácil manuseio com um mínimo de equipamentos necessários, características de presa que vão ao encontro das necessidades clínicas, consistência e textura satisfatória, que umedeça rapidamente os tecidos orais, propriedades elásticas com liberdade para não sofrer deformações permanentes após tensões, resistência adequada para que não quebre ou rasgue durante a sua remoção da boca, estabilidade dimensional em variações de temperatura e umidade

encontradas normalmente nos procedimentos clínicos e laboratoriais por um período suficientemente longo para permitir a reprodução de um modelo de trabalho ou troquel, compatibilidade com os materiais para confeccionar o modelo de trabalho e o troquel, precisão no uso clínico, facilmente desinfetado sem perder a precisão, sem liberação de gás durante a presa do material de moldagem ou dos outros materiais para confeccionar o modelo de trabalho ou troquel. (ROBERT G; JOHM M. 2004)

O molde deve também ser manipulado corretamente até ser vazado com gesso. A moldagem é a área da odontologia restauradora em que mais se observa mau uso dos materiais, e por isso bons moldes acabam sofrendo distorções devido à manipulação incorreta ou ao tempo indevido que transcorre entre a sua retirada da boca e o vazamento. (HERBERT T. et al, 1998)

Os alginatos hidrocolóides, ágares hidrocolóides e elastômeros sintéticos de moldagem são os mais amplamente utilizados atualmente. (ROBERT G; JOHM M. 2004)

Os materiais de moldagem podem ser classificados como reversíveis ou irreversíveis, de acordo com sua forma de presa ('endurecimento'). O termo irreversível implica a ocorrência de uma reação química, assim o material não pode reverter ao seu estado inicial ('pré-presa'). Por exemplo, os alginatos, as pastas de óxido de zinco e eugenol (ZOE) e os gessos endurecem por reação química, e os elastômeros tomam presa por polimerização. Por outro lado, o termo reversível significa que o material 'amolece' sob calor e se solidifica quando resfriado, sem que nenhuma alteração química ocorra. O hidrocolóide reversível (ágar) e a godiva pertencem a esta categoria. As godivas são misturas de resinas e ceras e são classificadas como materiais termoplásticos. (PHILLIPS 1998)

Cada material de moldagem tem diferentes características de manipulação e é possível classificar os materiais como facilmente impregnáveis pela umidade do gesso (hidrófilos) e os que resistem a essa umidade (hidrofóbicos). (HERBERT T. et al, 1998)

As limitações dos hidrocolóides, derivadas do comportamento crítico em face da umidade ambiente, bem como de algumas dificuldades de utilização (hidrocolóide reversível), incentivou a introdução dos elastômeros. (VIEIRA D.1976)

Os elastômeros são materiais de moldagem que se assemelham a borracha após a reação de presa. Esses materiais são polímeros constituídos por grandes cadeias moleculares. Quando submetidas a tensões, as cadeias se desenrolam, recuperando-se

elasticamente após a remoção da carga (CRAIG, R.G 1993). Podem apresentar reação química de polimerização por adição ou por condensação. Existem quatro tipos de materiais elastoméricos disponíveis no mercado odontológico, ou seja, silicona por condensação, silicona por adição, polissulfeto (mercaptana) e poliéter, apresentando com posição química e propriedades específicas. (WILLIAN, J. R., CRAIG, R. G. 1988)

1.1 OBJETIVOS

Levantar dados acerca dos materiais de moldagem elastoméricos dando suas características, vantagens, desvantagens e aplicações clínicas.

2 MÉTODO

Nesta revisão de literatura utilizou uma base de dados LILACS, BIREME, MEDLINE, SCIELO e através de livros relacionados a materiais dentários e reabilitações protéticas que caracterizassem de uma maneira específica cada material de moldagem elastomérico, dando suas especificidades. Os artigos foram selecionados através de critérios como ano de publicação e que relacionassem e comparassem esses materiais uns aos outros em casos em comum, bem como suas aplicações e técnicas diferenciadas, podendo assim dessa forma nos orientar como, quando e onde aplicar. Os livros e artigos usados foram dos anos de 1973, com algumas citações da época até mais recentes como os de 2006 em sua grande maioria.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Silicone da Condensação

A silicona de condensação é assim chamada pelo seu tipo de reação de polimerização. (MEZZOMO, 2006)

Possuem a preferência maciça dos profissionais, apesar de apresentarem contração de polimerização linear superior, entre duas e três vezes, a dos demais elastômeros. (ANUSAVICE, 1998)

Entre os elastômeros, o silicone de condensação corresponde a 76% das vendas, com este fato comprova-se a preferência deste material no âmbito nacional. (ALMEIDA, 2001)

A silicona de condensação é fornecida como uma base e um acelerador. A polimerização acompanhada pela liberação do subproduto álcool etílico causa contração, que é maior na consistência baixa que na pesada. A técnica de moldagem de dois passos com consistências pesado-leve também reduz a contração de polimerização. (ROBERT; JOHM, 2004)

A espessura do material fluido deve ser em torno de 2,00mm, empregando-se a massa densa, uniformemente aliviada na moldeira de estoque, na técnica em dois tempos ou dupla mistura, ou em moldeiras de resina acrílica confeccionada sobre modelos. Especial atenção para que a massa densa ou putty esteja totalmente sem umidade. A silicona fluida não se adere na presença de água. A temperatura, embora influencie, não altera como no polissulfeto, os tempos de trabalho e de presa. Sua delicada estabilidade dimensional contra indica a redução do catalisador como forma de aumentar os tempos de trabalho e de presa. (MEZZOMO, 2006)

Contudo, o aparecimento de um silicone por condensação de auto - mistura, pode contribuir para melhor utilização deste material, por possuir melhores propriedades que o silicone por condensação convencional. Segundo informações do fabricante, é hidrófilo como o poliéter, possui uma distribuição perfeita da pasta base e catalisadora, é fácil e rápido de aplicar, possibilita aplicação direta no preparo e/ou na mucosa, promove mistura homogênea e diminuição no número de bolhas, é isento de contaminação durante a manipulação e possui estabilidade dimensional semelhante aos silicões por adição.

Os silicões por condensação sofrem alteração dimensional com o tempo e com a realização e sucessivos vazamentos, essa característica é determinante e imperativa para obtenção mediata do modelo, sendo assim jamais poderemos obter modelos de trabalho

além de trinta minutos. (LACY,1981; WILLIAMS, 1984) Esta característica é explicada pela formação de álcool etílico como subproduto de sua reação de polimerização.(BRADEN, 1992; GIORDANO, 2000)

É um elastômero com tempo de vida útil limitado pela oxidação do estanho no catalisador e degradação da pasta base. A armazenagem e temperaturas inferiores a 23°C é aconselhada para que suas propriedades não sejam modificadas. (MEZZOMO, 2006)

NOMES COMERCIAIS: *Xantopren L* – fluido de baixa viscosidade; *Xantopen VL* – fluido de muito baixa viscosidade; *Optosil P* – Silicona de massa densa ou putty; *Perfil, Coltoflax/Contex, Speedex, Silon* e outros.

