

Fabiana Santos Gonçalves

**Influência do tipo de material de moldagem e do
tempo para vazamento do molde na estabilidade
dimensional dos modelos de gesso**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, para obtenção de Título de
Mestre em Odontologia, Área de
Concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia
2008

Fabiana Santos Gonçalves

**Influência do tipo de material de moldagem e do
tempo para vazamento do molde na estabilidade
dimensional dos modelos de gesso**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, para obtenção de Título de
Mestre em Odontologia, Área de
Concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Prof. Dr. Lawrence Gonzaga Lopes

Prof. Dr^a. Marlete Ribeiro da Silva

Uberlândia

2008

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

- G635i Gonçalves, Fabiana Santos, 1978-
 Influência do tipo de material de moldagem e do tempo para vazamento do molde na estabilidade dimensional dos modelos de gesso /
 Fabiana Santos Gonçalves - 2008.
 100 f. : il.
- Orientador: Adérito Soares da Mota.
 Co-orientador: Carlos José Soares.
 Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
 Inclui bibliografia.
1. Materiais dentários - Teses. 2. Moldagem dentária - Teses. I. Mota, Adérito Soares da. II. Soares, Carlos José. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 615.46



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA -MG – 38400-902
(0XX) 034 –3218-2550

RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA PROVA DEFESA DE MESTRADO DA CD FABIANA SANTOS GONÇALVES, DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às quatorze horas do vinte de fevereiro do ano de dois mil e oito, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação desta Faculdade, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pela candidata, FABIANA SANTOS GONÇALVES, com o título: *Influência do tipo de material de moldagem e do tempo para vazamento do molde na alteração dimensional dos modelos de gesso*. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador expressou o seu julgamento em sessão secreta e exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia 20 de fevereiro de 2008



Prof. Dr. Adérito Soares da Mota
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

APROVADA A

Aprovado/Reprovado/Conceito



Prof. Dra. Marlete Ribeiro da Silva
Titulação: Doutora
Universidade Federal de Uberlândia. - UFU

Aprovada A

Aprovado/Reprovado/Conceito



Prof. Dr. Lawrence Gonzaga Lopes
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Goiás – UFGO

APROVADA A

Aprovado/Reprovado/Conceito

Dedicatória

`A Deus,

pela força interior que me faz vencer todos os obstáculos e seguir no caminho do bem.

Pela bondade, carinho, justiça e por sempre colocar em meu caminho pessoas especiais para auxiliar em meu crescimento aqui na Terra, na tentativa de ser uma pessoa melhor e, um dia, poder retribuir Seu amor infinito.

Aos meus Pais,

Tereza e Davenir,

pelos ensinamentos de vida, por sonharem e viverem comigo cada uma das conquistas e, principalmente, por estarem de braços abertos quando as pedras cruzaram o meu caminho.

Sei que essa é só mais uma etapa, mas sei também que onde quer que a vida me leve vocês estarão orando e guiando meus passos, pois como vocês sempre dizem a minha felicidade e a dos meus irmãos é que deixa vocês felizes e tranquilos para continuarem a lutar.

Obrigada pelas lições de respeito ao próximo, pela humildade, pelo incentivo, pelo exemplo a ser seguido e, principalmente, pela paciência.

Aos meus irmãos,

Brunno e Flávio,

pela tolerância, paciência e por terem cedido o tempo e seus conhecimentos para me ajudar a concretizar esse sonho.

Pela proteção, carinho e incentivo.

À minha gêmea querida,

Tati,

pela oportunidade de dividir sempre com você todos os momentos.

Faltam palavras para dizer o quanto você é importante e essencial.

Acho que só os gêmeos sabem o quanto é linda essa

união e o quanto torcemos uma pela outra.

Que a vida nunca nos separe e que sua alegria de viver esteja sempre comigo.

Obrigada pelo carinho, pela confiança, pelos segredos compartilhados,

por esse sorriso lindo e por dividir comigo mais essa conquista.

Ao meu amor Flávio,

pelo carinho, cuidado, paciência, proteção e

pelo incentivo mesmo a distância.

Nossa história começou junto com o mestrado e você me

acompanhou em todos os momentos durante o curso,

dando força e torcendo para que tudo desse certo.

Chegamos ao fim juntos e nem a distância, nem

a minha ausência abalaram o sentimento que nos une.

Muito obrigada por tudo e que o Papai do Céu continue nos abençoando.

Agradecimentos

Ao meu orientador,

Professor Adérito,

pela oportunidade de seguir a área acadêmica.
pelos ensinamentos durante a especialização,
pela paciência, apoio e incentivo durante o mestrado.

Ao meu co-orientador,

Professos Carlos José Soares,

por me auxiliar no crescimento profissional,
pelo tempo cedido para as correções do trabalho,
por fazer da pós-graduação seu ideal, com luta e
dinamismo para o crescimento do curso e, principalmente,
pela oportunidade de fazer parte da história desse curso.

Ao Professor Hugo Lemes Carlo,

referencial de competência e humildade.
Obrigada pelo carinho, orientação, incentivo, paciência
e por todos os ensinamentos.

Ao Professor Alfredo Júlio Fernandes Neto,

pelo dinamismo, empenho em ensinar, referencial de conhecimento
e pelo exemplo de educador a ser seguido.

Ao Professor Flávio Domingues das Neves,

por ter despertado o gosto pela educação durante os estágios e monitorias,
pela competência, profissionalismo e por sua dedicação à escola.

**Aos professores: Andréa Gomes de Oliveira, Célio Jesus do Prado,
Márcio Magno Costa, Marlete Ribeiro da Silva, Paulo Sérgio Quagliatto,
Roberto Elias Campos, Rodrigo Borges Fonseca,**
pela amizade e pela disponibilidade em ajudar.

Aos amigos e colaboradores,
Ana Cláudia de Souza, Danilo Rocha Dias, Jaqueline Alves Almeida,
Veridiana Rezende de Novaes e Lucas Zago Naves,
pelo tempo cedido, pelo apoio e por terem me ajudado
durante a execução do projeto de pesquisa.
O apoio de vocês foi fundamental para a realização do trabalho.
Muito obrigada.

Aos meus colegas de trabalho, Professores Francisco J. G. de Freitas,
Paulo César Simamoto Jr, Terezinha Rezende C. de Oliveira
e Sheila Rodrigues Sousa Porta,
pela grande oportunidade da minha vida.
Este foi o ano de maior crescimento profissional e da primeira experiência na
área da educação graças à confiança de vocês.
Muito obrigada.

À minhas amigas e primas,
especialmente, Ana Carolina, Analice, Ana Paula, Jaqueline,
Josiene, Juliana, Lorraine, Luciana, Michelle, Paula Maria, Tays, Vanessa,
minhas irmãs de coração, sempre me ouvindo e incentivando.

A todos os amigos da Graduação,
por fazerem parte da minha história com a Odontologia.

Aos amigos da pós-graduação,
Ana Cláudia, Arnaldo, Bruna, Carol, Charles, Daniella, Fabiane, Fernanda,
Francielle, Itamar, Lara, Lia, Liliane, Ludmila, Marcelo, Michele, Murilo,
Natércia, Paulinne, Paulo César, Paulo Vinícius, Priscila, Rafael .

Aos alunos da graduação e da Escola Técnica de Saúde,
pela oportunidade de compartilhar o aprendizado e pela amizade.

**Aos funcionários da Faculdade de Odontologia e
da Escola Técnica de Saúde,**
Abigail, Alcione, Juliana, Leonice, Susi, Wilton, Zélia
por oferecerem toda a infra-estrutura para a realização do trabalho.

À Universidade Federal de Uberlândia – Faculdade de Odontologia,
instituição acolhedora que permitiu a minha formação profissional.

À FAPEMIG,
pelo suporte financeiro utilizado nesse projeto.

À Escola Técnica de Saúde – Curso Técnico em Prótese Dentária,
pelo espaço cedido para a realização do trabalho.

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP,
Especialmente ao Laboratório de Materiais Dentários,
pela recepção e por permitir a realização dos testes experimentais.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	12
RESUMO	14
ABSTRACT	16
1. INTRODUÇÃO	18
2. REVISÃO DA LITERATURA	22
3. PROPOSIÇÃO	54
4. MATERIAIS E MÉTODOS	56
4.1. Modelo Mestre	56
4.2. Moldagem e obtenção das amostras	60
4.3. Mensuração dos modelos	66
4.4. Análise estatística	68
5. RESULTADOS	70
5.1. Avaliação do comportamento dimensional nos modelos de gesso relativa à distância MD (mésio/distal do pré-molar)	71
5.2. Avaliação do comportamento dimensional nos modelos de gesso relativa à distância VP (vestíbulo/palatina do pré-molar)	73
5.3. Avaliação do comportamento dimensional nos modelos de gesso relativa à distância CO (cérvico/oclusal do pré-molar)	75
5.4. Avaliação do comportamento dimensional nos modelos de gesso relativa à distância Int (interpilar)	77
6. DISCUSSÃO	80
7. CONCLUSÕES	89
REFERÊNCIAS	91
ANEXO 1	99
ANEXO 2	100

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

µm – micrômetro
mm – milímetro
g – grama
ml - mililitro
s - segundo
min – minuto
h – hora
nº - número
% - por cento
º C – graus Celsius
º F – graus Fahrenheit
MOD – méso-ocluso-distal
MODVL – méso-ocluso-distal-vestíbulo-lingual
ADA – American Dental Association
UFU – Universidade Federal de Uberlândia
PER – Permlastic
IM – Impregum
ZE/OR - Zetaplus/Oranwash
AD – Adsil
MD - méso/distal
VP - vestíbulo/palatina
CO - cérvico/oclusal
Int - interpilar

Resumo

RESUMO

O aumento no tempo decorrido entre o ato de moldagem e o vazamento do molde nos moldes de elastômeros pode ser causa de alterações dimensionais dos modelos de trabalho, com consequente má adaptação das restaurações protéticas. Este trabalho se propôs a avaliar, "in-vitro", a influência de diferentes materiais elastoméricos e do tempo decorrido para vazamento do molde na alteração dimensional linear dos modelos, por meio de um método que simula as condições encontradas na prática clínica. Quatro materiais elastoméricos, polissulfeto (Permlastic), poliéter (Impregum F), silicone por condensação (Zetaplus/Oranwash) e silicone por adição (Adsil), foram utilizados para reproduzir um modelo do arco superior humano, onde 1 molar e 1 pré-molar receberam preparos cavitários para confecção de prótese fixa. Foram estabelecidos 6 pontos de referência em cada dente e a partir desses pontos analisadas 4 distâncias: méso/distal (MD), vestibulo/palatina (VP), cérvico/oclusal (CO) do pré-molar e, distância interpilar (Int) entre a distal do pré-molar e mesial do molar. Foram obtidos 120 moldes (n=10) pela técnica de reembasamento, armazenados pelos tempos de 30min, 2h e 12h e vazados com gesso tipo IV. As medidas nos modelos foram avaliadas por três examinadores em microscópio comparador. Os dados obtidos para as distâncias VP, CO e Int foram submetidos à análise de variância fatorial (4x3) e teste de Tukey. Já os dados obtidos para a distância MD foram submetidos aos testes não paramétricos Kruskal-Wallis e teste de Dunn. Para todos os testes foi utilizado o nível de confiança 5% ($\alpha=.05$). A interação material x tempo de armazenagem apresentou-se estatisticamente significativa ($p<0.05$) para as distâncias VP e CO. Quando avaliados para o mesmo tempo, os materiais apresentaram alterações dimensionais estatisticamente significantes entre si. O tempo de armazenamento do molde influenciou na fidelidade dimensional dos modelos. Os diferentes materiais apresentaram diferentes comportamentos dimensionais quando avaliados em um mesmo período de tempo. O tempo decorrido entre a moldagem e a obtenção do modelo de gesso não deve ser negligenciado pelo cirurgião dentista.

Palavras-Chave: Materiais de Moldagem, Elastômeros, alteração Dimensional

Abstract

ABSTRACT

A delay in pouring elastomeric impressions may be the cause of cast dimensional alterations, resulting in a bad adaptation of the restorative prosthetic. This study aims to evaluate, "in-vitro", the influence of different elastomeric materials and the time passed to pour the cast on its dimensional alteration, by means of a method which simulates the conditions found in the clinical practice. Four elastomers, polysulphide (Permlastic), polyether (Impregum F), condensation silicone (Zetaplus/Oranwash) and addition silicone (Adsil), were used to reproduce an upper cast in which a molar and premolar were previously prepared to receive a fixed prosthesis. Six reference points were established on each tooth and four distances between these points were analysed: mesiodistal (MD), vestibulopalatine (VP), cervicoocclusal (CO) premolar and interdental (Int) distance, between the distal of the premolar and the mesial of the molar. Were obtained 120 impressions (n=10) by the relining technique, stored for 30min, 2h and 12h and poured with type IV gypsum. The measurements were evaluated by three examiners by using a measuring microscope. The data obtained for the VP, CO and Int distances were subjected to variance analysis (4x3) and Tukey test. The data obtained for the MD distance were subjected to non-parametric tests Kuskal-Wallis and Dunn. For all the tests, a 5% reliance level was used. The interaction material x storage time was statistically significant ($p < 0.05$) for the VP and /co distances. When evaluated for the same time, the materials showed statistically significant dimensional alterations between themselves. The time gone between the impression and the cast pouring influenced on its dimensional accuracy. The various materials presented different dimensional behaviours when evaluated at the same period of time. The time gone between the impression and the cast pouring mustn't be neglected by the dentist.

Keywords: Impression Materials, Elastomers, Dimensional Alteration

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

A odontologia restauradora moderna conta com grande quantidade de materiais de moldagem nas diversas aplicações clínicas (Donovan *et al.*, 2004). Os primeiros materiais de moldagem a apresentarem resultados de comprovada aceitação clínica foram os elastômeros, sendo os primeiros relatos de uso dos polissulfetos apresentados na década de 50. Ainda nesta época, surgiram os silicones e, somente 10 anos depois, apareceram os materiais à base de poliéter. O surgimento desses novos materiais de moldagem possibilitou a redução do tempo de trabalho e maior fidelidade na reprodução de detalhes (Shillinburg *et al.*, 1997).

A diversidade de materiais e técnicas utilizadas na confecção da prótese dentária pode confundir o cirurgião dentista na escolha da conduta ideal. A seleção do material deve buscar propriedades biológicas e físico-químicas ideais, capaz de reproduzir com precisão os preparos cavitários. Entretanto, a maioria dos moldes para próteses fixas convencionais enviados aos laboratórios comerciais são deficientes em algum aspecto (Christensen, 1997; Winstanley *et al.*, 1997). Das propriedades físicas que podem afetar a adaptação e a retenção das próteses dentárias, a alteração dimensional do material de moldagem é considerada a mais influente (Sewer *et al.*, 1974; Boulton *et al.*, 1996; Shah *et al.*, 2004) e deve ser levada em consideração para alcançar procedimento restaurador satisfatório (Shillinburg *et al.*, 1997). Apesar do considerável número de pesquisas sobre o comportamento dimensional dos vários materiais de moldagem, poucos estudos abrangem as diversas variáveis existentes na situação clínica diária, tais como a influência da umidade (Kanehira *et al.*, 2006), o intervalo de tempo desde o proporcionamento e manipulação do material até a confecção do modelo de gesso e a espessura do material de moldagem empregado (Podschadley *et al.*, 1971). Alguns autores verificaram que os materiais de moldagem possuem, inevitavelmente, certo grau de contração na mudança de temperatura da cavidade oral para o ambiente externo, devido ao coeficiente de expansão

térmica linear desses materiais (Brown, 1973; Hosoda & Fusayama, 1961; Corso *et al.*, 1998) Além disso, o material sofre contração de polimerização durante a presa, podendo conduzir a alteração volumétrica do mesmo. Essa alteração volumétrica está relacionada com a influência da moldeira utilizada, do grau de adesividade dos materiais à mesma (Podschadley *et al.*, 1971; Brown, 1973; Basset *et al.* 1969) e do tipo de polímero constituinte (Anusavice, 2003). Alterações dimensionais dos modelos podem, ainda, estar relacionadas à influência da técnica de moldagem utilizada (Donovan *et al.*, 2004; Al-Barki *et al.*, 2007). Para moldagem com materiais de consistência leve e pesada, a técnica pode ser executada em estágio único ou dupla moldagem, podendo levar a diferentes resultados em relação à precisão dimensional (Podschadley *et al.*, 1971). Na primeira o material leve e o pesado são proporcionados, manipulados e levados à cavidade bucal ao mesmo tempo, sendo a distorção maior. Já na segunda técnica é realizada uma moldagem preliminar com o material pesado, para posterior moldagem com o material na consistência fluida, o que resulta em menores alterações dimensionais (Podschadley *et al.*, 1971; Al-Barki *et al.*, 2007).

Apesar de apresentarem propriedades físicas relativamente diferentes, os materiais utilizados para a realização de moldagens em prótese fixa pela técnica de reembasamento são os elastômeros, materiais à base de borracha classificados de acordo com o polímero constituinte em quatro grupos: polissulfetos, poliéteres, silicones por condensação e silicones por adição (Anusavice, 2003; Pegoraro *et al.*, 2004). O polissulfeto apresenta alta resistência ao rasgamento, boa reprodução de detalhes e baixo custo. Os poliéteres apresentam resistência ao rasgamento intermediária, excelente reprodução de detalhes e custo elevado. Os silicones por condensação apesar da facilidade de trabalho, apresentam baixa resistência ao rasgamento, maior deformação e distorção exagerada. Já os silicones por adição apresentam excelente resistência ao rasgamento, bom tempo de trabalho e ótima recuperação elástica (Anusavice, 2003; Pegoraro *et al.*, 2004; Donovan *et al.*, 2004).

Um material de moldagem ideal deve apresentar comportamento dimensional estável ao longo do tempo e permitir o vazamento de acordo com a conveniência do operador (Gubeisi, 1989). Porém, o comportamento destes materiais quando submetidos a armazenamento é diferente (Kanehira *et al.*, 2006). A liberação de água como subproduto durante a reação de presa do polissulfeto, álcool etílico como subproduto da reação de presa do silicone por condensação e o comportamento hidrofílico do poliéter (Anusavice, 2003; Donovan *et al.*, 2004), influenciados pelo aumento do tempo de armazenagem podem afetar a estabilidade dimensional dos mesmos (Hosoda & Fusayama, 1961; Eames *et al.*, 1979; Marcinak *et al.*, 1980; Lacy *et al.*, 1981; Williams *et al.*, 1984). Devido a não formação de subprodutos durante a reação de presa do silicone por adição ele é considerado o material com melhor comportamento dimensional (Anusavice, 2003; Donovan *et al.*, 2004).

