

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS**  
**Programa de Mestrado Acadêmico em Odontologia**

**Fernando Toledo Santos**

**ESTUDO DAS PROPRIEDADES ELÁSTICAS  
DOS MATERIAIS DE MOLDAGEM**

**Belo Horizonte**  
**2007**

**Fernando Toledo Santos**

**ESTUDO DAS PROPRIEDADES ELÁSTICAS  
DOS MATERIAIS DE MOLDAGEM**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado Acadêmico em Odontologia, Área de concentração em Clínicas odontológicas, subárea de Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen.

Co-orientador: Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian

**Belo Horizonte**

**2007**

## FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

S237e Santos, Fernando Toledo  
Estudo das propriedades elásticas dos materiais de moldagem / Fernando Toledo Santos. Belo Horizonte, 2007.  
49f. : il.

Orientador: Wellington Corrêa Jansen  
Co-orientador: Paulo Isaias Seraidarian  
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Moldagem dentária. 2. Materiais dentários. 3. Elastômeros. 4. Técnica de moldagem odontológica. I. Jansen, Wellington Corrêa. II. Seraidarian, Paulo Isaias. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.28

Trabalho apresentado ao Programa de Mestrado Acadêmico em Odontologia, Área de concentração em Clínicas odontológicas, subárea de Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2007.

---

Wellington Corrêa Jansen (orientador) – PUC Minas

---

Walison Arthuso Vasconcellos – UNIMONTES

---

Dauro Douglas Oliveira – PUC Minas

A minha querida avó, **IDA GARGIULO**, por ser uma pessoa possuidora da mais linda e iluminada alma que o esplendor do desenvolvimento humano poderia criar, a ela, agradeço o exemplo de amor, dedicação, luta, caráter, honestidade e alegria. Dedico este trabalho a mulher que é e sempre será o meu maior exemplo de vida.

Aos meus queridos pais, **Ângela Lavanhini Toledo Santos** e **Rui Pereira dos Santos Junior**, pelo grande incentivo, amor, abnegação, amizade e apoio. A eles, devo a minha vida, formação e educação.

As minhas amadas irmãs, **Ana Carolina Toledo Santos** e **Ana Beatriz Toledo Santos**, que por muitas vezes, dedicaram o seu tempo para resolver assuntos de meu interesse, dessa forma permitindo a conclusão do meu trabalho.

Ao Professor Dr. **Wellington Corrêa Jansen**, possuidor de um saber privilegiado e espírito científico, orientador competente, amigo e conselheiro, admiro a sua perseverança e paciência, fico extremamente agradecido por ter sido a pessoa que me guiou neste trabalho.

Ao Professor Dr. **Paulo Isaías Seraidarian**, mestre e amigo, a quem tanto me espelho. Profissional notável que independente das dificuldades sempre busca a perfeição, pesquisador, exemplar e inquieto, que vive em uma incansável luta pelo desenvolvimento de nossa profissão. A ele agradeço todo o meu desenvolvimento, tanto na vida profissional, quanto pessoal.

Ao Professor Dr. **Roberval de Almeida Cruz**, pelo excelente desempenho frente à coordenação do Programa de Mestrado em Clínicas Odontológicas da PUC-MG, e pelas fundamentais considerações e correções que foram aferidas a este estudo.

Ao Professor Dr. **Bruno das Neves Cavalcanti**, possuidor de inteligência e conhecimentos admiráveis, sendo o primeiro mestre a me orientar e incentivar o meu ingresso na carreira acadêmica desde a graduação.

Aos colegas da turma V do Mestrado em Clínicas Odontológicas da PUC-MG, que muito me ensinaram. Com o convívio e as dificuldades que passamos juntos cultivamos amizades e respeito. Feliz aquele que consegue ter tantos amigos e colaboradores, "o prêmio por uma coisa bem-feita é tê-la feito".

A todos os funcionários da Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, pelo atendimento competente em todos os momentos.

À Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, instituição séria e conceituada que contribuiu significativamente no meu desenvolvimento profissional e acadêmico.

Aos docentes dos diversos Departamentos envolvidos no elenco das disciplinas componentes do curso.

Aos funcionários que compõem equipe da secretaria do Mestrado em Clínicas Odontológicas da PUC-MG, que com muita paciência e compreensão, deram todo suporte necessário para o desenvolvimento do curso.

Agradeço ainda:

A todos que de uma forma, direta ou indiretamente, contribuíram para esta pesquisa.

**Meus sinceros agradecimentos**

## RESUMO

Os elastômeros para moldagem têm sido cada vez mais utilizados na odontologia, devido sua excelente recuperação elástica, boa capacidade de reprodução e pouca alteração dimensional. Entretanto, existem fatores que podem provocar o fracasso do trabalho. Neste contexto a propriedade elástica do material, em relação aos tempos de trabalho e de presa é fundamental na orientação do profissional. Para determinação da capacidade de recuperação elástica dos materiais, foi utilizado o Elasticímetro de Muench, que permitiu observar esta característica em oito diferentes materiais, frente a dois valores de deformação e em idades distintas. Foram estudados três grupos de elastômeros, sendo dois silicones de adição, quatro de condensação e três poliéteres. Os materiais foram rastreados, avaliando o grau de recuperação elástica e da ordem de deformação, em função do tempo, desde o início da mistura. Frente o nível de deformação de 6%, oito dos nove materiais estudados apresentaram resultados desejáveis na idade de seis minutos, enquanto que no nível de 12% de deformação os mesmos alcançaram o objetivo na idade de nove minutos. O material que apresentou melhor desempenho foi o silicone de reação por adição. Todos apresentaram desempenho satisfatório na idade de 9 minutos, sendo que com nível de 6% de deformação este tempo caiu para 5 minutos. Não foi possível estudar um dos silicones de reação por condensação.