3.2 Silicone de Adição

Por volta da metade da década de 70, os silicones por adição começaram a ser produzidos comercialmente e a principal característica era sua inigualável estabilidade dimensional. (BROWN,1973)

A silicona do tipo adição é disponível nas consistências extrabaixa, baixa, média, pesada e muito pesada. Diferentemente da silicona de condensação, a reação de adição não produz normalmente um subproduto de baixo peso molecular, no entanto pode ocorrer uma reação secundária com produção de gás hidrogênio. Nem todas as siliconas de adição para a moldagem liberam gás hidrogênio, e pelo fato de não serem conhecidas as que liberam, recomenda-se esperar pelo menos 30 minutos para a reação de presa terminar antes de os modelos e troqueis de gesso ser vazados. (ROBERT; JOHM, 2004)

Os silicones por adição apresentam resistência à ruptura e tempo de trabalho moderados, rápida recuperação elástica, sem cheiro ou gosto, podendo ser vazados até uma semana após a confecção do molde, sendo estáveis em soluções desinfetantes e disponíveis comercialmente em dispensadores automáticos. Entretanto, são hidrófobos e difíceis de serem vazados, relativamente caros, deficientes adesão à moldeiras, polimerização inibida pelo enxofre das luvas e pelos sulfatos de ferro e de alumínio, possuindo validade curta. (CRAIG, 1990)

As luvas de látex afetam adversamente a presa dos moldes de silicona de adição. Os compostos de enxofre, utilizados na vulcanização das luvas de borracha de látex, podem migrar para a superfície das luvas armazenadas. Estes compostos podem ser transferidos para o preparo dentário e os tecidos moles adjacentes durante o preparo do dente e no momento de colocar o fio retrator no tecido. Eles também podem se incorporar diretamente

no material de moldagem ao se misturar os dois materiais pesados manualmente. Estes compostos podem contaminar o catalisador que contém platina, o que resulta no retardo ou na ausência da polimerização na área contaminada do molde. A limpeza total das luvas com detergente e água, logo após a mistura, algumas vezes minimiza esse efeito, e algumas marcas de luvas interferem com a presa mais do que outras. As luvas de vinil não causam esse efeito. O preparo dos tecidos moles adjacentes também pode ser limpo com clorexidina a 2% para remover os contaminantes. (ROBERT; JOHM, 2004)

Inicialmente para os silicones de adição a apresentação em um sistema de auto-mistura garantiu a diminuição no número de bolhas (CHONG, 1993), comuns à espatulação manual.

NOMES COMERCIAIS: *President, Express, Elite, Reprosil, Hidrosil* e muitos outros.

3.3 Poliéter

O poliéter foi o primeiro material de moldagem produzido especificamente para essa finalidade. Os demais elastômeros são adaptações de outras aplicações industriais. Sua estabilidade dimensional é excelente, comparada com a silicona de adição. Não há liberação de subprodutos após a reação de presa, daí sua grande estabilidade dimensional que permite vazamento até sete dias após a moldagem sem distorções. (MEZZOMO, 2006)

Os poliéteres são fornecidos em consistências baixa, média e pesada, e os três sistemas de mistura descritos previamente estão disponíveis para os poliéteres. (ROBERT; JOHM, 2004)

As embalagens em bisnagas são para espatulação manual, proporcionadas em comprimentos iguais das duas pastas. O adesivo precisa de um tempo ideal para secagem que, segundo o fabricante, é de 15 minutos. Apesar dos melhoramentos introduzidos, ainda é o material mais rígido de mais difícil remoção da boca. Por isso mais do que nunca as áreas retentivas devem ser aliviadas. Apesar da alta rigidez sua deformação é mínima ao ser removido da boca e pode ser vazado imediatamente. É o elastômero menos crítico quanto à espera da recuperação elástica para vazamento. A resistência ao rasgamento é superior à da silicona de condensação e equivale a maioria das apresentações comerciais das siliconas de adição, porém rompe mais facilmente que o polissulfeto. Seus tempos de trabalho e de presa são bastante curtos. Isso pode ser uma vantagem para o conforto do paciente e uma limitação para o dentista quando a moldagem é de um número acentuado

de dentes. A redução da quantidade de catalisador é um artifício que retarda a presa com riscos inerentes de modificar as propriedades do material. (MEZZOMO, 2006)

De acordo, com Kanehira et al.(2006), apesar da boa estabilidade do poliéter, este material sofre absorção de água quando armazenado em ambiente com umidade pode gerar alterações dimensionais nos modelos de gesso.

O vazamento fica facilitado por ser um material “altamente molhável”. Essa mesma propriedade pode ter um efeito negativo. O contato com fluidos bucais durante a moldagem, o armazenamento em ambientes úmidos, pela absorção de água, gera a liberação simultânea do plastificador que é solúvel em água. Assim, a moldagem deve ser em campo totalmente seco e o armazenamento, em ambiente sem umidade excessiva. Os poliéteres são fornecidos em consistências baixa, média e pesada, e os três sistemas de mistura descritos previamente estão disponíveis para os poliéteres. (MEZZOMO, 2006)

NOMES COMERCIAIS: *Impregum – F, Permadyne, Poligel NF* e outros.

3.4 Polissulfeto

O polissulfeto foi o primeiro elastômero que surgiu por volta de 1950, entusiasticamente recebido pelos dentistas pela sua estabilidade dimensional superior comparada à do hidrocolóide reversível. Está classificado como o material menos rígido dos elastômeros, por isso, é de fácil manuseio clínico. Sua alta resistência ao rasgamento e elasticidade o torna um excelente material para copiar limites de preparos intra-sulculares e ótima resistência ao peso do gesso, sem se deformar. A boa flexibilidade permite a remoção de áreas retentivas com o mínimo de esforço. Contudo, a mesma elasticidade que favorece a remoção pode significar deformação plástica com distorções severas. (MEZZOMO, 2006)

Em 1955, Skinner & Cooper já enfatizavam a importância da manipulação e de técnicas corretas na estabilidade dos polissulfetos, consideradas mais estáveis que os hidrocolóides.

A reação de presa inicia-se no começo da mistura e alcança sua velocidade máxima tão logo a espatulação se complete, nesse estágio, uma rede resiliente começa a se formar. Durante a presa final, um material com elasticidade e resistência adequadas é formado e pode ser removido prontamente de áreas retentivas. (PHILLIPS, 1998)

A reação de polimerização de polímeros de polissulfeto é exotérmica; a quantidade de calor gerada depende da quantidade total de material e da concentração de iniciadores.