Os modelos obtidos através do ato de moldagem apresentam-se, invariavelmente, com alterações dimensionais (Corso *et al.*, 1998; Endo & Finger, 2006; Al-Barki *et al.*, 2007), gerando a hipótese de que, entre outros fatores, a composição dos materiais e o tempo decorrido entre o ato da moldagem e o vazamento do molde podem ter influência na estabilidade dimensional dos materiais de moldagem. Considerando a variedade de técnicas, as diferentes composições dos materiais de moldagem e a realidade clínica vivenciada por cada profissional, o objetivo deste estudo foi o de avaliar a estabilidade dimensional de quatro materiais de moldagem elastoméricos em função do tempo decorrido entre a moldagem e o vazamento do gesso.

2. Revisão da Literatura

2. REVISÃO DA LITERATURA

Skinner e Cooper, em 1955, avaliaram oito materiais elastoméricos durante o tempo de manipulação e variando a temperatura de 25 para 37° C, enfatizando a importância da manipulação e de técnicas corretas na estabilidade dimensional dos polissulfetos, considerados mais estáveis que os hidrocolóides. Relataram que o aumento da temperatura e/ou umidade pode causar uma diminuição do tempo de manipulação. As propriedades elásticas dos elastômeros, 30 minutos após a moldagem, foram as mesmas. Deve-se seguir o tempo de manipulação recomendado pelo fabricante. Uma camada fina e uniforme de material resultou em moldes mais precisos do que os obtidos com maior volume de material. Observaram ainda, que a utilização de moldeiras em resina acrílica para moldagem e confecção do modelo de gesso após 8 semanas, obteve uma prótese parcial fixa com adaptação razoavelmente boa.

Ainda em 1955, Bailey descreveu a técnica de confecção de moldeiras individuais de resina acrílica para materiais borrachóides. O estudo relata que as moldeiras devem ter um alívio interno suficiente para proporcionar uma espessura mínima de 1,5 a 2mm. Dessa forma, o material apresentaria boa estabilidade dimensional, desde que o molde fosse vazado até 30 minutos após sua obtenção.

Pamenius & Ohlson, em 1995, avaliaram a influência da estabilidade dimensional de materiais de moldagem sobre a precisão das restaurações indiretas. Obtiveram moldes a partir de um modelo mestre metálico. Os moldes foram vazados e os modelos de gesso comparados ao modelo mestre. Os modelos expandidos no sentido horizontal resultarão em restaurações maiores neste sentido, enquanto os modelos com diminuição no sentido vertical resultarão em restaurações menores, com deficiência cervical, sendo estas situações aceitáveis clinicamente, desde que não ocorram fendas ou excessos cervicais nas restaurações. Observou-se que em 66,67% das medições

realizadas, a alteração encontrada foi inferior a 50µm e que esse valor é razoavelmente pequeno para ser utilizado como critério de aceitação.

Fairhurst *et al.*, em 1956, utilizaram dois testes para avaliar as propriedades elásticas de materiais de moldagem borrachóide. Foi aplicado o teste nº 11 da ADA para especificação padrão de hidrocolóides com variação no tempo de aplicação da carga inicial para determinar a deformação sob compressão. O segundo teste utilizou a técnica de moldagem dental. Para a maioria dos materiais de moldagem borrachóides as propriedades elásticas melhoraram consideravelmente quando se aumentou o tempo de presa recomendado pelo fabricante. Após a presa, a maioria dos materiais exibiu excelentes propriedades elásticas e estabilidade durante armazenamento por um período de até 24 horas. Melhor precisão e reprodução de detalhes foram obtidas pela técnica de utilização de moldeira individual em resina acrílica com alívio interno de 2 a 3 mm, evitando a extensão do material em áreas retentivas.

Schenell & Phillips, em 1958, avaliaram a estabilidade dimensional de 5 materiais borrachóides. Foram reproduzidos 3 modelos mestre com diferentes preparos cavitário, utilizando moldeira individual em resina acrílica com alívio de 2-3mm para o material. Os modelos de gesso foram confeccionados com gesso tipo IV, obtendo-se um total de 700 amostras. A precisão dos materiais foi avaliada através da verificação da adaptação de restaurações mestre sobre os modelos de gesso. Os materiais não apresentaram estabilidade dimensional, sendo a distorção provavelmente associada a uma contração contínua dos materiais por até 24 horas. As distorções, entretanto, foram menores que para o hidrocolóide irreversível. O armazenamento dos moldes utilizando-se moldeiras plásticas não deve ser feito em água. O uso da técnica de dupla-mistura não aumentou a precisão inicial do molde, mas reduziu a distorção durante armazenagem. Com a técnica de simples-mistura houve diminuição da precisão e aumento da espessura de material.

Phillips, em 1959, afirmou que a seleção do material de moldagem ideal deve ser feita primeiramente pela experiência profissional e habilidade do operador em manipular o material. O autor avaliou a influência das propriedades físicas e variáveis de manipulação na estabilidade de materiais borrachóides. A temperatura e a umidade influenciam o tempo de presa dos polissulfetos. Afirmou que a espessura de material não deve exceder 2mm e que a formação de bolhas e a volatilização de alguns componentes podem contribuir para a distorção do material. O armazenamento por 1 ou 2h evita falhas e o vazamento imediato do gesso é preferível. Os polissulfetos e os silicones por condensação apresentam excelente capacidade na reprodução de detalhes da superfície dental. A precisão desses materiais depende, portanto, do uso de menor quantidade possível de material, de um tempo mínimo de presa de 8 minutos dentro da cavidade oral, do uso da técnica de dupla-mistura com seringa quando possível e do vazamento imediato do molde.

Myers & Stockman, em 1960, estudaram os fatores que afetam a precisão e estabilidade dimensional dos polissulfetos, comparando-os às siliconas por condensação e hidrocolóides. Foi confeccionado um modelo mestre com dois dentes de estoque fixados em uma base metálica a uma distância de 18mm. O dente bicuspidado recebeu um preparo para coroa total e o molar recebeu um preparo parcial do tipo MOD. O modelo foi imerso em água à temperatura de 37° C, para simular condições de temperatura bucal. Foram confeccionadas coroas totais e parciais para verificar a precisão dos materiais. Os autores concluíram que a moldeira deve ter um alívio interno de 3mm; o armazenamento dos moldes produziu alterações dimensionais nos modelos de gesso após 30 minutos, sendo que o armazenamento por longos períodos aumentou o número de modelos alterados; o uso de moldeira individual produziu modelos mais precisos que o uso de moldeiras de estoque; as siliconas produziram modelos mais precisos que as mercaptanas em condições similares.

Hosoda & Fusayama, em 1961, afirmaram que a estabilidade dimensional de materiais de moldagem é um dos mais importantes fatores na produção de restaurações indiretas. Os autores relataram a influência dos seguintes fatores na estabilidade de moldes: temperatura ambiente, expansão do gesso utilizado para a confecção do modelo, tempo de armazenamento do molde, força de contração causada pela moldeira e retenções de dentes adjacentes. Os autores estudaram as alterações dimensionais de modelos de gesso obtidos através de moldagens com hidrocolóides irreversíveis e polissulfetos, observando redução significativa da estabilidade dimensional do hidrocolóide irreversível; a distorção dos polissulfetos aumentou com o tempo de armazenagem, mas não foi significativa durante a primeira hora; a redução da temperatura foi pior para o polissulfeto do que para o hidrocolóide irreversível.

Basset *et al.*, em 1969, estudaram e compararam os fatores que interferem no uso de polissulfetos, silicones e hidrocolóides e a diminuição da precisão que pode ser obtida em procedimentos indiretos. Foram fabricados modelos e restaurações mestres, sendo que os troquéis mestres receberam preparos cavitários para coroa total e parcial do tipo MOD. Um guia de encaixe foi estabelecido em cada preparo coronário para permitir a inserção das coroas em um único eixo. As moldeiras utilizadas foram confeccionadas a partir de um tubo de cobre, sendo que o desenho de cada moldeira permitiu um alívio de 3mm para o material. Foram realizadas 12 moldagens e obtidos troquéis de gesso para cada teste, nos tempos de 15min, 60min e 8h. Os autores observaram maior precisão nos modelos vazados após 15min; todos os materiais apresentaram distorção no comprimento com o tempo de armazenagem; o armazenamento do hidrocolóide em 100% de umidade relativa em água ou em 2% de sulfato de potássio não foi estável; a precisão dos materiais foi melhor nas moldeiras que permitiam uma fina camada de material.

Stackhouse, em 1970, avaliou um polissulfeto e três silicones nas consistências leve e pesada, utilizando a técnica de dupla-mistura. Os moldes foram vazados após 30min, 1h e 30min e 2h e 30min após o início da manipulação. Os moldes foram feitos com moldeira individual de resina acrílica para uniformizar a espessura de material. Foram feitas micro-perfurações no troquel mestre para serem usadas como pontos de referência para as medições. Os moldes foram armazenados em ambiente com umidade relativa de 100% a 99º F. Os autores concluíram que as diferenças entre materiais, técnica e tempo foram significativamente altas; modelos mais uniformes foram produzidos por silicones do que por polissulfetos; todos os materiais produziram amostras menores no comprimento e com menor diâmetro.

Podschatley *et al.*, em 1971, compararam duas técnicas de moldagem com polissulfeto, por reembasamento e por dupla-mistura. Confeccionaram um modelo mestre em aço inoxidável e realizaram as moldagens sobre o mesmo, obtendo modelos de gesso que permitiam medição das dimensões horizontais e verticais. As medições horizontais foram feitas em microscópio comparador e as verticais com auxílio de um disco indicador. Ambas as moldagens produziram modelos maiores que o modelo mestre, embora modelos feitos pela técnica de reembasamento apresentaram melhor precisão que os obtidos pela técnica de dupla-mistura.

Em 1973, Brown analisou a origem da instabilidade que pode ser desenvolvida durante e após o uso de elastômeros. Foram avaliados um hidrocolóide reversível, um hidrocolóide irreversível, três polissulfetos, um silicone e um poliéter. Foi confeccionado um modelo mestre metálico altamente polido para eliminar as retenções do modelo. Utilizou-se uma moldeira individual acrílica com alívio interno de 3mm para permitir uma camada uniforme de material. Os moldes eram vazados imediatamente ou armazenados por vários períodos antes do vazamento com gesso especial. Todos os materiais estudados apresentam um coeficiente de expansão térmica linear, sendo que certo grau de contração pode ocorrer com a mudança da

temperatura bucal para a temperatura ambiente. Pode ainda ocorrer absorção de água ou fluido do meio bucal. A recuperação elástica do material pode provocar alteração dimensional e a contínua contração de polimerização do material produziria modelos maiores que o modelo mestre, desde que o material estivesse firmemente aderido às paredes da moldeira. A evaporação de componentes voláteis de alguns materiais acarretaria contração do molde. Deve-se considerar a expansão do gesso utilizado na confecção dos modelos. O material de moldagem pode absorver água do gesso, ocasionando expansão do molde e consequentemente modelos menores.

Henry & Harnist, em 1974 avaliaram a estabilidade dimensional de 14 elastômeros, utilizando as técnicas de reembasamento e dupla-mistura. Utilizaram moldeiras individuais de resina acrílica com e sem perfurações. Moldes foram obtidos a partir de um modelo mestre contendo 4 pinos de prata e armazenados à temperatura ambiente em intervalos de 30min e 24h antes do vazamento do gesso. Foram feitas 6 medições entre os pilares e a diferença nas dimensões horizontais entre as amostras e o modelo mestre foi comparada. Em outro experimento confeccionaram uma restauração em ouro simulando uma prótese fixa a partir de outro modelo mestre contendo dentes de acrílico preparados, sendo um pilar com preparo MOD e o outro com preparo para coroa total. Verificaram a adaptação desta estrutura aos modelos de gesso obtidos a partir desse mestre, avaliando a precisão dos moldes. Nesse segundo experimento os moldes foram armazenados em intervalos de 0 (zero), 1 e 3h antes do vazamento. Os modelos obtidos a partir do polissulfeto apresentaram dimensões horizontais maiores, assim como os obtidos a partir do poliéter. As alterações do poliéter foram muito pequenas, podendo considerá-lo comparativamente estável e preciso. Uma desvantagem apresentada pelo poliéter foi sua baixa resistência ao rasgamento no momento da remoção do molde. Os melhores resultados foram observados com os menores tempos de armazenagem. Os autores afirmaram que nenhum material elastomérico tem completa estabilidade dimensional e que os resultados da pesquisa não podem ser aplicados clinicamente devido à existência de outras

variáveis não analisadas, especialmente a diferença entre a temperatura bucal e a ambiente.

Hembree Jr. & Nunez, em 1974, estudaram o efeito da umidade sobre o poliéter. Os moldes foram obtidos a partir de um modelo mestre em aço inoxidável seco ou imerso em 0,5ml de água destilada, antes de cada moldagem. Após a realização das moldagens, mais dez moldes foram armazenados em umidade relativa de 100% à 23° C e vazados após 1h. Foi avaliada a precisão de cada molde através da adaptação de uma coroa em ouro sobre as amostras em gesso. Os autores observaram que quando o material era confinado à moldeira individual, havia absorção de água, aumento do volume do molde e, conseqüentemente, modelos menores que o original. O material sofreu alteração quando a moldagem foi feita com substrato úmido ou quando armazenados em ambiente com umidade relativa de 100%, embora as diferenças não terem sido estatisticamente significantes. Os autores concluíram que o poliéter absorveu água e que esta absorção afeta a estabilidade dimensional do material.

No mesmo ano, Hembre Jr., realizou outro estudo comparando a estabilidade dimensional de polissulfetos, poliéteres e silicones. Moldagens foram feitas a partir de um modelo mestre metálico utilizando moldeiras de resina acrílica com alívio de 2mm para o material e moldeiras de estoque. Os moldes foram vazados imediatamente, após 1h e após 24h. A precisão dos materiais foi avaliada com auxílio de uma coroa mestre em ouro, verificando a adaptação marginal das coroas sobre os modelos de gesso através de um microscópio estereoscópico. O poliéter e as siliconas apresentaram melhor precisão que os polissulfetos. O estudo também indica que é preferível utilizar moldeiras individuais e vazar os moldes imediatamente após a moldagem.

Goldberg, em 1974, avaliou as propriedades viscoelásticas de silicones, polissulfetos e poliéteres. Os resultados demonstraram que os materiais apresentaram comportamento viscoelástico linear. A deformação permanente é

resultado da falta de recuperação elástica. O poliéter e um silicone apresentaram comportamento viscoelástico mais próximo do ideal. Isso aconteceu devido a mínimas alterações dimensionais durante os procedimentos de manipulação e armazenamento dos moldes. Os silicones exibiram menor deformação elástica retardada que os polissulfetos.

Ainda em 1974, Sawyer *et al.*, avaliaram a estabilidade dimensional de modelos de gesso obtidos a partir de polissulfetos, silicones e poliéteres. Utilizaram casquetes individuais de resina acrílica com alívio interno de 2mm. O modelo mestre metálico recebeu preparos intra/extra coronários e foi armazenado em uma incubadora a 38º C, 15min antes de cada moldagem. Os moldes foram vazados imediatamente ou após 1 semana. As mensurações das amostras foram feitas com auxílio de um microscópio de medição. O poliéter apresentou a melhor estabilidade dimensional seguido do silicone. A variação entre os moldes de poliéter vazados após 1 semana e os vazados imediatamente foi mínima.

Stackhouse, em 1975, avaliou a estabilidade dimensional de 14 elastômeros. Foi confeccionado um modelo mestre contendo três dentes humanos que receberam preparos cavitários para coroa total, coroa parcial de veneer e para restauração MODVL. Os dentes preparados foram presos a uma base metálica que também continha dois pinos metálicos cilíndricos. Utilizaram moldeiras individuais de resina acrílica com alívio interno de 5mm e o modelo mestre foi mantido em ambiente com 100% de umidade a 98º F, 20min antes de cada moldagem. Cada molde foi vazado após 30min e vazados novamente em intervalos de 1h e 30min, 2h e 30min e 24h. O estudo avaliou a adaptação de restaurações mestre, feitas sobre os dentes naturais, aos modelos de gesso e a alteração do diâmetro dos pinos, comparando as amostras ao modelo mestre por meio da adaptação de um anel. As medidas foram feitas em microscópio comparador. Não houve diferenças significantes nos moldes vazados em 30min. Os modelos obtidos a partir do segundo vazamento dos moldes de polissulfeto apresentaram-se estatisticamente diferentes dos

vazados dentro de 30min. O poliéter foi o material mais estável, sem diferença estatisticamente significativa entre todos os materiais vazados até 24h.

Reisbisch & Matyas, em 1975, avaliaram a estabilidade dimensional dos silicones. Confeccionaram um modelo mestre que simulava um preparo para prótese fixa de três elementos. Foi também construído um guia torneado e polido para adaptar-se aos pilares. Foram utilizadas moldeiras individuais com alívio interno de 2mm e moldeiras de estoque. Os moldes foram vazados imediatamente e os modelos removidos do molde após 1h. As amostras foram mensuradas em microscópio comparador. Os resultados demonstraram que dois dos três silicones tiveram melhor estabilidade dimensional. Os autores afirmam, ainda, a necessidade de utilização das moldeiras individuais.

Stauffer *et al.*, em 1976, avaliaram a precisão de quatro grupos de elastômeros (hidrocolóide, silicone, polissulfeto e poliéter). Dois métodos foram utilizados para o teste: comparação visual da adaptação de uma restauração mestre sobre diferentes modelos de gesso e, mensuração nos modelos de gesso. Confeccionou-se um modelo mestre com quatro dentes pilares preparados e fixados em uma base metálica de alumínio, simulando a maxila. Utilizou-se moldeira de estoque para o hidrocolóide e moldeiras individuais com alívio interno de 2mm para os demais materiais. O poliéter apresentou os melhores resultados para o teste de adaptação da restauração fundida, avaliada por inspeção visual. O polissulfeto resultou em menores deformações e melhor reprodutibilidade com a análise da quantidade e da direção da deformação. Os autores concluíram que próteses parciais fixas não devem ser feitas em peça única, pois todos os materiais testados produziram modelos com alguma alteração dimensional e não permitiram adaptação satisfatória.