A umidade e a temperatura exercem um efeito significativo no desenvolvimento da reação. Em particular, condições de calor e umidade aceleram a presa do material. (SKINNER & COOPER, 1955; PHILLIPS, 1998) Não é aconselhável modificar a proporção base/catalisador com esse objetivo. As propriedades elásticas podem ser alteradas. Cada pasta vem suprida em tubos com diâmetros diferentes, assim ao dispensá-las em comprimentos iguais obtém-se a correta proporção base/ catalisador. (MEZZOMO, 2006)

O subproduto gerado na reação de condensação é a água. Mesmo a perda de pequenas quantidades de água no material tem um efeito significativo na estabilidade dimensional do molde. (PHILLIPS, 1998) Devido a isso a estabilidade pode ser melhorada se seu tempo de permanência em boca for maior que o tempo de presa preconizado. O uso de moldeiras individuais que controlam a quantidade e uniformidade e espessura de material são fundamentais para o sucesso das impressões feitas com polissulfeto. É talvez o único elastômero radiopaco. A presença do enxofre como acelerador de reação confere um odor desagradável, e a do dióxido de chumbo requer alguns cuidados durante o manuseio. Evitar contato com as roupas, pois as manchas dificilmente são removidas. Evitar contato com olhos assim como a ingestão pelo paciente, devido à toxicidade do dióxido de chumbo. Comparativamente à silicona de adição e ao poliéter, sua estabilidade dimensional é menor. (MEZZOMO, 2006)

Trabalhos mais antigos como o de Skinner & Cooper de (1955), consideravam aceitável tempos de armazenagem para o polissulfeto até de 8 semanas, no entanto, alguns trabalhos posteriores já revelaram alterações significantes a partir da primeira meia hora e ainda segundo outros autores, essa alteração poderia ser clinicamente insignificante nas primeiras 24 horas como é o caso de Fairhurst et al. (1956) e Tjan et al. (1986).

NOMES COMERCIAIS: *Permalastic*, *Coe*, *Unilastic* e outros.

3.5 CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE OS ELASTÔMEROS

Em odontologia, o processo mais rotineiramente usado para se confeccionar uma peça protética fixa utiliza um troquel de gesso que foi obtido a partir de um molde de um dente preparado. O grau de adaptação da peça ao citado troquel sofre as influencias diretas, inclusive das propriedades do material de moldagem e da técnica utilizada para seu emprego. (MANTOVANI et al. 2004)

Um dos principais objetivos da prótese fixa é a execução de restaurações bem adaptadas ao preparo dental, principalmente na região cervical, evitando-se a infiltração marginal e prolongando-se a longevidade da prótese. Essa adaptação cervical depende de vários procedimentos clínicos e laboratoriais, dentre os quais a obtenção de modelos de trabalho com alto grau de fidelidade. (ELIZEU et al 2007).

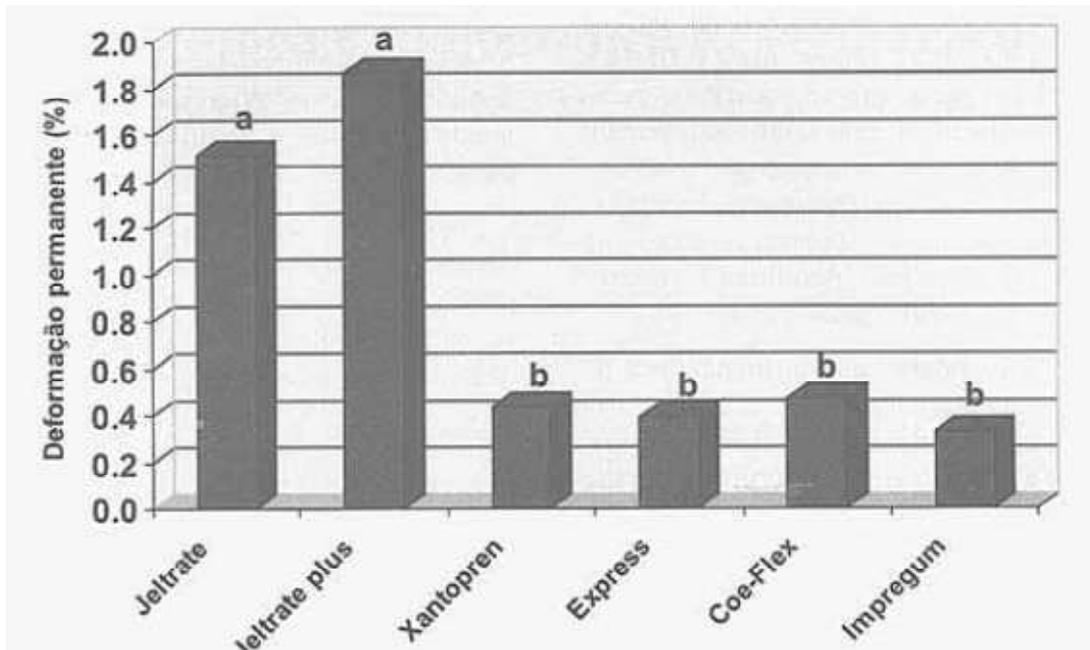
Em um estudo realizado por Elizeu et al. (2007), para a simulação dos afastamentos gengivais e das localizações da margem cervical do preparo dental, foram confeccionados seis padrões metálicos usinados em latão, representando um preparo para coroa total com a simulação de sulco gengival com 1.5mm de profundidade para todas as peças. Para atender aos objetivos propostos, três padrões metálicos receberam simulação de preparo cervical com 0.5mm intra-sulcular e afastamentos gengivais com 0.3, 0.5 e 0.8mm de largura respectivamente. Os outros três padrões metálicos foram usinados da mesma forma, sendo que a margem cervical foi colocada a 1.0mm intra-sulcularmente. Para realização das moldagens foram confeccionadas moldeiras especiais, usinadas em alumínio e, para equalizar a espessura do alívio (Eduardo et al, 1988), foram preparados casquetes em resina acrílica (Duralay®, Reliance Dental MFG Co., USA), com espessura uniforme de 1.0mm, sobre os respectivos modelos padrões metálicos. A técnica de moldagem utilizada foi a da dupla moldagem, e foram utilizados silicones tipo condensação (Optosil-Xantopren®, Kulzer), e silicone tipo adição (Express®, 3M). De cada padrão metálico com a condição experimental proposta foram obtidos cinco réplicas, resultando em sessenta corpos de prova, sendo trinta a partir das moldagens com silicones de condensação e trinta com silicones de adição. Utilizando-se um microscópio comparador, inicialmente, foram realizadas as medições dos padrões metálicos, tomando-se as dimensões de cervical a cervical, nas coordenadas x e y, tomando-se como referência marcações em 90° inseridas na porção oclusal do padrão metálico (grupo controle). Da mesma forma, foram realizadas as medições dos troquéis de gesso, 24 horas após a reação de presa do gesso. Para a análise de variância dos dados da mensuração dos corpos de prova, mostrando diferença estatisticamente significativa ao nível de 0,1% no fator principal localização de margem cervical e de 1% no de Material de Moldagem. O fator afastamento gengival e as interações entre os demais fatores não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Segundo o teste de Tuckey, comparando o desempenho dos dois tipos de material de moldagem com as duas localizações de margem cervical verificou-se a diferença estatisticamente significativa ao nível de 5%, quando comparados as duas localizações cervicais entre si, e os dois tipos de material de moldagem, ficando evidente que em dente com sulco gengival de 1,5mm de profundidade, a margem cervical com 1.0mm intra-sulcular

apresentou menor alteração dimensional do que o de 0.5mm. É possível observar também que entre os dois materiais de moldagens utilizados, o silicone de adição apresentou-se com maior fidelidade, principalmente no preparo mais profundo. Os autores concluíram que, os afastamentos gengivais de 0.3, 0.5, 0.8mm de largura não apresentaram alterações dimensionais estatisticamente significantes, a influência da localização da margem cervical do preparo foi estatisticamente significativa, sendo que, para uma mesma profundidade de sulco gengival, os preparos de 1.0mm intra-sulcular apresentaram menor alteração dimensional do que os de 0.5mm e a influência do material de moldagem foram estatisticamente significantes, sendo que o silicone de adição apresentou menor alteração dimensional do que o silicone de condensação.

Greco et al, (2009), em seu estudo, objetivou verificar as alterações dimensionais de modelos de gesso obtidos com moldagens com silicone de adição. Para o desenvolvimento deste trabalho, foi confeccionada uma matriz metálica, em Níquel-Cromo, composta pelos dentes 25, 26 e 27. Esta matriz foi obtida a partir da duplicação e fundição destes dentes e estruturas de suporte de um manequim odontológico. Com o objetivo de possibilitar a aferição dos modelos, a matriz metálica apresentava perfurações de referência, no terço médio das faces vestibular e palatina, do dente 26. A matriz metálica apresenta espessura vestibulo-palatina de 7,3 mm entre as perfurações de referência do dente 26. O silicone de adição selecionado para este trabalho foi o Express®, sendo que o material selecionado era composto pelo Express STD®, utilizado como material base e, o Express® tipo 7302 (3M ESPE) material de baixa viscosidade. A técnica selecionada para a obtenção dos moldes foi a moldagem de dois passos. Foram realizadas 60 moldagens parciais, com moldeiras de estoque metálicas perfuradas, que foram distribuídas em grupos. Os moldes foram vazados com 10g de gesso tipo IV Herostone® (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), conforme as orientações do fabricante. Após uma hora de presa do gesso, os modelos foram removidos das moldagens e identificados, nos grupos de 1 a 6 e, numerados de 1 a 10 em cada grupo. Com os modelos identificados, foram realizadas as aferições, baseadas nas perfurações de referência nas superfícies vestibular e lingual do dente 26, utilizando para tal um paquímetro digital. Os resultados obtidos com as aferições das dimensões dos 6 grupos, foi possível observar que existe regularidade de valores muito próxima entre os grupos. Quando se compara a média dos primeiros com a dos segundos vazamentos, encontrou-se a paridade de valores absoluta para os grupos 1, 3, 4 e 5, que registraram 7,2 mm de espessura. Para os grupos 2 e 6, observou-se que no primeiro vazamento, a média de ambos os grupos foi de 7,3mm e no segundo vazamento, a média deles ficou em 7,2mm. Esta diferença de 0,1mm entre as médias dos dois vazamentos dos grupos e 6, representa a alteração

dimensional de 1,36% entre o primeiro e o segundo vazamentos. Como a matriz metálica apresenta a espessura de 7,3mm, pode-se considerar que os primeiros vazamentos dos grupos 2 e 6 apresentaram as dimensões exatas da matriz metálica. A discrepância entre a matriz metálica e os primeiros vazamentos dos grupos 1, 3, 4 e 5, além dos segundos vazamentos de todos os grupos, apresentaram 1,36% de discrepância com a matriz. O material utilizado neste trabalho, o Express®, apresentou grande estabilidade dimensional. Em todas as situações propostas, as espessuras foram bastante semelhantes, desde os grupos que foram vazados imediatamente até os grupos que foram vazados com 21 dias desde a data da moldagem.

Um estudo realizado por Nunes et al, (1999), teve o propósito de avaliar a deformação permanente ocorrida em materiais de moldagem elastoméricos e alginatos, após aplicação e remoção de esforço compressivo. Foram utilizadas neste estudo quatro marcas comerciais de elastômeros e duas de alginatos, sendo eles: Jeltrate (alginato) - Dentsply Ind. e Comércio, Jeltrate plus (alginato "dust free") - Dentsply Ind. e Comércio, Xantopren (silicona por condensação) - Bayer Dental, Express (silicona por adição) - 3M ESPE, Coe-Flex (polissulfeto) - GC America INC., Impregum (poliéter) 3M ESPE. Para a confecção dos corpos de prova utilizou-se uma matriz plástica bipartida, contendo uma cavidade circular de 12,7 mm de diâmetro por 19,0 mm de altura. As cavidades foram preenchidas com cada tipo de material de moldagem, logo após a espatulação, com o auxílio de uma seringa para elastômeros. Após a presa do material de moldagem, o corpo-de-prova foi removido da matriz e levado a um aparelho para a medida da deformação permanente. Foram confeccionados dez corpos de prova para cada produto, totalizando sessenta. Os valores de deformação permanente obtidos foram submetidos à análise de variância e ao Teste de Tukey, ao nível de 5% de significância. Os materiais elastoméricos Coe-flex (0,47%), Xantopren (0,43%), Express (0,39%) e Impregum (0,33%) obtiveram médias de deformação permanente que não diferiram estatisticamente entre si, mas foram diferentes dos alginatos Jeltrate plus (1,87%) e Jeltrate (1,51%) com as mais altas médias de deformação permanente.



NUNES RS, SINHORETI MAC, CONSANI S, SOBRINHO LC, GOES MF.
 Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos. v2, n. 1, jan./jun., 1999

FIGURA 1- Ilustração gráfica dos valores médios de deformação permanente (%).