Guidi *et al.*, em 1976, avaliaram e compararam entre si as alterações dimensionais apresentadas por moldes unitários de polissulfetos e silicones, empregando-se duas espessuras diferentes do material de moldagem e técnicas de moldagem simples ou dupla. Houve diferenças entre polissulfetos e

silicones nas diversas marcas estudadas. Maior espessura de material apresentou os melhores resultados e a melhor técnica de moldagem foi a de dupla-mistura.

Em 1978, Lombardo *et al.* pesquisaram, in-vitro, a alteração dimensional de moldes confeccionados com três materiais elásticos para moldagem (polissulfeto, hidrocolóide irreversível e um silicone) e de modelos obtidos com dois tipos de gesso pedra, frente a duas situações representativas de casos clínicos indicados para prótese parcial fixa que envolviam diferentes distâncias e características básicas de preparo. Utilizaram um modelo mestre contendo quatro pilares simulando preparos coronários e posicionados em uma base metálica. A metodologia do estudo constituiu-se de: moldagem do modelo mestre, mensuração do molde, vazamento do gesso e mensuração do modelo. Observaram que todos os moldes apresentaram discreta variação, sendo as maiores variações resultantes dos moldes feitos com hidrocolóide. O gesso tipo pedra melhorado sofreu menores alterações que o gesso pedra convencional. Todos os materiais estudados foram satisfatórios em comparação ao modelo mestre e os preparos cônicos resultaram em moldes e modelos com menores alterações.

Harcourt, em 1978, avaliou diferentes materiais de moldagem. O autor recomenda o uso de moldeiras individuais rígidas, com alívio interno adequado e, se necessário, perfuradas para aumentar a retenção. Os silicones por adição e os poliéteres foram os mais precisos. O poliéter sofreu alteração dimensional na presença de umidade. O autor concluiu que o armazenamento dos moldes por longos períodos de tempo antes da confecção dos modelos não é recomendado.

Eames *et al.*, em 1979, avaliaram a estabilidade dimensional de poliéteres, silicones e polissulfetos. As moldagens foram feitas a partir de um modelo metálico que simulava um preparo para coroa total. Utilizaram moldeiras individuais em acrílico com alívio interno de 2 a 4mm. Os modelos de

gesso foram obtidos após 30min e 24h. A precisão dos modelos de gesso foi determinada pelo uso de restaurações mestres e a desadaptação foi mensurada em microscópio comparador. Todos os materiais exibiram contração variando entre 0,11% e 0,45% para o tempo de 30min, sendo os silicones mais estáveis. Para o tempo de 24h a contração variou de 0,18% a 0,84%, sendo o poliéter e o polissulfeto mais estáveis. Os autores concluíram que os moldes devem ser vazados o mais rápido possível. Em situações de necessidade de maior tempo para a confecção do modelo deve-se selecionar o material mais estável.

Eames *et al.*, no mesmo ano, avaliaram o efeito da espessura de material sobre a precisão dos moldes de elastômeros. Foram avaliados polissulfetos, poliéteres e silicones por condensação e adição. Confeccionaram um modelo mestre com preparo para coroa total e moldeiras com alívio interno de 2, 4 e 6mm para o material. Observaram que os moldes com 2mm de espessura foram mais precisos, seguidos pelos de 4mm e 6mm de espessura. Apenas um polissulfeto (Permlastic) apresentou alteração dimensional maior que a admitida pela especificação nº 19 da American Dental Association.

Ainda em 1979, Nayyar *et al.*, avaliaram o tempo de trabalho, o tempo de presa e a recuperação após compressão de um poliéter e um polissulfeto na consistência regular. O tempo de trabalho foi avaliado de acordo com o teste preconizado pela ADA, uma avaliação clínica feita por 5 dentistas e uma avaliação utilizando o reômetro de Wilson. Avaliaram também a recuperação elástica dos materiais quando submetidos a força de compressão após a presa, em tempo determinado pelos fabricantes, assim como em tempos inferiores ou superiores a este. Os autores concluíram que o polissulfeto permite um maior tempo de trabalho. O aumento da temperatura acelera o processo de polimerização, sendo o polissulfeto mais sensível a essa alteração do que o poliéter. Na avaliação feita por cirurgiões dentistas o tempo de trabalho para o poliéter foi inferior ao recomendado pelo fabricante e para o polissulfeto foi superior. Para ambos os materiais o reômetro indicou um tempo maior de

trabalho. Se o material for deixado por mais tempo polimerizando, a porcentagem de alteração na recuperação após compressão irá diminuir; para o poliéter, se for aumentado o tempo de presa em 2min, reduzirá significativamente a distorção do molde durante remoção.

Paccès *et al.*, em 1980, avaliaram a estabilidade dimensional de um silicone por condensação e dois polissulfetos através da precisão de modelos de trabalho construídos a partir de moldagem múltipla de preparos cavitários esquemáticos. Após obtenção do molde à temperatura de 37°C o modelo de gesso foi vazado imediatamente sob temperatura ambiente; vazado imediatamente sob temperatura constante de 37° C ou vazado após tempos de armazenagem de 2, 12 e 24 horas, sendo as moldagens mantidas à temperatura ambiente. Os autores concluíram que os modelos de trabalho não reproduzem satisfatoriamente os detalhes dos preparos cavitários; os modelos obtidos sob diferentes temperaturas e após diversos tempos de armazenagem do molde apresentaram dimensões praticamente equivalentes.

Marcinack *et al.*, em 1980, avaliaram as alterações dimensionais lineares de moldes obtidos a partir de quatro tipos de elastômeros (polissulfetos, poliéteres, silicones por condensação e hidrocolóides) em função do tempo decorrido entre a moldagem e a obtenção do modelo. Utilizaram moldeiras individuais com alívio interno de 3mm para realizar as moldagens sobre um modelo mestre, construído pela inclusão de dois incisivos centrais superiores naturais em bloco de acrílico, simulando a posição natural na boca. O modelo mestre foi mantido à temperatura de 37° C em 100% de umidade. Os moldes foram armazenados à temperatura ambiente pelos tempos de 30min, 1, 2, 8 e 24h antes do vazamento com gesso especial. Concluíram que os hidrocolóides e os silicones por condensação alteram significativamente após 30min, produzindo modelos menores. Os poliéteres produziram modelos menores até o tempo inferior às 8h e modelos maiores nos tempos de 8 e 24 horas. O polissulfeto produziu modelos maiores com o aumento do tempo, indicando efeitos significantes de contração para esse material. Concluíram que os

elastômeros alteram dimensionalmente com o tempo, sendo o resultado das alterações lineares e a direção em que ocorrem (modelos maiores ou menores) matéria de interesse.

Ciesco *et al.*, 1981, avaliaram a estabilidade dimensional de elastômeros (poliéter, silicones por adição e condensação) em função do tempo de armazenagem e da utilização de adesivos em moldeiras individuais. Os moldes foram feitos a partir de um modelo mestre em aço, segundo especificação nº 19 da ADA. Foram feitas mensurações nos moldes nos tempos zero, 1, 24, 48 e 72h, e 1 semana após a presa. Para outro grupo, utilizaram moldeira individual e o adesivo recomendado pelo fabricante, sendo as mensurações no molde feitas nos tempos zero, 24 e 72h e 1 semana após a presa. Todos os materiais mensurados imediatamente apresentaram resultados similares. O poliéter e o polissulfeto foram os mais precisos na primeira hora. Após o tempo de 24h até 1 semana, a silicone por adição apresentou os melhores resultados, sendo comparado ao poliéter (estatisticamente similares). Os melhores resultados foram obtidos com o uso de moldeira individual e adesivo e com a mensuração imediata dos moldes. O poliéter apresentou os melhores resultados, independente do uso de moldeira e adesivo, seguido pelo silicone por adição, polissulfeto e silicone por condensação.

No mesmo ano, Lacy *et al.* avaliaram a precisão de um poliéter, 4 polissulfetos e 4 silicones com presa por adição em função do tempo. Os silicones apresentaram a melhor estabilidade dimensional, sendo a melhor precisão obtida com o uso de adesivo e moldeira individual. Já os moldes de polissulfeto feitos com o uso de adesivo e moldeira individual apresentaram progressivo aumento no diâmetro dos modelos de gesso em função do tempo. O poliéter apresentou estabilidade intermediária com pequena diminuição no tamanho dos modelos entre a primeira hora, aumento regular ao longo de quatro dias, sendo praticamente inalterado até 24h de armazenamento.

Clancy *et al.*, em 1983, compararam a estabilidade dimensional de um poliéter, um silicone com presa por adição e um silicone com presa por condensação em função do tempo. Os moldes foram mensurados, de acordo com a especificação nº 19 da ADA, nos tempos zero, 24 e 48h, 1, 2, 3 e 4 semanas após a presa do material. O poliéter e o silicone por adição tiveram comportamento similar, não havendo alterações estatisticamente significantes até 4 semanas. Já o silicone por condensação apresentou alteração significativa entre os tempos zero e 4h. Os autores recomendam vazamento imediato dos moldes de elastômeros para minimizar as distorções.

Valderhaug *et al.*, em 1984, compararam a estabilidade dimensional de moldes de um poliéter e um silicone por condensação, feitos com moldeiras individuais de resina acrílica e moldeiras de estoque. Os moldes foram feitos a partir de dois modelos mestre metálicos, simulando a maxila. As moldeiras utilizadas no estudo permitiam uma espessura de 2 a 4mm para o material de moldagem. Os moldes foram mensurados imediatamente após a remoção do modelo mestre e após 1 e 24h. Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes, entre os materiais e as moldeiras utilizadas.

Williams *et al.*, em 1984, compararam a estabilidade dimensional de polissulfetos, poliéter, silicone com presa por condensação e por adição, por meio de um método similar ao usado na clínica. A precisão de cada material foi avaliada por meio de moldes de um troquel mestre em ouro fundido e polido que representava um preparo para coroa total. Utilizaram moldeiras individuais com alívio interno de 2mm. Os moldes foram vazados imediatamente ou armazenados por 1, 4 ou 24h após a moldagem. Foi então verificada a adaptação de um coping metálico em ouro sobre os modelos de gesso por meio de um microscópio micrométrico. A melhor estabilidade foi obtida para os moldes vazados imediatamente. Os silicones por adição exibiram excelente estabilidade dimensional para todos os tempos de armazenagem. Já o silicone por condensação e o polissulfeto tiveram boa estabilidade quando vazados imediatamente. O poliéter expandiu durante o armazenamento.

Linke *et al.*, em 1985, fizeram uma comparação analítica de 6 materiais de moldagem para determinar a magnitude e a direção da distorção ao longo do arco dental, a distorção horizontal entre os pilares e a distorção horizontal e vertical sobre os troquéis individuais. Construíram um modelo mestre de alumínio contendo 5 pilares de 5mm de altura com um ponto de referência na oclusal. O modelo mestre foi armazenado à temperatura de 36,5° C com 100% de umidade relativa antes das moldagens. Todos os moldes foram vazados imediatamente com exceção dos moldes de silicone por adição que foram armazenados à temperatura e umidade ambiente por 30min antes do vazamento. Foram feitas mensurações nos modelos de gesso com um micrômetro de leitura digital. Todos os materiais produziram modelos com o perímetro do arco maior do que o modelo mestre.

Johnson & Craig, em 1985, avaliaram 4 tipos de materiais de moldagem (silicone por adição e condensação, polissulfeto e poliéter) em função do tempo de vazamento e da influência de um segundo vazamento. Confeccionaram um modelo mestre contendo dois pilares preparados para coroa total. Utilizaram moldeiras de estoque e moldeiras individuais. Os moldes foram armazenados à temperatura ambiente e vazados após 1, 4 e 24h. Houveram poucas alterações dimensionais entre os pilares preparados para todos os materiais, todos os tempos de vazamento e com a repetição do vazamento. O diâmetro do pilar foi maior para o silicone com presa por condensação e polissulfeto e sem alteração ou menor para o silicone com presa por adição e poliéter. A dimensão vertical do pilar foi, em geral, menor para todos os materiais. Os silicones demonstraram melhor reprodução nas áreas retentivas e mínima alteração dimensional entre o primeiro e o segundo vazamento. O silicone por adição e o poliéter foram os menos afetados com relação aos tempos de 1, 4 e 24h de vazamento.

Tjan *et al.*, em 1986, utilizaram um modelo mestre que simula as condições e técnicas clínicas para comparar a precisão de modelos de gesso produzidos a partir do hidrocolóide reversível, polissulfeto, poliéter, silicone por

condensação e por adição e, também, para determinar o efeito da demora no vazamento dos moldes. Foram utilizadas moldeiras plásticas perfuradas reforçadas com resina acrílica. Os moldes foram vazados até 30min e vazados novamente em intervalos de 6 e 24h para o polissulfeto e silicone por condensação. Os moldes foram vazados após 1 semana para o poliéter e silicone por adição. A estabilidade dimensional dos materiais foi então testada através da adaptação de restaurações confeccionadas sobre o modelo mestre e encaixadas sobre cada modelo. Em geral, os elastômeros foram significativamente mais precisos que os hidrocolóides. Moldes de silicone por adição e poliéter apresentaram boa estabilidade até para o tempo de 1 semana. Os materiais avaliados foram capazes de produzir troquéis clinicamente adaptados com uma excelente reprodução de detalhes.

Araújo *et al.*, em 1987, avaliaram a alteração dimensional de mercaptanas e silicones, variando-se a espessura de alívio da moldeira (1 e 2mm), o tempo decorrido até o vazamento e realizando-se um segundo vazamento do mesmo molde. Utilizaram um modelo mestre metálico contendo quatro pontos de referência. Os moldes foram vazados após 15min, 90min e 24h. Ambos os materiais utilizados apresentaram menor deformação no primeiro vazamento, com 2mm de alívio e após 15min para os silicones e 90min para as mercaptanas. Os autores concluíram que as alterações dimensionais das moldagens, por menores que sejam, contribuirão para uma possível desadaptação da prótese.

Rode *et al.*, em 1987, relatam as precauções que devem ser tomadas para se ter uma boa moldagem com elastômeros. As moldeiras devem conter e reter perfeitamente o material de moldagem e devem ser suficientemente rígidas para não provocarem alterações dimensionais. Os autores consideram as moldeiras individuais superiores às de estoque. Indicam ainda a técnica de dupla moldagem com material denso e fluido. O modelo não deve ser obtido imediatamente após a moldagem, devendo-se esperar no máximo 30min,

independente do material. Os autores concluem que a melhor moldagem é obtida quando o profissional domina o material e a técnica a ser utilizada.

Lin *et al.*, em 1988 avaliaram a estabilidade dimensional de 6 materiais de moldagem (poliéter, polissulfeto, silicone por adição, hidrocolóide reversível e irreversível e a combinação entre hidrocolóide reversível e irreversível). Utilizaram a técnica de simples e dupla-mistura, moldeiras de estoque e moldeiras individuais com alívio de 3 e 4mm. Um modelo do arco maxilar parcialmente edêntulo foi modificado para servir como modelo mestre. Confeccionaram 4 copings metálicos para testar a adaptação marginal às amostras. O poliéter produziu réplicas mais precisas, seguido pelo silicone por adição, polissulfeto e a combinação dos hidrocolóide. O poliéter exibiu a melhor adaptação para a prótese parcial fixa.

Gubeissi, em 1989, avaliou a estabilidade dimensional de um polissulfeto e um poliéter, variando o tipo de dente preparado e o tempo de armazenagem do molde. Confeccionou um modelo mestre metálico contendo dois pilares que simulavam um pré-molar e um molar, com preparos cavitários para coroa total. Foram feitas mensurações nos moldes nos tempo zero, 30, 60 e 120min com auxílio de um microscópio comparador. Ambos os materiais apresentaram alteração dimensional. A contração média do polissulfeto foi maior que a do poliéter. Não foram observadas diferença estatisticamente significante de comportamento do material de moldagem quanto ao tipo de dente preparado, ou quanto aos diferentes tempos de armazenagem do molde.

Gordon *et al.*, em 1990, avaliaram a precisão de modelos de gesso feitos a partir de moldes utilizando diferentes moldeiras e materiais. Utilizaram moldeiras de estoque (plásticas e metálicas) e moldeiras individuais com alívio interno de 3mm em resina acrílica e material termoplástico. Os materiais avaliados foram um silicone por adição, um poliéter e um polissulfeto. Confeccionaram um modelo mestre metálico, que simulava preparos para uma prótese parcial fixa e um modelo mestre de resina acrílica com marcações

transversais e ântero-posteriores, que simulavam as distâncias clínicas. Moldes foram vazados após 1 hora com gesso tipo IV. Os resultados indicaram que as moldeiras individuais de resina acrílica e as termoplásticas tiveram uma performance similar e produziram modelos clinicamente aceitáveis. As moldeiras de estoque plásticas produziram modelos com maior estabilidade dimensional que as duas moldeiras individuais.

Gelbard *et al.*, em 1994, avaliaram o efeito de materiais de moldagem usados em três diferentes técnicas através da verificação da adaptação marginal de copings metálicos. Foram preparados 60 dentes Ivorine e divididos em grupos de 20. Os seguintes métodos foram selecionados para as moldagens: moldeira de estoque metálica e técnica de simples-mistura, anel de cobre reembasado com resina acrílica ativada quimicamente e material elastomérico fluido e, anel de cobre com godiva para moldagem. Os moldes foram vazados imediatamente após as moldagens. A face lingual e vestibular do dente com o coping metálico cimentado foi examinada por meio do microscópio eletrônico de varredura. Medidas da espessura da linha de cimentação foram calculadas manualmente e por meio de um método computadorizado. As diferenças da adaptação marginal para os vários materiais e técnicas não foi estatisticamente significativa.

Marchese *et al.*, 1995, através da utilização de troquéis de gesso obtidos a partir de moldes de duas siliconas por adição e um polissulfeto sob duas temperaturas (23 e 37°C) avaliaram a adequação de dois métodos de mensuração da fidelidade dos troquéis: medição direta das dimensões do diâmetro, em três alturas do troquel, usando microscópio comparador e; grau de adaptação de uma restauração mestre ao troquel, usando microscópio de profundidade. O primeiro método foi inadequado por não detectar distorções e a temperatura de 37°C conduziu aos piores resultados.