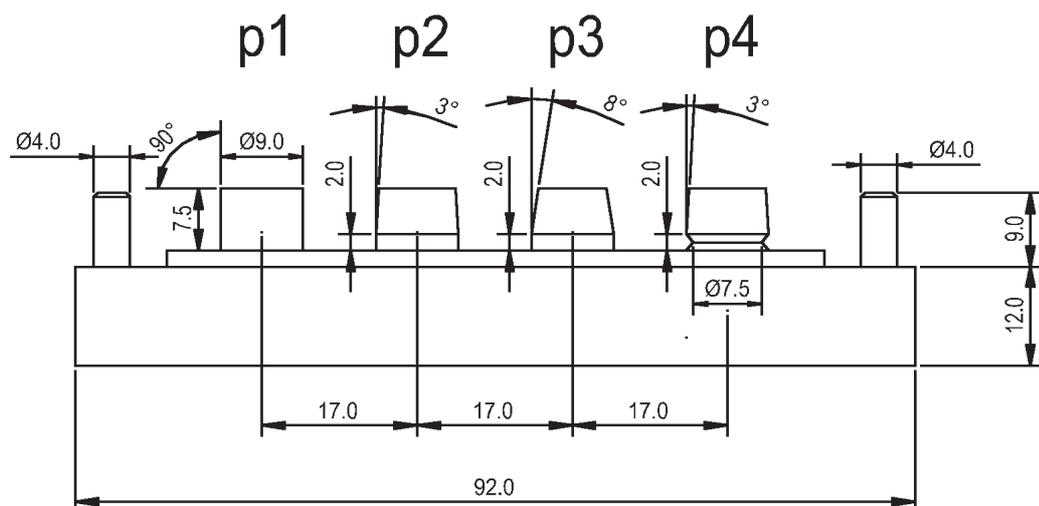
Neste estudo, observou-se que os alginatos apresentaram uma deformação permanente estatisticamente superior aos materiais elastoméricos. Embora não tenha havido diferença estatística nos valores de deformação permanente para os materiais elastoméricos, o material que mais se deformou numericamente foi o Coe-Flex (polissulfeto), seguido pelos materiais Xantopren (silicona de condensação), Express (silicona de adição) e Impregum (poliéter).

Existem vários fatores que influenciam a deformação permanente, dentre eles a estrutura do material, tempo de aplicação e magnitude da carga (quanto maior a carga, maior a deformação permanente, devido o rompimento das ligações cruzadas (HARRINGTON, 1989), espessura do material, ou seja, quanto maior a espessura do material, menor a deformação permanente (BLOMBERG et al. 1991) e, o tempo utilizado na remoção do molde da boca, que deve ser o menor possível, para que a deformação permanente seja a menor possível, especialmente para os polissulfetos que são os materiais que mais se deformam (INOUE, 1978).

Em 1979, Eames et al. testaram 34 materiais (entre poliéteres, silicones de condensação, silicone de adição e polissulfetos) para avaliar a precisão e estabilidade dimensional. Consideraram que os silicones de adição (na época um material novo) exibiram alterações dimensionais mínimas, podendo ser equiparados aos poliéteres.

Ciesco et al. (1981) avaliaram cinco elastômeros para a moldagem (dois polissulfetos, um silicone de condensação e um de adição e um poliéter) e duas técnicas de moldagem. A partir de um cilindro metálico, obtiveram moldes com uma moldeira individual, na qual aplicou-se adesivo. Os moldes foram avaliados nos tempos de 10 minutos, 1, 24, 48, 72 horas e uma semana. A conclusão foi de que o poliéter e a silicona de adição foram, respectivamente, os que apresentaram a maior precisão e estabilidade dimensional e que os resultados com moldeira individual e adesivo sempre foram superiores aqueles obtidos com o sistema sem moldeira.

Com o objetivo de avaliar a influência das características morfológicas da parede axial dos preparos em relação à alteração dimensional de um silicone polimerizado por reação de condensação convencional e outro de auto-mistura, Nishioka et al. 2004, foram utilizados silicones polimerizados por reação de condensação, sendo um de auto-mistura, Optosil/Xantopren Comfort (Heraeus-Kulzer) e outro convencional, Optosil/Xantopren VL (Heraeus-Kulzer), os quais foram manipulados de acordo com as instruções do fabricante, sempre pelo mesmo operador. Um modelo confeccionado em liga de alumínio, baseado no idealizado por Jonhson & Craig (1995) e modificado por Almeida (2001), serviu como padrão para as moldagens. Sua base apresenta dimensões de 92mm de comprimento x 25mm de largura x 12mm de altura. Acima desta base, um degrau originou uma plataforma de 2,0mm de altura, sobre a qual foram fixados quatro pilares cujas características estão representadas na Figura 1.



Nishioka RS, Landim KT, Mesquita AMM, Almeida EES, Balducci I - Cienc Odontol Bras 2004 jul./set.; 7 (3): 45-51

FIGURA 1 - Representação gráfica do modelo padrão (mm).

Os moldes foram obtidos com auxílio de moldeiras usinadas, individuais e perfuradas, de liga de alumínio. Orifícios laterais paralelos guiaram a trajetória de inserção e a espessura do material de moldagem, pelo encaixe aos pinos guia do modelo padrão. A técnica de moldagem empregada para os dois materiais em questão foi a do material em consistência densa e fluida, também denominada de técnica do reembasamento ou da moldagem em dois estágios. Casquetes metálicos, com 2,0mm de espessura, foram posicionados sobre os respectivos pilares do modelo padrão, para se obter um alívio padronizado. Decorrida 1 hora, os modelos obtidos foram separados do molde e enviados para mensuração. Os valores finais obtidos com a mensuração dos corpos de prova foram comparados com os do modelo padrão, de forma a obter os valores numéricos, em milímetros, das alterações dimensionais. Os valores foram submetidos aos testes de Kruskal-Wallis e de Dunn, sob nível de significância de 5%. Os valores da alteração dimensional dos corpos de prova, após distribuição aleatória, foram divididos em dois fatores de estudo, sendo as variáveis dependentes altura e largura dos pilares, analisadas separadamente por meio da estatística descritiva e inferencial. Para cada variável foram realizadas interações entre o material de moldagem utilizado e cada um dos quatro pilares dos corpos de prova, resultando num total de oito condições experimentais. Quando se analisou a alteração dimensional da altura dos pilares dos corpos de prova para as condições experimentais estudadas não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores medianos. A análise da largura dos pilares dos corpos de prova para as condições estudadas revelou diferença estatisticamente significativa entre os valores medianos das condições auto-mistura originaram modelos mais largos do que as condições convencional. A análise estatística dos resultados da largura dos pilares dos corpos de prova revelou modelos mais largos, tanto para os obtidos com o silicone convencional como o auto-mistura. Relacionando as diferentes características morfológicas axiais dos pilares dos corpos de prova e os materiais estudados, verificou-se diferença estatisticamente significativa entre os pilares com angulação de 16° e com sulco em forma de “v” dos corpos de prova obtidos a partir do silicone de auto-mistura e os pilares cilíndrico e com angulação de 6° obtidos a partir do silicone convencional. Sendo que do sistema auto-mistura apresentaram modelos mais largos que no método convencional.

Shiu (2000) verificou a estabilidade dimensional de dois silicões de condensação e dois de adição, confrontando as técnicas de dupla impressão e impressão simultânea. Para o silicone de adição Aquasil (Dentsply), a técnica de impressão simultânea foi melhor que a técnica de dupla impressão. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre as duas técnicas para o silicone de adição Express (3M).

Johnson, Craig (1986) testaram quatro silicones de adição e um de condensação com três técnicas de moldagem. Concluíram que as técnicas de dupla mistura e mistura única com moldeira individual produzem troqueis mais precisos dimensionalmente do que a técnica de dupla impressão com moldeira de estoque.

Nesse processo de obtenção de troqueis, são fatores altamente influentes o elastômero em si e a sua espessura dentro do casquete de moldagem. Marchese (1999) avaliou o poliéter Impregum® (ESPE), na espessura de 0,2 mm e obteve resultados excepcionalmente bons, nos quais o grau da adaptação da coroa padrão ficaram dentre os melhores resultados quando comparado a outras espessuras e técnicas.

Gomes de Sá et al. (2001), nesse mesmo método, analisou diferentes espessuras (0,2 mm, 0,5 mm e 1,0 mm) do Oranwash® dentro dos casquetes de moldagem e puderam comprovar melhores resultados de adaptação da coroa padrão para a espessura de 0,2 mm.

Gordon et al. (1990) avaliaram a precisão de reprodução de modelos de gesso obtidos a partir de moldeiras individuais fabricadas com resina acrílica, resina termoplástica e moldeiras de estoque plásticas. Estas apresentaram maior alteração dimensional do que as moldeiras individuais de resina acrílica ou de material termoplástico.

Eduardo, Matson (1996), analisando moldes feitos com silicona de adição e moldeira de estoque pelas técnicas de impressão única e dupla, obtiveram os melhores resultados quanto à fidelidade dimensional quando o material pesado não teve alívio ou quando o alívio foi uniforme até 1 mm. Segundo os autores, o material leve é apenas corretivo e em camadas superiores a 1 mm pode apresentar maiores alterações dimensionais (contrações).

Johnson, Craig (1985) estudaram a precisão de quatro elastômeros para moldagem, comparando três tempos de vazamento e a repetição do vazamento dos modelos. Verificaram que as siliconas de adição e condensação demonstraram ter a melhor recuperação elástica das áreas retentivas e a menor alteração dimensional entre o primeiro e o segundo vazamentos; a silicona de adição e o poliéter foram os menos afetados nos intervalos de 1, 4 e 24 horas para o vazamento dos modelos.

Valle et al. (2001) avaliaram o comportamento morfodimensional de seis silicones de adição, um poliéter, um polissulfeto, um silicone de condensação e um hidrocolóide irreversível, quando empregados em uma técnica de moldagem e transferência da posição de implantes dentais. A análise dos dados obtidos demonstrou que o silicone de adição President (Coltene, Suíça) apresentou a menor alteração dimensional e que todos os silicones de adição produziram modelos semelhantes, seguidos do poliéter, do polissulfeto, do silicone de condensação e do hidrocolóide irreversível.

Na prótese total, a obtenção da moldagem preliminar ou anatômica tem sido fruto de estudo e indicação de inúmeros materiais na tentativa de se conseguir um molde preciso. (MACHADO, 2003)

Ao longo do tempo, inúmeras técnicas de moldagem para prótese total têm sido descritas. Cada uma sugere um tipo de material. Um dos primeiros materiais utilizados foi a cera, em 1844, e logo depois a guta-percha, em 1848 (ZINNER, SHERMAN 1981). Muitos materiais sucederam estes na tentativa de obter moldagens precisas e confiáveis.

A godiva, utilizada para essa finalidade, foi introduzida em 1907 (CALISSON et al. 1986) e, desde então, tem sido largamente utilizada. Já o hidrocolóide irreversível ou alginato tornou-se logo muito popular, devido a sua facilidade de utilização. Em 1991, Eduardo et al. sugeriram a técnica de dupla moldagem, na qual se utiliza a godiva em placas para individualização da moldeira de estoque e um material de alto escoamento, como alginato, pasta zincoeugenólica ou silicone, como um material complementar, obtendo-se assim um molde equalizado.

Machado et al. (2003) apresentam uma modificação da técnica de dupla moldagem, utilizando agora silicone de condensação pesado como material fundamental em substituição à godiva, e o silicone leve como material complementar, em substituição a pasta zincoenólica ou ao alginato. Essa técnica apresenta a vantagem de não utilizar aparelhos plastificadores de godiva, que representam riscos à biossegurança, uma vez que sua esterilização completa é impossível. Outra vantagem está no fato de a moldagem ser mais indicada para casos mais retentivos, por serem materiais elásticos. A desvantagem da técnica é que o silicone pesado não pode ser reaproveitado em caso de erro ou dúvida o que é permitido com a godiva. Do ponto de vista técnico, os autores revelam que esse procedimento mostrou-se válido, apresentando resultados semelhantes aos que vinham sendo obtidos pela técnica original.

4 DISCUSSÃO

Ao longo dos anos, uma variedade de materiais e técnicas de moldagens têm sido desenvolvidas a fim de obter perfeita reprodução de detalhes da cavidade bucal. Inicialmente, os materiais rígidos ou anelásticos, como o gesso e a pasta de óxido de zinco e eugenol, eram utilizados para moldagens de tecidos duros e moles. O problema é que esses materiais anelásticos não podem ser removidos de áreas retentivas sem fraturar ou distorcer o molde (Anusavice, 2005). Sendo assim, os materiais de moldagem elásticos, como os hidrocolóides, foram introduzidos para substituir os anelásticos na moldagem de

tecidos duros, uma vez que a deformação elástica permite que os mesmos sejam ligeiramente comprimidos ou esticados sem que ocorra deformação permanente.

A escolha do material pode ficar restringida para a situação que vai ser utilizada, mas quando pensamos na técnica que vai ser utilizada para o caso, a escolha do material pode ficar mais ampla. Alguns materiais não desempenham bons papéis em moldagens amplas, mas em situações que se faz uso de uma moldeira individual ou ainda um casquete de moldagem, por exemplo, apresentam bons resultados. Os materiais que apresentaram menor deformação permanente são as siliconas por adição e o poliéter de acordo com Harrington et al. , Yeh et al., Craig & Sun, Ciesco et al., e Valle et al. Apesar das siliconas por condensação e dos polissulfetos apresentarem maior taxa de deformação permanente, esta ocorrência é considerada clinicamente aceitável (KALOYANNIDES, 1974) permitindo o seu uso nas moldagens odontológicas. Cabe então ao profissional tendo o conhecimento dessa informação, selecionar a melhor técnica para esse material a fim de diminuir essa deficiência e minimizar ao máximo as distorções.

Em uma comparação realizada entre os elastômeros, o material que se destaca com maiores e melhores características é o silicone de adição seguida do poliéter como comprovado em estudos realizados por Eames et al. (1979), Ciesco et al. (1981) e Pratten, Craig (1989), porém, uma desvantagem dos moldes de silicone de adição é sua hidrofobicidade inerente. Para melhorar a superfície do molde, a utilização de um redutor de tensão superficial é adicionado à pasta para permitir melhor escoamento do material nos tecidos moles, bem como melhor escoamento do gesso vazado foi usado por Anusavice (1998). O vazamento do molde é facilitado por que o gesso tem melhor afinidade com superfícies hidrofílicas.