Araújo *et al.*, em 1995, verificaram a influência do reaquecimento dos moldes de polissulfetos e silicones por adição nos modelos de gesso para

prótese fixa. Desenvolveram um modelo mestre composto por dois cones truncados separados por uma distância semelhante à de um pântico, simulando uma prótese fixa de três elementos. Os materiais foram polimerizados a 37°C e vazados 50% após atingirem a temperatura ambiente e os outros 50% após reaquecimento à temperatura bucal de 37°C. O polissulfeto e o silicone apresentaram, sob condição de reaquecimento, uma melhora de resultado em relação ao vazamento de maneira convencional. O melhor comportamento foi do silicone com presa por adição (Baysilex).

Boulton *et al.*, em 1996, afirmaram que o sucesso clínico de procedimentos em prótese fixa é dependente em parte da estabilidade dimensional de materiais elastoméricos e dos procedimentos de moldagem. Avaliaram a precisão de três elastômeros (silicone por adição, polissulfeto e poliéter) em moldeiras individuais e de estoque com alívio interno de 3,5mm. Confeccionaram um modelo mestre metálico, representando um pré-molar e um molar preparados. Após obtenção de modelos de gesso, os mesmos foram mensurados e comparados ao modelo mestre. Os resultados do estudo demonstraram que o polissulfeto foi o menos preciso para as dimensões horizontal e vertical. Entretanto, para a distância interpilar não houve diferença estatisticamente significativa, com o uso de moldeiras individuais. Moldeiras de estoque produziram resultados não confiáveis para todos os materiais testados.

Laufer *et al.*, em 1996, afirmaram que os moldes das margens gengivais de dentes preparados e sulco gengival adjacente devem ter uma espessura suficiente para evitar distorção e rasgamento quando o molde é removido da boca. Avaliaram a estabilidade dimensional de 3 silicones por adição, um poliéter e um polissulfeto. Os materiais foram usados para reproduzir um modelo mestre metálico que simulava pilares preparados com sulcos gengivais de diferentes espessuras. Utilizaram um microscópio comparador para mensurar os pilares e os sulcos gengivais e, o número de defeitos foi relatado. Não foram observadas grandes diferenças entre os materiais para os sulcos com mais de 0,2mm de espessura. Houve alta prevalência de defeitos nos

moldes de sulcos com 0,05mm de espessura. Observaram que o polissulfeto e um dos silicones foram mais precisos que os outros materiais, principalmente em áreas delgadas, como os sulcos gengivais, apresentando melhor resistência à ruptura.

Thouati *et al.*, em 1996, avaliaram a influência de três soluções desinfetantes sobre a estabilidade dimensional de sete elastômeros. Moldes de um bloco de ensaio não foram tratados (grupo controle) ou foram tratados por imersão na solução desinfetante. Mensurações foram feitas nas réplicas de gesso. Os resultados indicaram que o agente desinfetante “aminoamphoteric” e a solução derivada do glutaraldeído produziram pequenas alterações em relação à estabilidade dimensional inicial dos materiais testados. Entretanto, o hipoclorito de sódio produziu expansão dos modelos de gesso em comparação com o bloco de ensaio. Os autores concluíram, pela comparação com o bloco de ensaio, que esta expansão, em muitos casos, obtém melhor estabilidade dimensional que a inicial, podendo levar a uma melhora nos procedimentos de prótese fixa.

Federick & Caputo, em 1997, avaliaram, “in-vitro”, a precisão do hidrocolóide reversível, silicone por adição e poliéter sob condições clínicas de umidade e temperatura. Confeccionaram um modelo mestre de resina acrílica auto-polimerizável representando o arco maxilar, com um espaço edêntulo. O pré-molar e o molar adjacentes ao espaço edêntulo receberam preparos cavitários para coroa total, enquanto o primeiro molar do lado esquerdo recebeu um preparo MOD. Moldeiras de estoque plásticas perfuradas foram utilizadas para os elastômeros e moldeiras de estoque metálicas foram utilizadas para o hidrocolóide. O modelo mestre foi armazenado em água à temperatura de 31 a 33° C antes da moldagem. Os moldes com hidrocolóide foram vazados após 10min e os elastômeros após 2h. Mediadas foram feitas em microscópio comparador. Concluíram que os hidrocolóides e o poliéter foram os mais precisos. Relataram também dificuldade de remoção dos moldes

de poliéter, sendo necessária grande força para remover os moldes do modelo mestre e dos modelos de gesso.

Antunes *et al.*, em 1997, realizaram um estudo comparativo entre diferentes sistemas de materiais de moldagem, tais como o polissulfeto, o silicone por condensação e o silicone por adição. A partir da confecção de prótese fixas de três elementos, fundidas em liga de níquel-cromo, obtiveram-se réplicas tridimensionais do espaço entre a restauração e o preparo cavitário. Essas réplicas foram avaliadas microscopicamente. Embora alguns materiais tenham apresentado comportamento superior, todos os materiais testados tiveram comportamento clinicamente aceitável, desde que seus moldes fossem convenientemente manipulados, principalmente em relação ao tempo de vazamento do gesso.

Chai *et al.*, em 1998, avaliaram o módulo de elasticidade, o limite de escoamento, a força de tração no limite elástico e a energia de rasgamento de nove elastômeros. Observaram que o polissulfeto apresenta baixa rigidez, baixo limite de escoamento e baixa tolerância à força de tração, mas alta resistência ao rasgamento. O poliéter apresentou rigidez moderada, podendo limitar seu uso em áreas retentivas; moderado limite de escoamento; tolerância à força de tração relativamente baixa e; resistência ao rasgamento alta. O silicone com presa por adição apresentou o melhor módulo de elasticidade, maior limite de escoamento e a menor resistência ao rasgamento.

Corso *et al.*, em 1998, avaliaram as alterações dimensionais do poliéter e do silicone por adição em função da temperatura de armazenamento. Moldes foram feitos a partir de um modelo mestre metálico similar à especificação nº 19 da ADA. Utilizaram moldeiras individuais perfuradas e moldeiras de estoque. Foram feitas mensurações verticais e horizontais nos moldes após 10min, 1, 24 e 26h e armazenados à temperatura de 4 a 40°C. As alterações da temperatura tiveram efeito estatisticamente significativo na estabilidade dimensional dos materiais testados. Entretanto, todas as alterações foram extremamente

pequenas. O armazenamento dos moldes a 4° C por 24h e, em seguida, o alcance da temperatura ambiente, resultou em pequena expansão, parcialmente compensada pela contração que ocorre com a polimerização. Resultados similares ocorreram para o poliéter quando armazenado à temperatura de 40° C.

Adabo *et al.*, em 1999, afirmaram que as dificuldades de esterilização dos moldes pelo método tradicional tem feito da desinfecção química uma alternativa viável e que alguns estudos demonstraram que o uso de desinfetantes pode afetar os moldes. Assim, os autores investigaram o efeito de métodos de desinfecção na estabilidade dimensional de 6 elastômeros. Os materiais foram submetidos aos seguintes tratamentos: imersão em solução de hipoclorito de sódio a 5,25% por 10min, imersão em solução de glutaraldeído a 2% por 30min e não imersão. Após o término dos tratamentos, os moldes foram vazados e os modelos de gesso foram mensurados e comparados a um modelo mestre. Os elastômeros apresentaram diferentes capacidades de reprodução e o tratamento desinfetante não diferiu do grupo controle. Os autores concluíram que a desinfecção por imersão não alterou a estabilidade dimensional dos materiais elastoméricos.

Giordano, em 2000, descreveu as propriedades básicas dos materiais de moldagem. O hidrocolóide irreversível tem o menor custo, mas requer técnica cuidadosa para obtenção do molde. Polissulfetos têm a vantagem de permitir um maior tempo de trabalho, alta flexibilidade para remoção em áreas retentivas, boa resistência ao rasgamento e baixo custo. Entretanto, eles têm um tempo de presa longo, não apresentam boa estabilidade dimensional e têm um odor desagradável. Silicones com presa por condensação apresentam rigidez moderada e são precisos, mas sofrem com a produção de álcool como parte da reação, diminuindo sua estabilidade dimensional. Já os silicones com presa por adição são altamente precisos, têm boa estabilidade dimensional, boa rigidez, boa resistência ao rasgamento e são mais fáceis de trabalhar. Entretanto, sua alta rigidez pode dificultar sua remoção em áreas retentivas.

Poliéteres têm alta rigidez, o que aumenta sua resistência; boa estabilidade dimensional e alta precisão. A alta rigidez dificulta a remoção, principalmente em áreas retentivas, sendo recomendado um alívio extra para essas áreas.

Valle *et al.*, em 2001, afirmaram que próteses com assentamento passivo sobre os implantes são um dos requisitos fundamentais no controle das cargas transmitidas à interface implante-osso e, sua construção requer o uso de materiais de moldagem que registrem a posição dos implantes, bem como suas relações com os dentes adjacentes. Os autores avaliaram o comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais. A análise dos dados obtidos demonstrou que todos os materiais testados apresentaram alterações dimensionais estatisticamente significantes. O silicone por adição President apresentou a menor alteração e o hidrocolóide irreversível Orthoprint apresentou a maior alteração. Todos os silicones por adição produziram modelos semelhantes, seguidos do poliéter, do polissulfeto, do silicone por condensação e do hidrocolóide irreversível.

Zuim *et al.*, em 2002, avaliaram a estabilidade dimensional linear de modelos de gesso obtidos pela moldagem de transferência de quatro implantes posicionados em uma matriz metálica. Além do paralelismo dos implantes, foram avaliados três materiais de moldagem (silicone por adição, poliéter e hidrocolóide irreversível) e duas técnicas de moldagem (transferentes esplintados e não esplintados entre si). Os resultados obtidos demonstraram que o silicone por adição apresentou os melhores resultados e o alginato, o pior resultado.

Thomgthammachat *et al.*, em 2002, avaliaram a influência da estabilidade dimensional de troquéis de gesso feitos a partir de diferentes tipos de moldeiras e materiais (silicone polimerizada por adição e poliéter) e, vazados em tempos variados. Foram utilizados dois tipos de moldeiras de estoque (plástica e metálica perfurada) e quatro tipos de moldeiras individuais (resina acrílica ativada quimicamente, resina termoplástica e dois tipos de

resinas polimerizadas pela luz). As moldagens foram feitas a partir de um modelo mestre metálico e vazadas após 30min, 6 e 24h e 30 dias. Os modelos foram mensurados em 12 distâncias, sendo os valores absolutos de cada distância calculados e comparados ao modelo mestre. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes com moldeiras individuais de resina termoplástica para o silicone por adição e para um tipo de resina acrílica polimerizada pela luz em combinação com o poliéter. As moldeiras não contribuíram para as diferenças na precisão dos troquéis. Moldes feitos com o silicone tiveram estabilidade dimensional até após 30 dias de armazenamento. Moldes de poliéter devem ser vazados somente até 24h. O silicone apresentou melhor estabilidade dimensional que o poliéter.

Ainda em 2002, Fernandes Neto *et al.*, descreveram a técnica da silhueta modificada para o preparo de coroas totais em dentes posteriores. Afirmaram que a quantidade de desgaste e a forma do término cervical dependem do tipo de material restaurador. As restaurações metalocerâmicas necessitam de aproximadamente 1,5mm de desgaste axial e término cervical em chanfrado longo.

Johnson *et al.*, em 2003, avaliaram o efeito da umidade de superfície na reprodução de detalhes de moldes de poliéteres e silicones por adição. Utilizaram os materiais em sistemas de viscosidade simples e dupla e um instrumento de análise de superfície, comprando as superfícies de um padrão (usado como calibrador do instrumento) às dos moldes realizados sob condições seca e úmida. O poliéter demonstrou melhor reprodução de detalhes sob condições de umidade do que os silicones. A técnica de moldagem em mistura simples mostrou melhores resultados que a de dupla mistura, tanto em condições de superfície seca quanto em úmida.

Anusavice, em 2003, descreveu as características dos materiais de moldagem elastoméricos, suas propriedades viscoelásticas e composição química. Abordou ainda outras propriedades, tais como: tempo de presa e

trabalho, estabilidade dimensional, reprodução de detalhes, desinfecção, propriedades reológicas, elasticidade, resistência ao rasgamento, biocompatibilidade, vida útil, além das melhores formas para a obtenção de moldes odontológicos.

Filho *et al.*, em 2003, afirmaram que os silicones por adição representam um grande avanço na odontologia devido à sua estabilidade dimensional, facilidade de manipulação e compatibilidade com os materiais para modelos. Entretanto, concordam que a manipulação desses materiais com luvas de látex pode afetar a polimerização dos mesmos. Avaliaram, então, a influência na elasticidade da manipulação de silicones por adição em consistência de massa, por meio de várias técnicas, empregando-se luvas. A polimerização dos materiais foi feita por meio de um elasticímetro. Foram avaliados quatro silicones e cinco marcas de luvas (uma de vinil, uma de borracha sintética e três de borracha natural). Utilizou-se uma espátula para a mistura inicial dos materiais. De acordo com os resultados da pesquisa, os autores concluíram que, em caso de dúvida sobre a compatibilidade entre o tipo de luva e a marca do silicone, o emprego de espátula na mistura inicial contorna o problema.

Ainda em 2003, Berg *et al.*, determinaram as propriedades viscoelásticas de novos elastômeros de baixa e média viscosidade (2 silicones e 5 poliéteres) durante a presa a 33° C e, avaliaram o material de viscosidade média (1 silicone e 1 polissulfeto) sob 3 temperaturas (25, 29 e 37°C). Utilizaram um reômetro oscilatório dependente do tempo para a realização do teste. O módulo de armazenamento foi determinado em função do tempo por um período de 0 a 900s, começando 40s após a mistura. O desenvolvimento das propriedades de viscoelasticidade reológica em função do tempo para 3 elastômeros de média viscosidade e 4 de baixa viscosidade a 33° C demonstraram diferenças significantes no tempo de presa e na magnitude do módulo de armazenamento. O novo Impregum Penta Soft comparado ao Impregum Penta foi 6% menos rígido após a presa, comparado com 44% de menos rigidez para o silicone por adição. O aumento da temperatura também influenciou o tempo de presa dos

materiais. Os autores recomendaram o uso dos silicones por adição para a moldagem de dentes com certa mobilidade e em regiões retentivas.

Sha *et al.*, em 2004, compararam a estabilidade dimensional de uma técnica de moldagem usando um poliéter e um silicone por adição através de um scanner a laser com um software em três dimensões. Moldes foram feitos a partir de um modelo mestre semelhante ao arco dental, contendo três dentes posteriores de acrílico e vazados com gesso ortodôntico. O modelo mestre e as réplicas foram digitalizados com o scanner a laser para produzir uma imagem tridimensional. A média das diferenças entre o modelo mestre e as réplicas de gesso para o Impregum foi de 0,072mm e, para o silicone President 0,097mm, sendo as diferenças estatisticamente significantes ($p = 0,001$). Ambos os elastômeros produziram réplicas precisa do dente preparado, suportando a visão de que esses materiais são altamente precisos.

Baharav *et al.*, em 2004, avaliaram o efeito da profundidade do sulco gengival, na presença de áreas retentivas sobre a precisão de modelos obtidos de moldes de diferentes materiais de moldagem (3 siliconas por adição, 1 poliéter e 1 polissulfeto). Utilizaram seis modelos mestres metálicos confeccionados para simular um dente com preparo chanfrado, convergência radicular e variação da profundidade do sulco gengival de 0,10 a 0,40mm. Os moldes foram vazados com gesso tipo IV e mensurados com um microscópio até o limite final do preparo cavitário. As distorções variaram entre 0,01% a 0,89%. Todos os materiais demonstraram comportamento similar. Moldes precisos podem ser esperados com sulcos maiores ou iguais a 0,15mm de profundidade sulcular. Entretanto, moldes com 0,10mm de profundidade e com presença de áreas retentivas são imprevisíveis.

Chen *et al.*, em 2004, avaliaram o efeito de vários materiais de moldagem (3 alginatos, 5 silicones comercialmente encontradas e 2 silicones experimentais), diferentes tempos de armazenamento e, a proporção de matéria inorgânica sobre a precisão e estabilidade dos elastômeros. Moldes

foram feitos a partir de dez modelos mestres metálicos simulando preparos cavitários. Os moldes de alginato foram vazados imediatamente, enquanto os silicones foram vazados após 30min, 1 e 24h. O diâmetro da superfície oclusal do modelo metálico e das réplicas foi determinado usando fotografias da superfície feitas com uma câmera digital e mensurados usando um sistema integrado de fotomicrografia digitalizado. Os resultados demonstraram que existe alteração significativa na interação entre materiais e tempo de armazenagem, dois silicones tiveram melhor precisão e estabilidade, dois alginatos tiveram a menor estabilidade. Os autores concluíram que a precisão e estabilidade dimensional dos elastômeros diminuíram significativamente com o aumento do tempo de armazenamento dos moldes.

Em 2004, Soares *et al.* desenvolveram uma máquina padronizadora de preparos em uma pesquisa para avaliar a resistência à fratura de dentes restaurados com compósitos indiretos e inlays de cerâmica.

No mesmo ano, Pegoraro *et al.*, descreveram a técnica de moldagem por reembasamento que consiste em realizar uma moldagem preliminar com o material pesado para, em seguida, realizar a segunda moldagem com o material com consistência mais fluida. Afirmaram ainda que a primeira moldagem serve de guia para o reembasamento com o material fluido.

Ainda em 2004, Donovan *et al.*, descreveram as propriedades ideais dos materiais de moldagem elastoméricos. Afirmaram que os materiais mais precisos, com melhor recuperação elástica e estabilidade dimensional são os silicones por adição. Os autores consideram ainda que um material de moldagem é estável dimensionalmente quando permite o vazamento do molde de acordo com a conveniência do operador.

Kanehira *et al.*, em 2005, avaliaram a precisão de modelos de gesso produzidos por moldes de poliéter e silicones por adição após longos períodos de armazenamento a zero, 50 ou 100% de umidade relativa. Estudaram dois

tipos de poliéter, um convencional (Impregum) e um material alternativo chamado P2 Polyether, que polimeriza por uma reação de condensação hidrolítica, liberando água. Moldes foram vazados 1, 2, 3, 4 ou 5 dias após a moldagem. Concluíram que os moldes de silicone por adição (Flexitime) podem ser armazenados por 5 dias antes do vazamento sem sofrer alterações significantes, enquanto os moldes de P2 Polyether devem ser vazados preferencialmente antes de 24h. Os moldes de Impregum garantem precisão dimensional apenas quando estocados em ambiente com umidade relativa inferior a 50%.