Considerando apenas fenômenos envolvidos até a fase de obtenção do molde, é possível prever, por análise racional, que a utilização de diferentes técnicas de moldagem conduzirá a obtenção de moldes de diferentes dimensões. Tal hipótese ficou claramente confirmada nos trabalhos de Marchese (1999) em que um mesmo elastômero conduziu a obtenção de troqueis com diferenças morfodimensionais estatisticamente significantes quando empregadas diferentes técnicas de moldagem. Para as técnicas a serem utilizadas com elastômeros, se destacam aquelas em que são empregadas moldeiras individuais, quando o caso de moldagens mais amplas e, aquela em que é utilizado um casquete de moldagem para casos de prótese fixa com moldagem de elementos individualizados tem a vantagem de a camada do material de moldagem ser menor e mais homogênea em todos os seus pontos, o que teoricamente conduziria a obtenção de moldes mais fiéis e, conseqüentemente, de troqueis igualmente mais exatos de acordo com Mantovani et al.

(2004). Nesse quesito de técnica de moldagem, quando comparadas as técnicas de moldagens de dupla impressão e de impressão única ou simultânea se sobressaiu a de dupla impressão com resultados superiores e distorções reduzidas em acordo com Anusavice (1998), mas em estudos realizados por Shiu (2000) e Sansiviero et al. (2001) não encontraram diferença estatisticamente significativa nessa comparação, porém nesses estudos foram comparados somente silicones de adição que por sua vez são materiais muito estáveis dimensionalmente o que não se aplicaria para todos os materiais os resultados obtidos.

Outro fator que deve ser ressaltado é o afastamento gengival, para que os materiais de moldagem elastoméricos que possam copiar completamente o preparo dental, este é um fator de extrema importância para que a moldagem seja realizada corretamente, o que fica constatado no trabalho de Reiman et al. (1976) e que simulações realizadas por Laufer et al. (1994 e 1996), mostraram que os afastamentos menores que 0,2mm de largura apresentaram rasgamento e distorções e que as larguras maiores não apresentaram esses problemas, mesmo com a utilização de diferentes tipos de materiais de moldagem, o que entra em acordo com o estudo de Elizeu (2007) que diz ainda que, além da largura do afastamento gengival, outro fator a ser considerado é a localização da linha de terminação do preparo dental, que não deve exceder 0,5mm intra-sulcular. Fatores estéticos, cárie intra-sulcular, abrasão, fratura, preparo coronário com pouca retenção requerem, freqüentemente, a extensão intra-sulcular da terminação cervical do preparo dental, tendo um cuidado especial com o espaço biológico, para que não haja prejuízo na adaptação e do perfil de emergência.

Um fator influente nesse processo de obtenção de um modelo fiel é o gesso utilizado na confecção do troquel. Como citado anteriormente a Silicona de adição é um material que apresenta uma hidrofobicidade alta, por isso para seu vazamento a utilização de um redutor de tensão superficial se faz necessário. Para Shilinburg et al (1998) e Anusavice (1998), a facilidade de vazamento com gesso varia muito e é possível classificar os materiais de moldagem como facilmente impregnáveis pela umidade do gesso (hidrófilos) e os que resistem a essa umidade (hidrofóbicos). O polissulfeto e o silicone de condensação são os mais hidrofóbicos.

Por fim, de acordo com Alberts (1990), considerando a importância dos materiais para moldagem e modelos, qualquer que seja o tipo de prática odontológica, seria conveniente avaliar as propriedades físicas, técnicas utilizadas, custo e disponibilidade no mercado. Além disso, a habilidade e a preferência pessoal do profissional também são fatores importantes no momento da escolha, considerando que a obtenção de resultado

excelente estaria mais na dependência da habilidade do profissional, do que necessariamente do material utilizado. Ainda, segundo Garcia et al. (2006), uma combinação entre cuidado com a técnica mantendo uma precisão nos moldes obtidos, reproduzindo adequadamente dentes e estruturas acessórias, uma seleção conveniente para cada caso e ainda a seleção de moldeiras adequadas para cada situação clínica é de fundamental importância para que se tenha o máximo de precisão nas moldagem e conseqüentemente nos modelos obtidos.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após a análise da literatura, considera-se que:

1. Como aplicar:

Para moldagens em prótese parcial fixa os melhores resultados ficaram com a moldagem com casquete com o material de moldagem na espessura de 0,2 mm interiormente, com preferência a silicone de adição como material. Em casos de moldagens mais amplas os melhores resultados ficaram para moldagem com moldeiras individuais e dependendo do material empregado, a técnica de dupla moldagem se sobressaiu a de impressão única ou simultânea (para os silicones de adição essa diferença não foi estatisticamente significativa nos estudos encontrados). Para a moldagem em prótese total fica como uma técnica acessória para casos de pacientes com rebordos extremamente flácidos, grande reabsorção alveolar com fibromucosa sem suporte ósseo em região de zona principal de suporte a moldagem em dupla impressão equalizada em silicone, um poliéter ou ainda um polissulfeto (mercaptana), objetivando minimizar a deformação desses tecidos que apresentam baixa tonicidade e resiliência.

2. Quando aplicar:

Quando o profissional conciliar a situação adequada com a técnica e o material melhor indicado.

3. Onde aplicar:

As moldagens com elastômeros podem ser empregadas tanto para próteses fixas, para moldagens tanto de casos amplos como para unitários, para alguns casos de próteses totais, moldagens de placas mio-relaxantes, moldagem de restaurações indiretas, moldagens de próteses sobre implantes

Não se trata apenas de uma questão de melhor material. Se a técnica adequada não for bem empregada para o caso, mesmo com um material de ótima reprodução e confiável não será suficiente para uma moldagem ideal.

REFERÊNCIAS

- ALBERS HF. Impressions. A text for selection of materials and techniques. **Santa Rosa: Alto Books**;1990; 2: 25-40.
- ALMEIDA EES. Estudo da alteração dimensional em silicones para moldagem polimerizados por reação de condensação. São José dos Campos; 2001. [**Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP**].
- ANUSAVICE KJ. Materiais de moldagem elastoméricos não-aquosos. In: **Materiais dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan;1998. p.83-106
- BLOMBERG, P.A.H. et al. **Some parameters for testing deformation of elastomeric impression materials**. Aust.Dent.J.,v.37,n.4,p.271-6,1992.
- BRADEN M. **Dimensional stability of condensation silicone rubbers**. Biomaterials 1992 May; 13 (5): 333-6.
- BROWN D. **Factors affecting the dimensional stability of elastic impression materials**. J Dent. 1973; 1(6): 265-74.
- CHONG YH, Soh G, Lim KC, Teo CS. **Porosities in five automixed addition silicone elastomers**. Oper Dent 1991 May/June; 16 (3):96-100.
- CIESCO JN et al. **Comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics**. J Prosthet Dent 1981; 45(1):89-94.
- CRAIG RG, O'brien WI, Powers JM. Materiais para moldagem In: Franco KD, Consani S, Ruhnke LA Trad. **Materiais dentários: propriedades e manipulação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan;1983. p.98-130.
- CRAIG RG. **Evaluation of an automatic mixing system for na addition silicone impression material**. J Am Dent Assoc 1985 Feb.;110 (2): 213-5.
- CRAIG RG, Urquiola NJ, Liu CC. **Comparison of commercial elastomeric impression materials**. Oper Dent. 1990; 15(3): 94-104.
- CRAIG, R.G. **Restorative dental rmaterials**. 9. ed., St. Louis: M os-' by, 1993.298p.
- CRAIG, R.G., SUN, Z. **Trends in elastomeric impression materials**. Oper Dent.,v.19,p.138-45,1994.
- EAMES WB, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB. **Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials**. J Prost Dent. 1979; 42(2): 159-62.
- EDUARDO CP, Matson E. **Moldagem em prótese unitária**. São Paulo: Santos 1996. p. 40-78
- GARCIA Lda FR et al. **Análise crítica dos fatores que influenciam a precisão de moldagens com elastômeros**. Clin. Pesq. Odontol., Curitiba, v.2, n.5/6, p. 387-391, jul./dez. 2006

GIORDANO II R. **Impression materials: basic properties.** Gen Dent 2000 Sept./Oct.; 48 (5): 510-6.

GOMES DE SÁ AT, Freitas CA, Marchese MP. **Fidelidade de troques de gesso, obtidos a partir de moldes de um tipo de silicóna de condensação com 3 diferentes espessuras, utilizando casquetes de resina acrílica.** Rev Fac Odontol Lins 2001; 13(2):64-8

GORDON GE et al. **The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials.** J Prosthet Dent 1990; 63(1): 12-5.

GRECO GD et al. **Análise das alterações dimensionais de modelos de gesso obtidos com silicóna de adição em múltiplos vazamentos.** Arq bras odontol 2009; 5(2):53-57

HARRINGTON, E., Jam ANI, K.D., Wilson, H.J. **The determination of elastic recovery of impression materials at the setting time.** J. Oral Rehabil..v.16,p.89-100,1989.

HERBERT T. et al **Fundamentals of Fixed Prosthodontics.** 3ª Edição, 1998.

HORSTED-BINDSLEY P(Ed), Mjor IA(Ed). **Restaurações fundidas.** In: Monteiro Júnior S, Baratieri LN, Andrada MAC. Trad. Dentística operatória moderna. São Paulo: Ed. Santos; 1993 p.249-56.

INOUE, K., Wilson. H. J. **Viscoelastic properties of elastomeric impressiw materials.** J.OralRehabil.v.15,p.323-7,1978.

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

JOHNSON GH, Craig RG. **Accuracy of addition silicones as a function of technique.** J Prosthet Dent 1986: 55(2); 197-203.

KALOYANNIDES,T.M **.Mixtures of elastomer impression materials of the sam e group 11: Permanent deformation.** J. Dent. Res., v.53.n.6,p.1491-4.1974.

LACY AM, Fukui H, Bellman T, Jendesen MD. **Time dependent accuracy of elastomer impression materials. Polyether, polysulphides and polyvinylsiloxane.** J Prosth Dent, 1981; 45(3): 329-33.

LACY AM, Bellman t, Fukui H, Jendresen MD. **Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part I: condensation silicones.** J Prosthet Dent 1981 Feb.; 45 (2): 209-15.

LAUFER B, Baharav H, Cardash HS. **The linear accuracy of impressions and stone dies as affected by the thickness of the impression margin.** Prosthodont 1994:7(3):247-52.

MACHADO M de S e S, Eduardo JV de P, Guariglia ACAP. **Moldagem anatômica em prótese total: modificação de técnica.** PCL. 2003; 5(28):467-74.

MANTOVANI R da S et al. **Fidelidade morfodimensional de troqueis de dois gessos tipo IV obtidos a partir de silicóna de condensação pela técnica do casquete.** RPG Ver Pós Grad 2004; 11(1):7-14

MARCHESE MP. **Fidelidade de troqueis de gesso, obtidos a partir de moldagens de vários elastômeros, através de duas diferentes técnicas de moldagem** [Tese de Doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

McCABE JF. **Elastic impression materials: synthetic elastomers.** In: **Applied dental materials.** London: Blackwell Scientific Publications, 1992 p.122-9.

MEZZOMO, E. **Reabilitação Oral Contemporânea.** Editora Santos, 2006.

NISHIOKA RS, Almeida EES, Andreatta Filho OD, Balducci I. **Avaliação da alteração dimensional entre um silicone de polimerização por adição e outro por condensação.** Ren Odontol Unesp 2000 jan./dez.; 29 (1/2): 93-104.

NUNES, R.S. et al. **Evaluation of the permanent deformation in elastomeric and hydrocolloidal impression materials.** *Pós-Grad. Rev. Fac Odontol. São José dos Campos*, v.2, n.1, p.15-9, jan./jun., 1999.

PHILIPS – **Science of Dental Materials.** 10th edition. Guanabara Koogan, 1998.

REIMAN MB. **Exposure of subgingival margins by nonsurgical gingival displacement.** *J Prosthet Dent* 1976;36(6):649-54.

ROBERT G.; John M. **Materiais Dentários Restauradores.** 11^o Edição. Santos Editora, 2004.

SHILINBURG HT et al. **Fundamentos de prótese fixa.** 3^a Ed. São Paulo: Quintessence; 1998. P. 229-51.

SHIU P. **Contribuição ao estudo da fidelidade dimensional de siliconas de adição e condensação e das técnicas de impressão simultânea e dupla impressão** [Dissertação de Mestrado]. Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo; 2000. 88p.

TJAN AHL, Whang SB, Tjan AH, Sarkissian R. **Clinically oriented evaluation of the accuracy of commonly used impression material.** *J Prosthet Dent* 1986 July; 56 (1): 4-8.

VALLE AL et al. **Avaliação do comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais.** *Rev Fac Odontol Bauru* 2001; 91(1-2): 41-8.

VIEIRA, D **Bases para a aplicação racional dos materiais odontológicos.** 2 ed. Atualizada. São Paulo, Atheneu, Ed. Da Universidade de São Paulo, 1976.

YEH. C.L.. POWERS, J.M., CRAIG. R.G. **Properties of addition type silicone impression materials.** *J.Am.Dent. Assoc.*,v.101,p.482-4.1980.

WILLIAN, J. R., CRAIG, R. G. **Physical properties of addition silicones as a function of composition.** *J.OralRehabil.*,v.15,p.639-50.1988.