Walker *et al.*, em 2005, avaliaram a estabilidade dimensional e reprodução de detalhes de silicones por adição e poliéteres sob substrato úmido e seco. Moldes foram feitos a partir de um modelo mestre metálico de acordo com a especificação nº 19 da ADA. Os moldes foram mensurados em microscópio comparador e a reprodução de detalhes foi avaliada por um critério similar ao da especificação nº 19 da ADA. Os resultados da análise estatística demonstraram que a umidade não alterou a estabilidade dimensional dos materiais. Porém, a umidade prejudicou a reprodução de detalhes para o silicone por adição. Em substrato seco, todos os materiais demonstraram satisfatória reprodução de detalhes. Os autores observaram que o poliéter demonstrou melhor reprodução de detalhes na presença de umidade.

Wadhwani *et al.*, em 2005, avaliaram a precisão de dois tipos de materiais de moldagem de presa rápida (silicone por adição e poliéter de presa rápida) submetidos à desinfecção com glutaraldeído. Moldes foram feitos a partir de um modelo mestre simulando o arco mandibular, submetidos à desinfecção por imersão em glutaraldeído a 3,5% por 20min e vazados para a obtenção de modelos de gesso. Um grupo controle não foi submetido à desinfecção. Os modelos foram mensurados em microscópio comparador. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras submetidas à desinfecção e o grupo controle. Entretanto, observaram diferença

estatisticamente significativa entre os três materiais avaliados. Todas as diferenças encontradas foram pequenas e são aceitáveis clinicamente.

Peregrina *et al.*, em 2005, afirmam que moldes mais precisos e consistentes são obtidos com a aplicação de adesivos nas moldeiras. Avaliaram a adesividade de três silicones por adição com moldeiras de resina acrílica auto-polimerizável e polimerizadas pela luz, usando o adesivo recomendado pelo fabricante e dois adesivos universais. O adesivo universal Paint-on providenciou significativamente maiores valores de adesividade que aqueles obtidos com os adesivos indicados pelos fabricantes.

Hassan, em 2006, relatou que a estabilidade dimensional de um material de moldagem é a característica principal que deve ser levada em consideração para conseguir uma boa restauração. Afirmou ainda que o silicone é um dos melhores materiais para prótese fixa. O autor avaliou a estabilidade dimensional de três silicones. Utilizando a técnica de simples e dupla mistura, 20 amostras foram preparadas e mensuradas. A técnica de simples mistura demonstrou melhores resultados que a técnica de dupla mistura.

Endo & Finger, em 2006, avaliaram a estabilidade dimensional de modelos de gesso produzidos a partir de moldes padronizados de um poliéter convencional e um novo poliéter e, de um silicone por adição como referência. Moldes foram produzidos a 23 ou 37° C de um cone metálico com moldeiras metálicas cilíndrica com alívio de 4mm. Moldes foram armazenados em diferentes níveis de umidade relativa (0, 33, 50, 75 ou 100%) 24h antes do vazamento. A precisão dos modelos de gesso foi determinada pela discrepância axial entre um anel metálico com adaptação perfeita no modelo mestre e na superfície oclusal do mesmo. Após 1h, foi observado um aumento similar para os materiais à temperatura ambiente. Moldes feitos a 37° C foram significativamente maiores que a 23° C. Concluíram que os modelos feitos a partir do poliéter diminuíram significativamente com o aumento da umidade, enquanto o silicone por adição não foi afetado. Poliéteres podem absorver

água, comprometendo significativamente a estabilidade dimensional após armazenamento com alta umidade.

Dias, em 2006, afirmou que a demora no vazamento dos moldes de elastômeros pode ser causa de possíveis alterações dimensionais dos modelos de trabalho. O autor avaliou a estabilidade dimensional de um polissulfeto e um poliéter em função do tempo de armazenamento do molde. Confeccionou um modelo mestre, simulando o arco superior com dentes de estoque e dois dentes naturais (um pré-molar e um molar) preparados para coroa total metalocerâmica. Foram estabelecidos seis pontos de referência em cada dente, resultando em sete distâncias para mensuração. Os moldes foram feitos pela técnica de casquetes individuais de resina acrílica, armazenados pelos tempos de 30min, 2h e 12h e vazados com gesso tipo IV. Os modelos foram mensurados por três examinadores em microscópio comparador. Os valores médios de alteração das distâncias para o polissulfeto variaram entre 0 e 23 μ m para o tempo de 30min, 40 e 30 μ m para 2h e 1 e 22 μ m para 12h de armazenagem. Para o poliéter, variaram entre 1 e 43 μ m para 30min, 2 e 44 μ m para 2 h e 0 e 23 μ m para 12h. O polissulfeto e o poliéter geraram modelos com alteração em pelo uma das distâncias, sendo apenas uma delas influenciada pelo tempo de armazenagem. A maioria das alterações foi clinicamente aceitável.

Holst *et al.*, em 2007, avaliaram o efeito do tempo na estabilidade tridimensional de três silicões por adição e um poliéter nas moldagens de implantes com moldeira aberta. Confeccionaram um modelo mestre contendo quatro implantes com conexão interna. Alterações tridimensionais na orientação espacial dos análogos foram mensuradas após 1, 2, 6, 24 e 48h, usando um dispositivo de mensuração óptica. A média da estabilidade dimensional dos moldes apresentou diferença significativa com o tempo. O poliéter e um silicone demonstraram resultados similares. Para os outros silicões houve aumento significativo na alteração dimensional com aumento máximo após 2h. Concluíram que o tempo é um importante fator de alteração

na precisão de modelos de implantes odontológicos, enquanto o tipo específico de material elastomérico é menos importante. Os silicones por adição transferem a orientação espacial dos implantes com precisão equivalente ao poliéter.

Balkenhol *et al.*, em 2007, avaliaram a influência do tipo de moldeira e da viscosidade de dois silicones por adição sobre a estabilidade dimensional dos materiais de moldagem. Moldes foram feitos com moldeiras de estoque metálicas e plásticas a partir de um modelo mestre mandibular contendo quatro pilares. Os moldes foram vazados e os modelos mensurados. A estabilidade dimensional foi afetada significativamente pelo uso de moldeiras de estoque plásticas e os materiais de baixa viscosidade foram os mais precisos.

Al-Bakri *et al.*, em 2007, avaliaram a influência de quatro técnicas de moldagem na estabilidade dimensional do silicone por adição. As técnicas de moldagem avaliadas foram a de estágio único, estágio duplo, monofase (material na consistência regular) e a técnica de dupla mistura com material leve e pesado. Os moldes foram obtidos a partir de um modelo mestre maxilar contendo três dentes pilares com utilização de moldeiras de estoque metálicas perfuradas. Aplicaram o adesivo recomendado pelo fabricante 5 minutos antes de cada moldagem, moldes foram vazados e os modelos de gesso mensurados. Concluíram que a seleção da técnica de moldagem influencia a qualidade do molde e o resultado final da restauração indireta. A técnica de estágio único teve a pior estabilidade dimensional e de dupla mistura com material leve e pesado demonstrou a melhor estabilidade dimensional, produzindo a melhor qualidade de moldes odontológicos.

3. Proposição

3. PROPOSIÇÃO

Após a revisão da literatura ainda persistem as seguintes hipóteses:

1. A composição dos materiais pode influenciar a estabilidade dimensional dos materiais de moldagem.
2. O tempo decorrido entre o ato da moldagem e o vazamento do molde pode influenciara estabilidade dimensional dos materiais de moldagem.

Diante deste contexto, este trabalho se propôs a avaliar *in-vitro* o comportamento dimensional de quatro materiais de moldagem elastoméricos: um à base de polissulfeto, outro à base de poliéter e outros dois à base de silicone, onde um apresenta presa por condensação e outro presa por adição. Os materiais foram avaliados em função do tempo decorrido entre a obtenção de moldes e o vazamento do gesso, por meio de um método que simula as condições clínicas. A alteração dimensional foi medida linearmente nos modelos de gesso em microscópio comparador.

4. Materiais e Métodos

4. MATERIAIS E MÉTODOS

A alteração dimensional foi medida linearmente em modelos de gesso confeccionados a partir de moldes de um modelo mestre. Quatro materiais elastoméricos com composições diferentes do polímero constituinte foram selecionados: PER, polissulfeto (Permlastic, Kerr, Mishigan. Estados Unidos); IM, poliéter (Impregum F, 3M/ESPE, Seefeld, Alemanha); ZE/OR, silicone por condensação (Zetaplus/Oranwash, Zerhmack, Badia Polesine, Itália) e AD, silicone por adição (Adsil, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil). As características dos materiais testados estão descritas na Tabela I.

Tabela I. Materiais de moldagem avaliados

COMPOSIÇÃO	MARCA	FABRICANTE / LOTE
Polissulfeto	Permlastic Regular e Permlastic Light bodied	Kerr, Mishigan. Estados Unidos Lote: 4-2344
Poliéter	Impregum Heavy-bodied e Impregum Light-bodied	3M/ESPE, Seefeld, Alemanha Lote: 0716600215
Silicone por condensação	Zetaplus e Oranwash	Zerhmack, Badia Polesine, Itália Lote: 51044
Silicone por adição	Adsil Putty e Adsil Light	Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil Lote: 003/07

4.1. Modelo mestre

Para a confecção do modelo mestre, foram utilizados dois dentes naturais humanos: um segundo pré-molar superior esquerdo e um segundo molar superior esquerdo. O trabalho foi aprovado pelo comitê de Ética em Pesquisa/UFU, parecer nº 177/07 (Anexo 1). A coleta foi realizada no hospital Odontológico da Faculdade de Odontologia – UFU, a partir de um único paciente, que autorizou a utilização de seus dentes na pesquisa por meio de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 2).

Os dentes naturais receberam preparos para confecção de restauração coroa total metalocerâmica, seguindo a técnica da silhueta modificada (Fernandes Neto *et al.*, 2002), que preconiza o desgaste de 1,5mm nas faces oclusais e 1,2mm nas paredes axiais com término cervical em chanfrado profundo.

O modelo mestre utilizado foi o mesmo desenvolvido por Dias em 2006, sendo confeccionado para simular o arco superior, do terceiro molar direito ao terceiro molar esquerdo com dentes de estoque de resina acrílica (Biotone, Dentsply, Petrópolis, Brasil) intercalados pelos dois dentes naturais humanos e de espaço protético simulando a ausência do primeiro molar. Os dentes de estoque e os dentes naturais foram fixados em modelo de cera rosa 7 (Clássico, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil) e, com auxílio de um delineador (delineador B2, Bio-Art, São Paulo, Brasil), foram posicionados paralelos entre si, no plano horizontal e então fixados com resina acrílica ativada termicamente (Clássico – incolor, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil). (Figura 1)

Figura 1. Confecção do modelo mestre

- A. posicionamento dos dentes em cera com auxílio de delineador
- B. dentes fixados em acrílico

Pontos de referência (Figura 2) foram demarcados na face oclusal e vestibular do molar e pré-molar, representados por quatro orifícios na face oclusal (mesial, distal, vestibular e lingual), e dois na face vestibular (terços cervical e oclusal). A confecção dos orifícios foi feita com broca esférica carbide 1/4 (S. S. White, Rio de Janeiro, Brasil), em máquina padronizadora de preparos (Soares *et al.*, 2004). As margens internas destes orifícios serviram de referência para a determinação de quatro distâncias de medição: méso/distal (MD), véstíbulo/palatina (VP) cérvico/oclusal (CO) pré-molar e distância interpilar (Int), da distal do pré-molar à mesial do molar (Figura 3).

Figura 2. Confecção dos pontos de referência

- A. máquina padronizadora de preparos. B. planejamento dos orifícios.
C. broca esférica carbide 1/4. D. confecção dos orifícios.
E. orifícios oclusais. F. orifícios vestibulares

Figura 3. Desenho esquemático dos orifícios de referência para medição em microscópio comparador

Distâncias mensuradas: méso/distal (MD), vestibulo/palatina (VP) cérvico/oclusal (CO) pré-molar e distância interpilar (Int), da distal do pré-molar à mesial do molar.

O modelo mestre foi parafusado em uma base de nylon (Tecnil, Globomar Comercial Ltda., Macaé, Brasil). plana, circular e com adaptação precisa a um suporte metálico para adaptação em mesa (Figura 4).



Figura 4. modelo mestre montado em base de nylon

4.2. Moldagem e obtenção das amostras

Utilizou-se um dispositivo para moldagem e confecção das amostras, em nylon – Tecnil, desenvolvido por Dias em 2006. O dispositivo é composto por um suporte metálico com adaptação em mesa, com encaixe para fixação da base do modelo mestre para permitir a remoção do molde em movimento único e; uma base réplica, com encaixe piramidal, para confecção dos modelos de gesso (Figura 5).

Figura 5. Desenho esquemático do dispositivo para moldagem

- A. Suporte com adaptação em mesa
- B. Base réplica para confecção dos modelos de gesso
- C. Base e modelo mestre parafusado

Para a realização das moldagens confeccionou-se espaçador metálico fundido em liga a base de cobre-alumínio (Duracast MS, Marquart e Cia. Ltda., São Paulo, Brasil) com espessura de 3 mm (Figura 6) e moldeira individual perfurada (Johnson *et al.*, 1985), confeccionada em resina acrílica ativada quimicamente (Vipi Flash, Pirassununga, Brasil), com alívio interno de 3mm, para garantir a padronização de espessura do material de moldagem. Para minimizar o efeito de contração da resina acrílica utilizada para a confecção da moldeira, a mesma foi confeccionada e armazenada em recipiente contendo água por período mínimo de 24h antes de cada moldagem. Para garantir a fixação dos materiais à moldeira foi aplicado adesivo específico dos materiais PER e IM em toda a superfície interna e até 3mm da borda externa da moldeira (Johnson *et al.*, 1985; Gordon *et al.*, 1990; Peregrina *et al.*, 2005) (Figura 7).

Antes do procedimento de moldagem o modelo mestre foi mantido em recipiente contendo água destilada, mantendo a hidratação dos dentes naturais e, armazenado à temperatura de 37°C em estufa bacteriológica com o objetivo de simular a temperatura da cavidade bucal (Basset *et al.*, 1969; Anusavice, 2003) por período mínimo de 15 min (Thongthammachat *et al.*, 2002) (Figura 8). Antes da moldagem os dentes foram secos por um leve jato de ar.

Figura 6. Espaçador metálico fundido

- A. Espaçador metálico posicionado sobre o modelo mestre
- B. Espessímetro confirmando a espessura de 0,3mm

Figura 7. Moldeira individual acrílica

- A. Moldeira posicionada sobre o modelo mestre
- B. Adesivos dos materiais à base de poliéter e polissulfeto
- C. Moldeira com adesivo do material poliéter aplicado

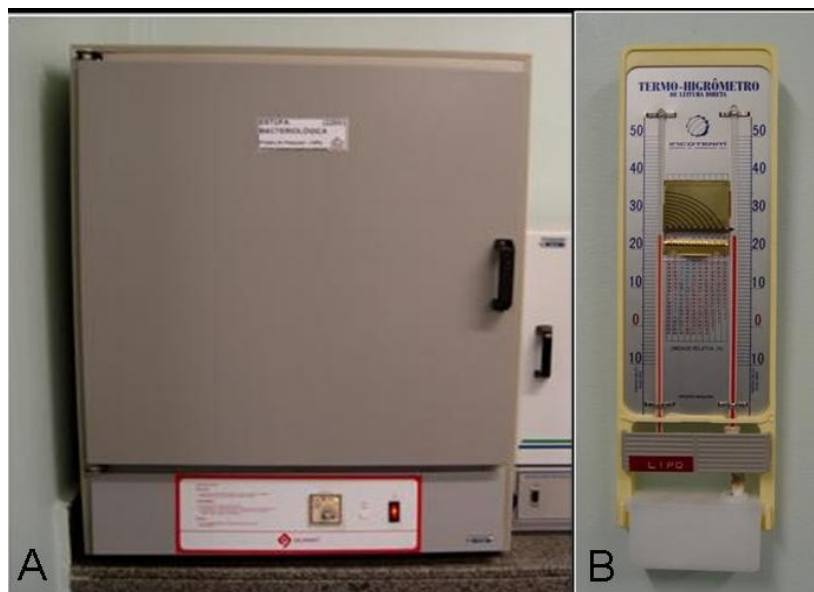


Figura 8. Controle de temperatura

A. Estufa bacteriológica

B. Termômetro ambiente

As moldagens foram realizadas pela técnica de reembasamento (Johnson *et al.*, 1985; Shillinburg *et al.*, 1997). Essa técnica consiste em uma moldagem preliminar com o material pesado para posterior moldagem com o material de consistência fluida (Pegoraro *et al.*, 2004). Durante a moldagem preliminar, o espaçador metálico foi posicionado sobre os dentes preparados no modelo mestre (Figura 9). Para a moldagem de reembasamento com o material de consistência fluida o espaçador foi removido. Todos os materiais foram proporcionados e manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes, sendo que os materiais de consistência fluida e os materiais de consistência pesada do tipo polissulfeto e poliéter foram proporcionados por meio de seringas hipodérmicas plásticas (Cirúrgica Passos, Curitiba, Brasil) (Figura 10). Após a presa, o molde foi removido em movimento único, para minimizar a deformação durante a remoção. O tempo de presa aguardado para os materiais foi o de 10min para cada etapa, totalizando 20min entre o início da mistura e a remoção do molde.

Figura 9. Moldagem preliminar - espaçador metálico em posição

- A. Material à base de polissulfeto
- B. Material à base de silicone por condensação
- C. Material à base de poliéter
- D. Material à base de silicone por adição

Figura 10. Moldagem de reembasamento - material de consistência fluida

- A. Material à base de polissulfeto
- B. Material à base de silicone por condensação
- C. Material à base de poliéter
- D. Material à base de silicone por adição

Os moldes foram armazenados em recipiente com umidade relativa de 100% à temperatura ambiente (Figura 11). A opção pelos tempos de armazenamento teve o propósito de simular o tempo operacional dentro do consultório odontológico, nos seguintes casos: T1) vazamento realizado 30 minutos após a moldagem, T2) vazamento realizado 2 horas após a moldagem; e T3) vazamento realizado 12 horas após a moldagem. A opção pelos tempos de armazenamento foi com o propósito de simular uma variação do tempo, levando em consideração o tempo mínimo recomendado pelos fabricantes para o vazamento dos moldes.

Figura 11. Armazenagem do molde em caixa térmica, mantendo temperatura constante e umidade relativa de 100%.

Para a confecção dos modelos foi utilizado gesso tipo IV (Herostone, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil, Lote: 012-07I), na proporção indicada pelo fabricante (100g de pó para 23ml de líquido), manipulado mecanicamente por 1min, em inclusor a vácuo (A-300, Polidental Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil) e vertido sobre o molde sob vibração mecânica. Imediatamente após a inserção do gesso, a base réplica com encaixe piramidal foi posicionada para permitir a padronização da base do modelo. Aguardou-se tempo de 2h até a cristalização total do gesso, para posterior remoção do modelo (Figura 12). Foram realizadas no total 120 repetições (n=10). Os grupos foram identificados de acordo com a Tabela II.

Figura 12. Confecção dos modelos de gesso

A. Inclusor a vácuo

B Gesso tipo IV (Herostone)

C. visualização dos orifícios de referência

D. Modelo de gesso (vista oclusal)

E. Base réplica em nylon

F. Base do modelo de gesso com detalhe da obtenção de um encaixe piramidal

Tabela II. Grupos e subgrupos

Grupo	Subgrupo	Identificação	Nº de amostras
Polissulfeto	30 min	PER-1	10
	2h	PER-2	10
	12h	PER-3	10
Poliéter	30 min	IM-1	10
	2h	IM-2	10
	12h	IM-3	10
Silicone por condensação	30 min	ZE/OR-1	10
	2h	ZE/OR-2	10
	12h	ZE/OR-3	10
Silicone por adição	30 min	AD-1	10
	2h	AD-2	10
	12h	AD-3	10

4.3. Mensuração dos modelos

As amostras foram mensuradas por três examinadores previamente calibrados, evitando influência de possível erro humano ou possível tendenciosidade, em microscópio comparador (Olympus Measuring Microscope STM, Orangeburg, EUA), com precisão de 0,001mm, em aumento de 30 vezes (Figura 13). Cada examinador repetiu três vezes cada medida.

Para posicionamento da amostra no microscópio, foi utilizado dispositivo em nylon (Tecnil Globomar Comercial Ltda., Macaé, Brasil), desenvolvido por Dias em 2006. A mensuração da distância axial foi realizada adaptando-se as amostras diretamente ao dispositivo, em suporte vertical. Para mensuração das distâncias oclusal e interpilar, o dispositivo continha sistema de encaixe à base réplica para modelos, estabilizando-a no plano horizontal; e a base réplica, por sua vez, possuía caixa piramidal para encaixe das amostras. Isso permitiu que

durante a leitura o microscópio fosse movimentado em um único eixo, assegurando melhor reprodutibilidade ao processo de medição (Figura 14).

Os valores (em mm) da alteração dimensional foram obtidos subtraindo-se dos valores das mensurações obtidas nos modelos de gesso, os valores do modelo de mestre.

Figura 13. microscópio comparador

Figura 14. Dispositivo de fixação das amostras ao microscópio

A.Desenho esquemático

B.Dispositivo em nylon

a) suporte para leituras horizontais

b) suporte para leituras verticais

4.4. Análise estatística

Após obtenção dos resultados, os dados foram submetidos aos testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk, demonstrando distribuição normal para três distâncias, com exceção da distância MD. Os dados com distribuição normal foram submetidos à análise de variância fatorial (4x3) e teste Tukey para as distâncias VP, CO e Int. Para os valores da distância MD foram realizados os testes não paramétricos de Kruskal-Wallis e Dunn. Para todos os testes foi utilizado o nível de probabilidade de 5% ($\alpha=.05$).

5. Resultados

5. RESULTADOS

A partir dos dados coletados pelos três examinadores, foi obtida a média para cada distância analisada para os modelos de gesso e para o modelo mestre. Os valores do comportamento dimensional foram obtidos subtraindo-se dos valores médios das mensurações obtidas do modelo gesso, os valores médios do modelo mestre.

5.1. Avaliação do comportamento dimensional nos modelos de gesso relativa à distância MD (mésio/distal do pré-molar)

Quadro 1. Valores das alterações encontradas para a distância MD (em mm)

Modelo mestre: 1,100												
Amostras	Polissulfeto			Poliéter			Silicone por condensação			Silicone por adição		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	0,024	0,058	0,020	0,045	0,050	0,026	0,062	0,140	0,009	0,024	-0,036	0,015
2	0,009	0,055	0,034	0,031	0,062	0,022	0,072	0,025	0,051	0,010	0,010	0,044
3	0,069	0,102	0,065	0,043	0,016	0,012	0,102	0,055	0,102	0,020	-0,009	-0,006
4	0,030	0,058	0,059	0,041	0,077	0,010	0,057	0,051	0,112	0,014	0,015	-0,024
5	0,016	0,009	0,028	0,020	0,035	0,061	0,010	0,050	0,109	0,035	0,004	0,010
6	0,032	0,012	0,008	0,002	0,008	0,016	-0,014	0,012	0,083	0,022	-0,010	-0,035
7	0,025	-0,025	0,014	-0,005	0,017	0,019	0,009	0,089	0,065	0,005	0,012	0,036
8	-0,018	0,084	0,015	0,055	0,075	0,039	0,041	0,102	0,063	-0,020	-0,004	0,026
9	-0,001	-0,005	0,048	0,033	0,069	0,005	0,042	0,062	0,073	0,005	0,050	0,040
10	0,015	0,026	0,033	0,021	0,057	0,008	0,095	0,017	0,099	0,054	0,018	-0,014
Média	0,020	0,037	0,032	0,029	0,047	0,022	0,048	0,060	0,077	0,017	0,005	0,009
Desvio Padrão	0,022	0,040	0,019	0,019	0,025	0,017	0,037	0,040	0,031	0,019	0,022	0,027

Valores positivos: maiores que o modelo mestre. Valores negativos: menores que o modelo mestre

Tabela III. Análise de Variância - distância MD

Causa de variação	Soma de quadrados	Grau de liberdade	Quadrado médio	F	P
Tempo	,002	2	,001	1,097	,338
Material	,040	3	,013	16,652	,000
Tempo * Material	,008	6	,001	1,680	,133
Resíduo	,086	108	,001		
Total	,271	120			

Tabela IV. Valores médios (em mm) e resultado estatístico para a distância MD em função dos materiais e tempo de armazenagem

Material	Distância MD
	Tempo *
Polissulfeto	0,030 ^b
Silicone condensação	0,062 ^a
Poliéter	0,032 ^{ab}
Silicone adição	0,010 ^c

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$)

* Para a distância MD não houve alteração significativa em função do tempo

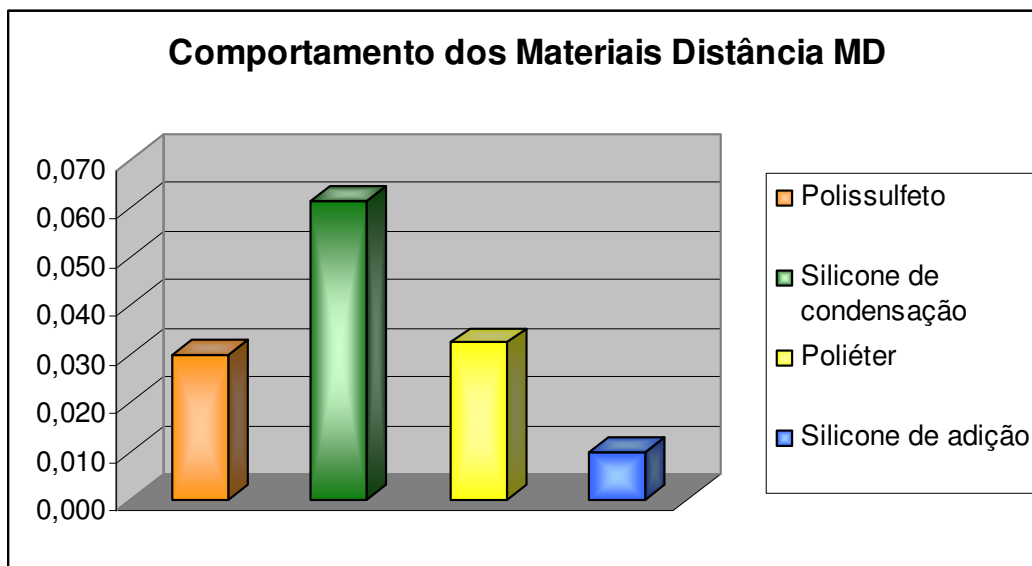


Figura 15. Comportamento dimensional dos materiais para a distância MD

Para a distância MD houve diferença estatística apenas para o tipo de material ($P = .000$) e não houve significância para o fator tempo de armazenamento dos moldes ($P = .338$). O menor valor de deformação linear foi apresentado pelo material silicone por adição, seguido do polissulfeto, poliéter e silicone por condensação.

5.2. Avaliação do comportamento dimensional nos modelos de gesso relativa à distância VP (vestíbulo/palatina do pré-molar)

Quadro 2. Valores das alterações encontradas para a distância VP (em mm)

Modelo mestre: 2,458												
Amostras	Polissulfeto			Poliéster			Silicone por condensação			Silicone por adição		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	-0,127	-0,025	-0,084	0,080	0,121	0,179	0,107	-0,038	-0,008	0,081	-0,013	-0,002
2	-0,045	0,022	-0,018	0,024	0,142	0,062	-0,212	0,031	0,062	-0,019	0,054	0,128
3	-0,061	-0,028	-0,012	0,056	0,063	0,196	-0,007	-0,045	0,064	0,068	-0,052	-0,014
4	-0,049	-0,042	0,009	0,083	0,095	0,029	0,044	-0,081	0,081	0,099	-0,014	0,007
5	0,016	-0,047	0,027	0,044	0,041	0,138	-0,003	-0,103	0,196	0,050	-0,004	0,077
6	-0,077	-0,078	0,002	0,019	0,031	0,143	-0,044	-0,056	0,178	0,046	0,002	-0,012
7	0,057	0,039	-0,032	0,041	0,031	0,195	0,013	0,001	0,148	0,058	0,043	0,038
8	-0,032	-0,045	0,019	-0,008	0,012	0,152	-0,037	0,068	0,193	0,026	0,063	0,046
9	-0,041	-0,102	-0,018	0,062	0,063	0,152	-0,020	0,053	0,086	0,119	-0,006	0,036
10	-0,040	0,015	-0,052	0,082	0,060	0,195	0,021	0,036	0,132	0,086	0,130	0,093
Média	-0,040	-0,029	-0,016	0,048	0,066	0,144	-0,014	-0,013	0,113	0,061	0,020	0,040
Desvio Padrão	0,049	0,044	0,033	0,030	0,417	0,057	0,082	0,059	0,067	0,039	0,052	0,047

Valores positivos: maiores que o modelo mestre. Valores negativos: menores que o modelo mestre

Tabela V. Análise de Variância - distância VP

Causa de variação	Soma de quadrados	Grau de liberdade	Quadrado médio	F	P
Tempo	,089	2	,045	16,344	,000
Material	,199	3	,066	24,321	,000
Tempo * Material	,081	6	,014	4,954	,000
Resíduo	,295	108	,003		
Total	,786	120			

Tabela VI. Valores médios (em mm) e resultado estatístico para a distância VP em função dos materiais e tempo de armazenagem

Material	Distância VP		
	30 min	2h	12h
Polissulfeto	-0,039 ^{c,A}	-0,029 ^{b,A}	-0,016 ^{b, A}
Silicone condensação	-0,014 ^{bc,B}	-0,013 ^{b, B}	0,113 ^{a, A}
Poliéter	0,048 ^{ab,B}	0,065 ^{a, AB}	0,144 ^{a, A}
Silicone adição	0,061 ^{a, A}	0,020 ^{ab, A}	0,040 ^{b, A}

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$)

Letras minúsculas: comparação entre os materiais.

Letras maiúsculas: comparação entre cada material ao longo do tempo.

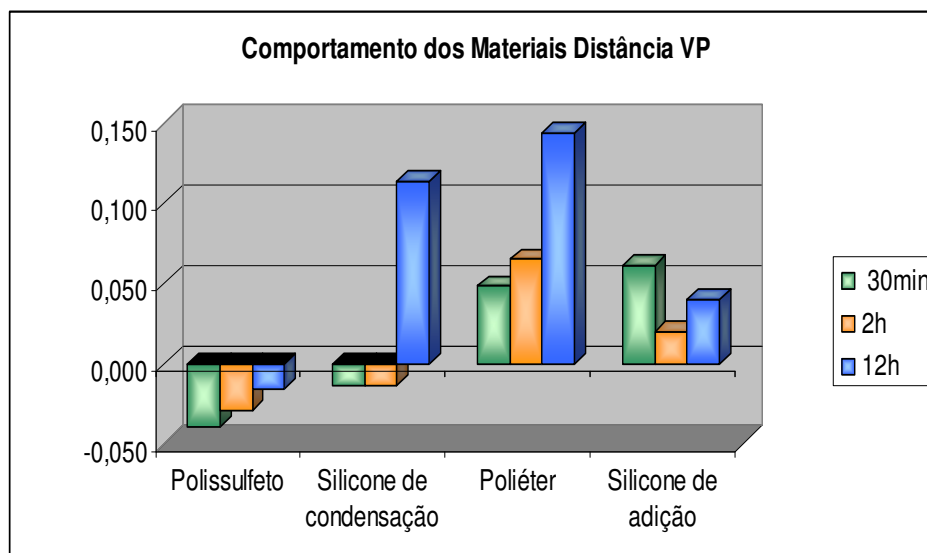


Figura 16. Comportamento dimensional dos materiais para a distância VP

Para a distância VP os valores médios de alteração encontrados para os materiais IM e ZE/OR representam aumento do modelo de gesso ao longo do tempo; enquanto os materiais PER e AD possuem estabilidade

5.3. Avaliação do comportamento dimensional nos modelos de gesso relativa à distância CO (cérvico/oclusal do pré-molar)

Quadro 3. Valores das alterações encontradas para a distância CO (em mm)

Modelo mestre: 2,116												
Amostras	Polissulfeto			Poliéter			Silicone por condensação			Silicone por adição		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	0,069	0,080	0,027	0,027	0,064	0,056	0,020	0,009	0,027	-0,031	-0,062	-0,131
2	0,058	-0,032	0,063	0,016	0,027	0,052	-0,013	0,044	0,031	-0,011	-0,026	-0,005
3	-0,010	0,018	0,042	0,012	-0,027	-0,012	0,021	0,021	0,066	0,010	-0,021	-0,047
4	0,034	-0,006	0,048	-0,005	0,056	-0,009	-0,027	0,002	0,053	0,027	-0,030	-0,050
5	0,069	0,035	-0,022	0,020	0,020	0,039	-0,064	-0,002	-0,020	0,030	-0,022	-0,008
6	0,008	0,060	0,052	0,005	0,049	0,055	-0,013	0,019	0,101	0,013	-0,029	-0,034
7	0,013	0,057	0,116	-0,019	0,018	0,077	0,008	0,080	0,011	-0,039	-0,004	-0,031
8	0,008	0,070	0,074	-0,011	0,000	0,046	-0,041	-0,001	-0,011	0,051	-0,009	-0,034
9	0,011	0,097	0,038	0,007	-0,002	0,044	-0,053	-0,022	0,041	0,004	-0,024	-0,071
10	0,050	0,031	0,029	0,003	0,023	0,032	-0,097	0,002	0,038	0,012	-0,018	-0,024
Média	0,031	0,041	0,047	0,005	0,022	0,038	-0,026	0,015	0,033	0,006	-0,025	-0,044
Desvio Padrão	0,028	0,039	0,035	0,014	0,028	0,028	0,038	0,028	0,035	0,027	0,015	0,036

Valores positivos: maiores que o modelo mestre. Valores negativos: menores que o modelo mestre

Tabela VII. Análise de Variância - distância CO

Causa de variação	Soma de quadrados	Grau de liberdade	Quadrado médio	F	P
Tempo	,004	2	,002	2,259	,109
Material	,058	3	,019	20,417	,000
Tempo * Material	,034	6	,006	5,924	,000
Resíduo	,102	108	,001		
Total	,216	120			

Tabela VIII. Valores médios (em mm) e resultado estatístico para a distância CO em função dos materiais e tempo de armazenagem

Material	Distância CO		
	30 min	2h	12h
Polissulfeto	0,031 ^{a, A}	0,041 ^{a, A}	0,047 ^{a, A}
Silicone condensação	-0,026 ^{b, B}	0,015 ^{a, A}	0,034 ^{a, A}
Poliéter	0,005 ^{ab, B}	0,022 ^{a, AB}	0,038 ^{a, A}
Silicone adição	0,006 ^{ab, A}	-0,025 ^{b, B}	-0,044 ^{b, B}

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$)

Letras minúsculas: comparação entre os materiais.

Letras maiúsculas: comparação entre cada material ao longo do tempo.

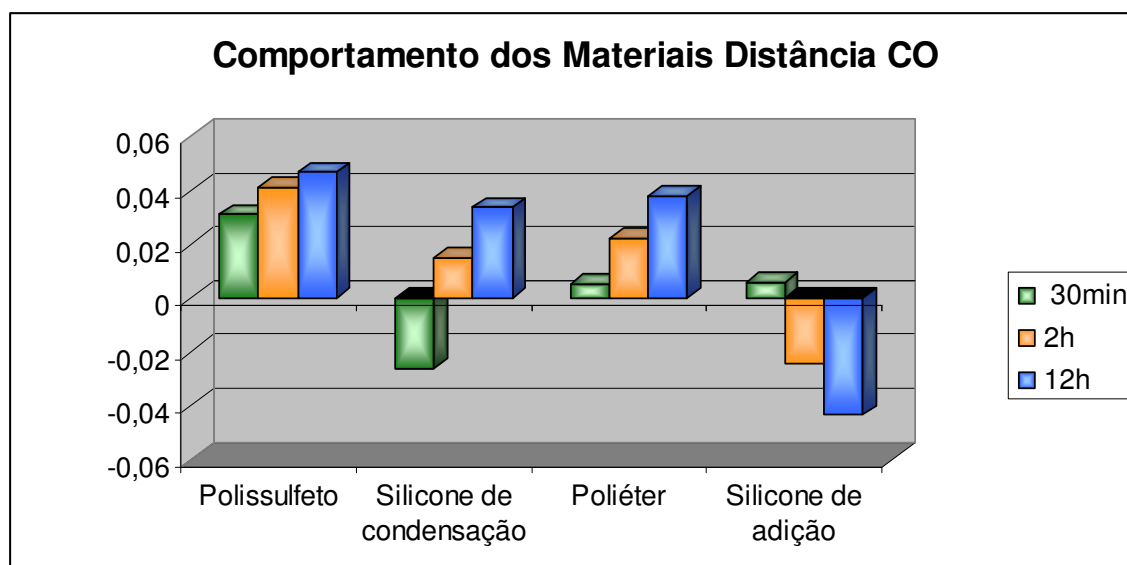


Figura 17. Comportamento dimensional dos materiais para a distância VP

Os valores médios de alteração encontrados para a distância CO demonstram comportamento de aumento do modelo de gesso em relação ao modelo mestre ao longo do tempo para os materiais IM e ZE/OR. O material AD apresentou diminuição das amostras, enquanto PER resultados de estabilidade dimensional.

5.4. Avaliação do comportamento dimensional nos modelos de gesso relativa à distância Int (interpilar)

Quadro 4. Valores das alterações encontradas para a distância Int (em mm)

Modelo mestre: 10,439												
Amostras	Polissulfeto			Poliéster			Silicone por condensação			Silicone por adição		
	30min	2h	12h	30min	2h	12h	30min	2h	12h	30min	2h	12h
1	-0,042	0,132	0,061	0,066	0,158	0,142	0,134	0,124	0,164	0,152	0,170	0,180
2	0,183	0,093	0,016	0,142	0,303	0,174	0,123	0,055	0,049	0,173	0,145	0,170
3	0,072	0,137	0,072	0,077	0,242	0,127	0,121	0,220	0,078	0,181	-0,026	0,001
4	0,035	0,056	-0,025	0,124	0,183	-0,008	0,035	0,181	0,091	-0,017	0,060	0,127
5	-0,018	0,096	-0,009	0,092	0,162	0,171	0,083	0,220	0,092	0,075	0,093	0,159
6	-0,004	0,110	-0,065	0,043	0,214	0,188	0,156	0,146	0,067	0,112	0,164	0,051
7	0,000	0,174	0,182	0,071	0,185	0,206	0,127	0,164	0,176	0,218	0,064	0,151
8	0,033	0,200	0,001	0,056	0,083	0,145	0,128	-0,061	0,125	0,049	0,019	0,024
9	-0,070	0,308	0,005	-0,050	0,113	0,251	-0,015	0,152	0,224	0,089	0,147	0,129
10	-0,151	0,185	0,070	0,126	0,134	0,128	0,068	0,153	0,178	0,216	0,066	0,305
Média	0,004	0,149	0,031	0,075	0,178	0,152	0,096	0,136	0,124	0,125	0,090	0,130

Valores positivos: maiores que o modelo mestre. Valores negativos: menores que o modelo mestre

Tabela IX. Análise de Variância - distância Int

Causa de variação	Soma de quadrados	Grau de liberdade	Quadrado médio	F	P
Tempo	1,937	2	,968	1,022	,363
Material	2,973	3	,991	1,046	,375
Tempo * Material	5,833	6	,972	1,026	,412
Resíduo	102,301	108	,947		
Total	117,579	120			

Tabela X. Valores médios (em mm) e resultado estatístico para a distância Int em função dos materiais e tempo de armazenagem

Material	Distância Int
	Tempo*
Polissulfeto	0,061 ^a
Silicone condensação	0,119 ^a
Poliéter	0,135 ^a
Silicone adição	0,115 ^a

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$)

* Para a distância Int não houve alteração significativa em função do tempo

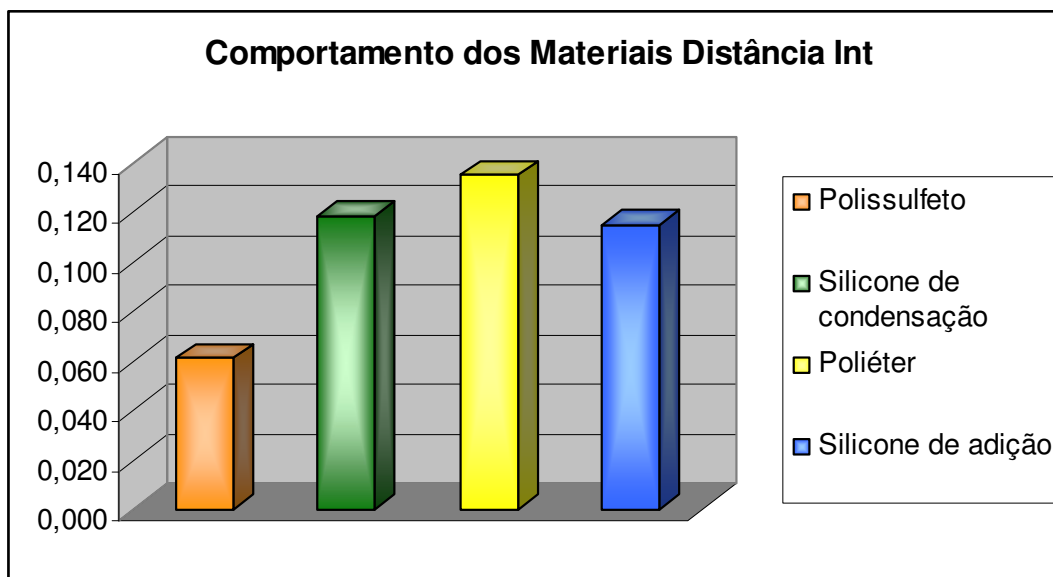


Figura 18. Comportamento dimensional dos materiais para a distância Int

Para a distância interpilar não houve diferença estatisticamente significativa para material ($P = 0,375$), para tempo de armazenamento do modelo ($P = 0,363$) e para a interação dos fatores avaliados no estudo ($P = 0,412$).

6. Discussão

6. DISCUSSÃO

Neste experimento, a hipótese de que a composição e o aumento no tempo de armazenamento influenciam a estabilidade dos materiais em estudo foi aceita. Apenas o material polissulfeto apresentou comportamento estável ao longo do tempo, sem diferença estatisticamente significativa nos três tempos e para as quatro dimensões analisadas. Os demais grupos apresentaram alteração dimensional estatisticamente significativa, em pelo menos uma das distâncias mensuradas. Além disso, as amostras em análise apresentaram mais resultados de expansão (valores positivos) que contração (valores negativos).

As formas geralmente utilizadas para avaliar a estabilidade dimensional dos materiais de moldagem são: a mensuração direta do molde, a comparação entre modelos de gesso e modelos mestres e, a avaliação da adaptação de restaurações mestre aos modelos de gesso. Nos dois últimos casos é necessária a confecção de modelo mestre, que geralmente é metálico, com superfície polida. Alguns trabalhos utilizaram modelos com dentes de acrílico, porém o uso de dentes naturais não é comum. Alguns autores, como Stackhouse Jr. (1975) e Marcinack *et al.* (1980) também utilizaram dentes humanos em seus trabalhos, sendo que o primeiro avaliou a adaptação de restaurações mestres e o segundo utilizou forma diferente de marcar os pontos de referência para medição, mensurando a partir de um corte na borda incisal de dois incisivos centrais superiores. A escolha de dentes naturais preparados com pontos de referência em orifício foi, segundo Dias (2006), devido à possibilidade de uma retentividade diferente daquela apresentada por modelos metálicos frequentemente utilizados em outros estudos e recomendados pela especificação nº 19 da ADA.

O modelo mestre foi armazenado à temperatura de 37° C antes do procedimento de moldagem. Após remoção dos moldes, os mesmos foram armazenados à temperatura ambiente de 25° ± 1° C com o objetivo de simular

as condições encontradas na prática clínica. Sabe-se, entretanto, que a variação da temperatura influencia a estabilidade dimensional dos materiais elásticos (Phillips, 1959; Hosoda & Fusayama, 1961; Brown, 1973; Hembree Jr & Nunez, 1974; Anusavice, 2003), mas é o que frequentemente acontece na prática clínica da odontologia. Vários autores simularam em seus trabalhos as condições de temperatura e umidade encontradas na prática clínica. Alguns autores consideraram a temperatura de 37º C (Myers & Stockman, 1960; Hosoda & Fusayama, 1961; Podschadley *et al.*, 1971; Goldberg, 1974; Stackhouse Jr, 1975; Harcourt, 1978; Eames *et al.*, 1979; Paccas *et al.*, 1980; Marcinak *et al.*, 1980; Williams *et al.*, 1984), outros consideraram a temperatura de 35º C (Stauffer *et al.*, 1976; Thongtmmachai *et al.*, 2002) e alguns seguiram a especificação nº 19 da ADA, considerando a temperatura de 32º C (Ciesco *et al.*, 1981; Clancy *et al.*, 1983; Federik & Caputo, 1997).

Antes do procedimento de moldagem, o modelo mestre esteve submerso em água destilada, mantendo hidratação dos dentes. Foi realizada, previamente à moldagem, rápida secagem do mesmo com jato de ar. Contudo, como a superfície moldada foi dentina, provavelmente certo grau de umidade esteve presente neste substrato durante a polimerização dos materiais. A presença de umidade afeta o comportamento do polissulfeto (Phillips, 1959; Nayyar *et al.*, 1979; Anusavice, 2003) e dos materiais a base de silicone (Walker, 2005), enquanto o poliéter mantém boa reprodução de detalhes quando utilizado para moldar uma superfície úmida (Jhonson *et al.*, 2003).

Com relação à espessura do material elastomérico foram usados como referência os estudos que recomendam espessuras iguais ou superiores a 2mm (Hembree & Nunez, 1974; Eames *et al.*, 1979; Marcinack *et al.*, 1980; Williams *et al.*, 1984; Jhonson & Craig, 1985; Tjan *et al.*, 1986; Boulton *et al.*, 1996), embora outros estudos tenham recomendado espessura de 1,5 a 2,0mm (Skinner & Cooper, 1955; Bailey *et al.*, 1955; Schenell & Phillips, 1958; Phillips, 1959; Basset *et al.*, 1969).

A opção pelos tempos de armazenamento teve o propósito de simular o tempo operacional dentro do consultório e laboratório odontológico, nos seguintes casos: T1) vazamento realizado 30 minutos após a moldagem, para permitir certa recuperação elástica dos materiais, sendo ainda considerado como imediato (Anusavice, 2003); T2) vazamento após 2 horas; e T3) vazamento após 12 horas, simulando os casos em que a moldagem é feita no final do dia e vazada na manhã do dia seguinte.

Os materiais elastoméricos são susceptíveis à deformação permanente (Gordon *et al.*, 1990), o que pode justificar a não uniformidade dos moldes realizados neste experimento. A superfície dos dentes naturais é aderente ao material de moldagem e, os pontos de referência em orifício apresentam certa retentividade, causando dificuldade na remoção do molde ou deformação no mesmo. Esta deformação está relacionada à incapacidade dos materiais de retornarem, totalmente, à sua dimensão original. A recuperação elástica esperada apresenta-se de forma diferente entre os materiais sendo fator importante na influência dos resultados finais dos modelos (Donovan *et al.*, 2004). Embora nenhum material de moldagem possua 100% de recuperação elástica, o silicone por adição é descrito como o material com melhor recuperação elástica (Gordon *et al.*, 1990).

O tempo de presa também influencia a recuperação elástica. Segundo Nayyar *et al.* (1979), quanto mais tempo o material for deixado polimerizando, menor será a alteração na recuperação após compressão, reduzindo a distorção do molde durante a remoção. Além disso, o aumento da temperatura acelera o processo de polimerização dos materiais elastoméricos. Neste trabalho o tempo de presa aguardado para os materiais foi o de 10min para cada etapa da moldagem, totalizando 20 min entre o início da mistura e a remoção do molde, nas duas etapas

Considerando ainda o fato que o gesso utilizado para a confecção dos modelos sofre expansão e que essa expansão pode resultar em desadaptação

das peças protéticas (Thongthammachat *et al.*, 2002), os valores médios encontrados no estudo são resultado da interação entre expansão ou contração dos moldes com a expansão do gesso. Para minimizar o efeito de expansão do gesso, é importante lembrar que todas as amostras foram obtidas com o mesmo tipo de gesso manipulado com quantidade, proporção e condições ambientes iguais.

Estudo similar, realizado por Basset *et al.* (1969), testou a adaptação de restauração mestre sobre troquéis de gesso, constatando que nos modelos maiores, ou seja, que sofreram expansão, a adaptação da restauração mestre foi possível com um pequeno aumento da linha de cimentação, dentro da especificação nº 19 da ADA. Já nos modelos menores, que sofreram contração, não foi possível adaptar a restauração sobre o modelo de gesso. Dessa forma, poderíamos considerar em nosso estudo, para os valores estatisticamente similares, a expansão do modelo (valores positivos), melhor que a contração do modelo (valores negativos).

O material a base de polissulfeto possui processo de polimerização por aumento de cadeia e por ligações cruzadas entre os grupamentos –SH pendentes em sua molécula básica, sendo o processo desencadeado pela presença de dióxido de chumbo (Anusavice, 2003). Esta reação ocorre por meio de processo de condensação liberando água como subproduto (Anusavice, 2003; Donovan *et al.*, 2004). A evaporação das moléculas de água da superfície do molde resulta em distorção, afetando a estabilidade dimensional do material polimerizado (Donovan *et al.*, 2004). Nos resultados apresentados por este material, contudo, não foram observadas alterações nos modelos ao longo do tempo, quando comparados ao modelo mestre. É provável que o meio de armazenagem com 100% de umidade relativa tenha favorecido a estabilidade dimensional dos moldes por encontrar-se supersaturado de água, diminuindo a liberação da mesma para o ambiente.

Alguns trabalhos sugerem que o polissulfeto poderia ser armazenado ainda por mais tempo. Segundo Skinner & Cooper (1955), os modelos obtidos até oito semanas após o procedimento de moldagem ainda resultariam em próteses razoavelmente bem adaptadas. Segundo Fairhurst *et al.* (1956), os moldes de polissulfeto poderiam ser armazenados por 24h. Em 1986, Tjan *et al.* não observaram alterações significantes dos moldes de polissulfetos para preparos “inlays” em até 24h, mas com relação aos preparos para coroas totais, recomendam que fosse vazado imediatamente.

Foram observadas alterações nos modelos obtidos a partir do silicone por condensação em todos os tempos, quando comparados ao modelo mestre. Isso provavelmente tenha ocorrido porque o material produz álcool etílico como subproduto da reação de presa e, a evaporação de seus componentes voláteis também resulta em distorção, afetando a estabilidade dimensional do material polimerizado (Anusavice, 2003; Donovan *et al.*, 2004). Os modelos obtidos apresentaram aumento das dimensões tanto no sentido horizontal (VP) quanto no sentido vertical (CO) com o aumento do tempo de armazenagem dos moldes, pois ocorre contração do material em direção às paredes da moldeira acrílica, resultando em modelos maiores que o original (Adabo *et al.*, 1999). Com base nestes resultados concorda-se que moldes obtidos a partir deste material não devem ser armazenados por período superior a 30 min após a remoção da boca (Donovan *et al.*, 2004).

O material à base de polímero de poliéter polimeriza pela reação entre anéis de aziridina, situados no término do ramo de suas próprias moléculas, sendo a ligação cruzada efetuada por um iniciador, um éster sulfonado aromático (Anusavice, 2003). Nessa reação de presa não ocorre liberação de subprodutos, o que favorece a estabilidade dimensional dos moldes (Donovan *et al.*, 2004). Porém, ao contrário dos demais materiais, o poliéter apresenta caráter altamente hidrófilo (Donovan *et al.*, 2004), o que pode levar à absorção de água da atmosfera ambiente e do próprio meio de armazenamento do molde. Os materiais também podem absorver água do gesso, ocasionando

expansão do molde e, conseqüentemente modelos menores (Adabo *et al.*, 1999). Dessa forma, as alterações nas amostras causadas por sorpção de água deveriam ser no sentido de diminuição das distâncias examinadas em relação ao modelo mestre (Brown, 1973; Adabo *et al.*, 1999). Entretanto, foram observadas alterações nos modelos obtidos a partir do poliéter em todos os tempos de armazenagem, resultando em aumento das dimensões tanto no sentido horizontal (VP) quanto no sentido vertical (CO), sendo que o material não apresentou comportamento hidrofílico de acordo com a metodologia empregada. Supõem-se que a adesividade do material à moldeira acrílica, a contração de polimerização e o coeficiente de expansão térmica linear tenham sido os fatores responsáveis por tal resultado, resultando em medidas maiores que as originais (Anusavice, 2003).

Os resultados de instabilidade do poliéter encontrados em nosso estudo estão de acordo com os resultados encontrados por Gubeissi (1989), que observou contração do poliéter sem diferença entre os tempos, mas está em discordância com os estudos de Sawyer *et al.* (1974), Ciesco *et al.* (1981) e Tjan *et al.* (1986) que relataram boa estabilidade dimensional deste material, podendo permanecer estável por período de até sete dias.

Houve dificuldade para a remoção dos moldes de poliéter, sendo necessária grande carga para seu deslocamento do modelo mestre. O mesmo fato foi relatado por Frederick & Caputo (1997), quando moldaram um modelo mestre feito em resina acrílica ativada quimicamente. Também foi observada baixa resistência ao rasgamento do poliéter no momento da remoção do molde, assim como no estudo de Henry & Harnist (1974).

A reação de presa do silicone por adição ocorre sem a liberação de subproduto, ou seja, o material possui menor alteração dimensional que os demais durante sua polimerização e por isso é considerado como estável pela maioria dos estudos (Donovan *et al.*, 2004). Entretanto, uma reação secundária

durante a polimerização do material pode levar à formação de gás hidrogênio, ocasionando formação de vácuo nos modelos de gesso vazados imediatamente após a remoção da boca (Thongthammachat *et al.*, 2002). Nesse trabalho foram observadas alterações significantes nos modelos obtidos a partir do silicone por adição apenas para a distância CO nos tempos de 2h e 12h, onde os modelos obtidos apresentaram diminuição da altura do dente pilar no decorrer do tempo. Modelos podem se apresentar menores devido ao componente vertical de contração em direção à porção oclusal do preparo quando o molde está aderido à moldeira (Adabo *et al.*, 1999). Mesmo assim, a precisão e estabilidade desse material foram mantidas para a maioria das distâncias avaliadas.

Extrapolando os achados deste estudo para as implicações clínicas, após análise geral do experimento, é importante discutir as possíveis consequências sobre a adaptação das restaurações produzidas a partir desses modelos. Os modelos expandidos no sentido horizontal resultarão em restaurações maiores neste sentido, enquanto os modelos com diminuição no sentido vertical resultarão em restaurações menores, com deficiência na adaptação cervical. De acordo com um dos critérios utilizados por Pamenius & Ohlson (1995), estas situações são aceitáveis clinicamente, desde que não ocorram fendas ou excessos cervicais detectáveis clinicamente nas restaurações. Observou-se que em 66,67% das medições realizadas, a alteração encontrada foi inferior a 50µm. Uma desadaptação a essa magnitude seria indetectável clinicamente, segundo Christensen (1966). Pamenius & Ohlson (1955) consideraram esse valor razoavelmente pequeno para ser utilizado como critério de aceitação. Ainda são discutíveis os critérios para determinar se uma restauração protética pode ser considerada bem adaptada ou não, e a influência exata de cada etapa do processo de confecção da mesma sobre sua adaptação.

De acordo com os resultados do presente estudo, sugere-se que as alterações dimensionais ocorridas entre 30min e 12h de armazenagem são

significantes e dependentes do tipo de material utilizado. De modo geral, os resultados indicam que os modelos de gesso para materiais a base de poliéter, silicone por condensação e silicone por adição devem ser confeccionados em prazo de tempo mais curto (30min), de modo a impedir alterações dimensionais relevantes entre molde e modelo. Essa relação material/tempo de armazenamento difere das instruções dos fabricantes, que indicam vazamento entre 30min e 14 dias para o IM, 30min e 3 dias para o ZE/OR e, 30min e 7 dias para o AD. O polissulfeto, desde que corretamente acondicionado em ambiente com umidade relativa de 100%, apresenta resultados que permitem sugerir que seu modelo pode ser confeccionado em até 12h após a moldagem. Essa relação material/tempo de armazenamento está de acordo com as instruções do fabricante que recomenda seu vazamento entre 30min e 8 horas.

Este estudo tentou aproximar ao máximo os resultados laboratoriais daqueles encontrados na realidade clínica. Desde a superfície moldada, mantendo as características superficiais peculiares dos dentes humanos, até as condições de umidade e temperatura encontradas na cavidade bucal. Admite-se que nem sempre é possível simular todos os fatores a que se sujeitam os materiais durante seu uso clínico. Sugere-se a realização de estudos com metodologia de modelo mestre semelhante em avaliações tridimensionais ou volumétricas de modo a permitir melhor entendimento do comportamento dimensional dos materiais elastoméricos.

7. Conclusões

7. CONCLUSÕES

Considerando as limitações da metodologia empregada neste estudo “in-vitro” e de acordo com os resultados obtidos, as seguintes conclusões podem ser estabelecidas:

1. Os materiais de moldagem à base de poliéter, silicone por condensação e silicone por adição apresentaram alteração dimensional linear em função do tempo de armazenamento dos moldes em pelo menos uma das dimensões examinadas;
2. Para os materiais acima citados, o tempo de armazenamento de 30min resulta em menores alterações dimensionais;
3. O material de moldagem a base de polissulfeto apresentou estabilidade dimensional linear até 12 horas após a moldagem;
4. Os modelos obtidos apresentaram comportamento de expansão e contração, sendo a expansão mais frequente;
5. Os diferentes materiais apresentaram diferentes medidas quando avaliados em um mesmo período de tempo.

Referências

REFERÊNCIAS

1. Adabo GL, Zanarotti E, Fonseca RC. Effect of disinfectant on dimensional stability of elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent**. 1999;81:621-4.
2. Al-Barki IA, Hussey D, Al-Omari, WM. The dimensional accuracy of four impression techniques with the use of addition silicone impression materials. **J Clin Dent**. 2007; 18:29-33.
3. American dental association. Specification nº 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials. **J Am Dent Assoc**. 1977;94(4):733-41.
4. Anusavice KJ. **Phillips' Science of dental materials**. 11^a ed. St. Louis: Elsevier; 2003. p.212-31.
5. Antunes RPA, Matsumoto W, Panzeri H. avaliação da capacidade de cópia de materiais de moldagem elastoméricos de diferentes sistemas por meio de uma técnica aplicável clinicamente. **Rev Odontol Univ São Paulo**. 1997; 11(4):263-271.
6. Araújo JEJ, Moraes JV, Araújo, MAM, Filho, ABM. Elastômeros- Alterações dimensionais em função da espessura de alívio, tempo decorrido para vazamento e possibilidade de um segundo vazamento do molde. **Rev Paul Odontol**. 1987;9(5):42-51.
7. Araújo MRP, filho HN, Marchese MP, Araújo CRP, Araújo PA. Influência do reaquecimento do molde na precisão de modelos em gesso para prótese fixa. **Rev Fac Odontol Bauru**. 1995; 3(1/4):103-107.
8. Bailley LR. Acrylic resin tray for rubber-base impression materials. **J Prosthet Dent**. 1955;5(5):658-62.
9. Baharav H, Kupersmidt I, Laufer BZ, Cardash H. The effect of sulcular width on the linear accuracy of impression materials in the presence of an undercut. **J Prosthodont**. 2004;17:589-585.
10. Balkenhol M, Ferger P, Wostmann B. dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. **Int J Prosthodont**. 2007;20:573-575.

11. Basset RW, Heide JDV, Smith DD. Clinically oriented tests comparing accuracy of elastic impression materials. **J South Calif Dent Assoc.** 1969;37(2):47-57.
12. Berg J, Jhonson G, Lepe X, Adán-Plaza s. temperature effects on the rheological properties of current polyether and polysiloxane impression materials during setting. **J Prosthet Dent.** 2003;90:150-61.
13. Boulton JL, Gage JP, Vicent PF, Basford KE. A laboratory study of dimensional changes for three elastomeric impression materials using custom and stock trays. **Aust Dent J.** 1996;41(6):398-404.
14. Brown D. Factors affecting the dimensional stability of elastic impression materials. **J Dent.** 1973;1(6):265-74
15. Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. **Int J Prosthodont.** 1998;11(3):219-23.
16. Chen SY, Liang WM, Chen Fn. Factors affecting the accuracy of elastomeric impression materials. **J Dent.** 2004;32:603-609.
17. Ciesco JN, Malone WFP, Sandrik JL, Mazur B. comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent.** 1981;45(1):89-94.
18. Christensen GJ. What category of impression material is best for your practice? **J Am Dent Assoc** 1997;128:1026-8.
19. Clancy JMS, Scandrett FR, Ettinger LG. Long term dimensional stability of three current elastomers. **J Oral Rehabil.** 1983;10:325-33.
20. Corso M, Abanomy A, Canzio JD. The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyethr impression materials. **J Prosthet Dent.** 1998;79:626-31.
21. Dias DR. Alteração dimensional de moldes de polissulfeto e poliéter sob influência do tempo de confecção do modelo. (dissertação) Uberlândia, Faculdade de Odontologia/UFU; 2006.
22. Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. **Dent Clin N Am.** 2004;48:445-470.

23. Eames WB, Sieweke JC, Wallace SW, Rogers LB. Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy. **J Prosthet Dent.** 1979; 41(3):304-7.
24. Eames WB, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent.** 1979;42(2):159-62.
25. Endo T & Finger WJ. Dimensional accuracy of a new polyether impression material. **Quintessence Int.** 2006;37:47-51.
26. Fairhurst CW, Furman TC, Scallion RV, Kirkpatrick EL, Rye G. elastic properties of rubber base impression materials. **J Prosthet Dent.** 1956;6(4):534-42.
27. Fernandes Neto AJ, Neves FD, Mota AS. Preparos para elementos unitários. In: Cardoso RJA & Gonçalves EAN. **Oclusão/ATM, prótese, prótese sobre implantes e prótese bucomaxilofacial.** São Paulo: Artes Médicas; 2002. p.245-70.
28. Filho LER, Muench A, Francci C, Luebke AK, Traina AA. Influência da manipulação na elasticidade de siliconas de adição em consistência de massa. **Pesq Odontol Bras.** 2003;17(3):254-60.
29. Federick DR, Caputo A. Comparing the accuracy of reversible hydrocolloid and elastomeric impression materials. **J Am Dent Assoc.** 1997;128(2):183-8.
30. Gelbard S, Aoshkar Y, Zalkind M, Stern N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. **J Prosthet Dent.** 1994;71:1-6.
31. Giordano R. Impression materials: Basic properties. **General Dent.** 2000;5:510-516.
32. Goldberg AJ. Viscoelastic properties of silicone, polysulfide, and polyether impression materials. **J Dent Res.** 1974;53(5):1033-9.
33. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent.** 1990;63:12-5.
34. Gubeissi E. contribuição para o estudo da estabilidade dimensional de dois tipos de elastômeros: mercaptanos e poliéteres. Influência do tipo de armazenamento do molde e do tipo de dente preparado. (dissertação) São Paulo: Faculdade de Odontologia/USP; 1989.

35. Guidi d, Fichman DM, Magalhães J. estudo da fidelidade de moldes unitários de silicone ou polissulfeto em função da espessura do material e da técnica de moldagem. **Rev Fac Odontol São Paulo**. 1976;14(1):23-8.
36. Harcourt JK. A review of modern impression materials. **Aust Dent J**. 1978;23(2):178-86.
37. Hassan AK. Dimensional accuracy of three silicone dental impression materials. **Eastern Mediterranean Health Journal**. 2006;12(95):632-36.
38. Hembree Jr JH. Comparative accuracy of elastomer impression materials. **J Tenn Dent Assoc**. 1974;54(4):164-7.
39. Hembree Jr JH, Nunez LJ. Effect of moisture on polyether impression materials. **J Am Dent Assoc**. 1974;89(5):1134-6.
40. Henry PJ, Harnist DJR. Dimensional stability and accuracy of rubber impression materials. **Aust Dent J**. 1974;19(3):162-6.
41. Holst S, Blatz MB, Gorllner M. influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. **Quintessence Int**. 2007;38:67-73.
42. Hosoda H, Fusayama T. Distortion of irreversible hydrocolloid and mercaptan rubber-base impressions. **J Prosthet Dent**. 1961;11:318-33
43. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. **J Prosthet Dent**. 1985;53:484-90.
44. Johnson GH, Lepe X, Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. **J Prosthet Dent**. 2003;90(4):354-64.
45. Kanehira M, Finger WJ, Endo T. Volatilization of components from and water absorption of polyether impressions. **J Dent**. 2005;34:1-5.
46. Lacy AM, Fukui H, Bellman T, Jendrensen MD. Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. **J Prosthet Dent**. 1981;45(3):329-33.
47. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. **J Prosthet Dent**. 1966;76(5):466-71.

48. Lin C, Ziebert GJ, Donegan SJ, Dhuru VB. Accuracy of impression materials for complete-arch fixed partial dentures. **J Prosthet Dent.** 1998;59(3):288-91.
49. Linke BA, Nicholls AI, Faucher RR. Distortion analysis of Stone casts made from impression materials. **J Prosthet Dent.** 1985;54(6):794-802.
50. Lombardo JG, Silva RP, Mendes AJD. Comportamento de materiais para moldes e modelos (Verificação de alteração dimensional linear). **Ver Assoc Paul Cirurg Dent.** 1978;32(2):110-114.
51. Marcinack CF, Young FA, Draughn RA, Flemming WR. Linear dimensional changes in elastic impression materials. **J Dent Res.** 1980;59(7):1152-5.
52. Marchese MP, Bonachela V, Freitas CA, Bonachela WC, Hernandez NG. Dois métodos de avaliação da fidelidade morfo-dimensional de troqueis de gesso obtidos a partir de moldes de elastômeros, com ou sem reaquecimento. **Rev Fac Odontol Bauru.** 1995;3(1/4):125-132.
53. Myers GE, Stockman AB. Factors that affect the accuracy and dimensional stability of the mercaptan rubber-base impression materials. **J Prosthet Dent.** 1960;10(3):525-35.
54. Nayyar A, Tomlins CD, Fairhurst CW, Okabe T. comparison of some properties of polyether an polysulfide materials. **J Prosthet Dent.** 1979;42(2):163-7.
55. Paccos JG, Miura M, Simonetti EL. Contribuição para o estudo da estabilidade dimensional de elastômeros em função da temperatura e do tempo de armazenamento do molde. **Rev Paul Odontol.** 1980;29(4):13-28.
56. Pamenius M, Ohlson Ng. Influence of dimensional stability of impression materials on the probability of acceptance of a prosthetic restoration. **Biomaterials.** 1955;16(15):1193-7.
57. Pegoraro LF, Valle AL, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachella V. **Prótese fixa.** São Paulo: Artes Médicas: EAP-APCD; 2004.313p.
58. Peregrina A, Land MF, Wandling BS, Johnston Wm. The effect of different adhesives on vinyl polyvinilsiloxane bond strength to two tray materials. **J Prosthet Dent.** 2005;94:209-13.

59. Phillips RW. Physical properties and manipulation of rubber impression materials. **J Am Dent Assoc.** 1959;59:454-58.
60. Podschadley AG, Dilts WE, Neiman R, Sawyer HF. Accuracy of a mercaptan rubber impression technique using a stock tray. **J Am Dent Assoc.** 1971;83:1303-8.
61. Reisbisch MH, Matyas J. The accuracy of highly filled elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent.** 1975;33(1):67-72.
62. Rode SM, Dutra CR, Matson E. Controle clínico da alteração dimensional dos elastômeros. **Rev Assoc Paul Cirurg Dent.** 1987;41(5):266-69.
63. Schenell RJ, Phillips RW. Dimensional stability of rubber base impressions and certain other factors affecting accuracy. **J Am Dent Assoc.** 1958; 57:39-48.
64. Sawyer HF, Dilts WE, Aubrey ME, Neiman R. Accuracy of casts produced from the three classes of elastomer impression materials. **J Am Dent Assoc.** 1974;89(3):644-8.
65. Shah S, Sundaram G, David B, Sherriff M. The use of a 3D laser scanner using superimpositional software to assess the accuracy of impression techniques. **J Dent.** 2004;32:653-8.
66. Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett LD. **Fundamental of fixed prosthodontics**, 3rd ed. Chicago, Quintessence Publishing, 1997:281-305.
67. Skinner EW, Cooper EN. Desirable properties and use of rubber impression materials. **J Am Dent Assoc.** 1955;51(5):523-36.
68. Stackhouse Jr. JA. A comparison of elastic impression materials. **J Prosthet Dent.** 1975; 34(3):305-13.
69. Stackhouse JA. The accuracy of stone dies made from rubber impression material. **J Prosthet Dent.** 1970;24(4):377-86.
70. Stauffer JP, Meyer JM, Nally JN. Accuracy of six elastic impression materials used for complete-arch fixed partial dentures. **J Prosthet Dent.** 1976;35(4):407-15.
71. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Gianini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite and ceramic MOD systems. **Quintessence Int.** 2004; 35:281-6.

72. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, Hovijitra S, Brown DT, Andrés CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. **J Prosthodont.** 2002;11:98(2)-108.
73. Thouati A, Deveaux E, Lost A. Dimensional stability of seven elastomeric impression materials immersed in disinfectants. **J Prosthet Dent.** 1996;76:8-14.
74. Tjan AHL, Whang SB, Tjan HA, Sarkissian R. Clinically oriented evaluation of the accuracy of commonly used impression materials. **J Prosthet Dent.** 1986;56(1):4-8.
75. Valderhaug J. dimensional stability of elastomeric impression materials in custom-made and stock trays. **J Prosthet Dent.** 1984;52(4):514-17.
76. Valle AL, Coelho AB, Sclaro JM. Avaliação do comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais. **Rev Fac Odontol Bauru.** 2001;9(1/2):41-48.
77. Wadhvani CPK, Johnson G, Lepe X, Raigrodski A. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent.** 2005;93:530-9.
78. Walker MP, Petrie Cs, Haj-Ali R, Spencer P, Dumas C, Williams K. moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. **J Prosthodont.** 2005;14:158-163.
79. Williams PT, Jackson DG, Bergman W. an evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent.** 1984;52(1):120-5.
80. Winstanley RV, Carrote PV, Johnson A. The quality of impressions for crowns and bridges received at commercial dental laboratories. **Br Dent J** 1997;183:209.
81. Zuim PRJ, Sousa V, Garcia AR, Pellizzer EP, rocha EP. Alterações dimensionais lineares em modelos de gesso na moldagem de transferência em relação à esplintagem dos transferentes, material de moldagem e paralelismo de implantes. **Rev Odontol UNESP.** 2002;31(1):25-37.

Anexos

ANEXO 1



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG –
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4531

ANÁLISE FINAL Nº 284/07 DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO CEP/UFU: 177/07

Projeto Pesquisa: *"Alteração dimensional de moldes de polissulfeto, poliéster, silicoma de adição e silicoma de condensação sob efeito do tempo de confecção do modelo"*

Pesquisador Responsável: Adérito Soares da Mota

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

Situação: O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Data para entrega do **Relatório Final:** dezembro/2007

Uberlândia, 06 de julho de 2007.

Prof. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:

(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA - junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.

ANEXO 2



FACULDADE DE ODONTOLOGIA
ÁREA DE OCLUSÃO PRÓTESE DENTÁRIA E MATERIAIS ODONTOLÓGICOS
PROGRAMA PÓS-GRADUAÇÃO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO REABILITAÇÃO ORAL



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, ... PRT
RG nº..... CPF nº..... residente na
..... no bairro..... na cidade no
Estado concordo em participar com pleno conhecimento dos procedimentos e com total
liberdade sem qualquer coação. na condição de doador dos elementos dentários que
apresentaram diagnóstico de e estão, portanto,
"condenados", e cujo único tratamento possível é a remoção cirúrgica (extração) dos mesmos. Estes
dentes serão utilizados na pesquisa "Avaliação do comportamento dimensional de diferentes
materiais de moldagem sob influência do tempo de confecção do modelo", sob coordenação do prof.
Dr. Adérito Soares da Mota e execução pelo mestrando Danilo Rocha Dias. sendo meu nome mantido em
sigilo. Estou ciente de que a doação dos dentes não implica em benefício direto através de meu tratamento
reabilitador, mas em um benefício indireto por meio da melhoria dos materiais de moldagem atualmente
utilizados na Odontologia

..... de de 200

Assinatura do paciente ou responsável

Qualquer esclarecimento deverá ser feito com o coordenador do projeto pelo telefone 3218-2222 (FOUFU), ou com o executor do projeto pelo telefone 9107-0931, ou e-mail danilordias@yahoo.com.br
Telefone do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia: 3239-4131