**Palavras-chave:** Materiais de Moldagem, Elastômeros e Técnica de Moldagem.

## **ABSTRACT**

The impression elastomers have been used in dentistry because of your low dimensional change, excellent elastic recovery and reproduction capacity. However there are many factors that can influence in the result of the material. In this context the elastic properties of the material, in relation of the working time and setting is very important to the professional orientation. To determinate the elastic recovery capacity of the materials, was used the Muench's elasticimeter, that showed this characteristic in 8 different materials. In this study three groups of elastomers was rated: two addition silicone, four condensation silicone and three polyethers. The materials were traced, to observe the elastic recovery degree and the deformation order. All the materials showed good results in six minutes, having considerate the level of deformation of 6% of the nine materials that was in this study. In the level of 12% of deformation the same material showed good results in 9 minutes. The polysiloxane (addition silicone) was the material that show the best result. All the material showed good result in 9 minutes, but in de level of 6% of deformation, this time fell to 5 minutes. It wasn't possible evaluate one of the condensation silicone.

**Keywords:** Impression Materials, Elastomers and Technical Impression



## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: Desenho ilustrativo do Elasticímetro de Muench, por Rodrigues Filho (2003).....	28
FIGURA 2: Elasticímetro de Muench.....	28
FIGURA 3: Posição de deformação do ponteiro (30.5°), usada nos Rastreamentos II e III. ....	29
FIGURA 4: Posição do ponteiro, após o fenômeno da recuperação elástica, apresentando 100% de recuperação elástica. ....	30
FIGURA 5: Desenho esquemático da projeção horizontal do receptáculo de ensaio apresentado por Jansen na tese de doutorado em 1994, pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. ....	30
FIGURA 6: Campânula desenvolvida pelo aluno de mestrado Santos, F. T., doada ao departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia PUC-MG, com temperatura previamente calibrada em 35±1°C, contendo o elasticímetro de Muench.....	32

## LISTA DE QUADROS

QUADRO 1: Relação dos silicones por reação de condensação. ....	26
QUADRO 2: Relação dos silicones por reação de adição. ....	26
QUADRO 3: Relação dos poliéteres.....	26

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento I (deformação de 6%) dos poliéteres .....	34
TABELA 2 – Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento I (deformação de 6%) dos silicones por reação de condensação .....	35
TABELA 3 – Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento I (deformação de 6%) dos silicones de reação por adição .....	36
TABELA 4 – Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento II (deformação de 12%) dos poliéteres .....	37
TABELA 5 – Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento II (deformação de 12%) dos silicones por reação de adição.....	37
TABELA 6 – Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento II (deformação de 12%) dos silicones por reação de condensação .....	38
TABELA 7 – Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento III (deformação de 12%) dos poliéteres .....	38

TABELA 8 – Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão(DP) (%),em relação às idades ensaiadas no Rastreamento III (deformação de 12%) dos silicones por reação de adição.....	39
--	----

TABELA 9 – Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento III (deformação de 12%) dos silicones por reação de condensação.....	39
---	----

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>16</b>
<b>3 OBJETIVOS .....</b>	<b>25</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODO .....</b>	<b>26</b>
<b>4.1 Material .....</b>	<b>26</b>
<b>4.2 Método .....</b>	<b>31</b>
<b>4.2.1 Etapa 1 .....</b>	<b>32</b>
<b>4.2.1.1 Rastreamento I.....</b>	<b>32</b>
<b>4.2.1.2 Rastreamento II.....</b>	<b>33</b>
<b>4.2.2 Etapa 2 .....</b>	<b>33</b>
<b>4.2.2.1 Rastreamento III.....</b>	<b>33</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>34</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>40</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>44</b>
<b>8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>45</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Ao realizar o planejamento de um tratamento odontológico, que envolverá a obtenção de modelos de estudo e de trabalho, o profissional já deveria também selecionar o material de moldagem mais adequada aos propósitos que se deseja alcançar. Este deve ser definido pelas características clínicas do paciente, bem como, o trabalho a ser realizado e apresentar os requisitos necessários, tais como, grande escoamento, estabilidade e fidelidade de reprodução. Com vistas a isto, Shillingburg *et al.* (1983) afirmaram que o modelo deve ser uma duplicação, a mais exata possível, da condição bucal, o que significaria obter um molde preciso, isento de distorções.

De acordo com Brown (2003), os materiais elásticos surgiram em 1930, na forma de hidrocolóides reversíveis, a base de agar-agar. Mais tarde, durante a II Guerra Mundial, com a falta da matéria prima, foi desenvolvido o hidrocolóide irreversível, a base de ácido algínico. Ambos os materiais, hidrocolóides, apresentavam características elásticas e hidrofílicas que, se por um lado tinha uma vantagem, permitindo seu uso nas condições mais úmidas, também tinha uma desvantagem importante, pois a evaporação da água, após a retirada do molde da boca, poderia levar a mudanças dimensionais inaceitáveis.

De acordo com Bayindir *et al.* (2002), os hidrocolóides irreversíveis seriam indicados para as primeiras moldagens de próteses, totais ou parciais removíveis, modelos ortodônticos, modelos antagonistas e modelos de estudo.

Por volta dos meados do século XX, surgiram novos materiais também elásticos, denominados elastômeros. De acordo com Jansen (1994), estes se dividem, quimicamente, em quatro tipos: polissulfetos; os silicones de reação por condensação; as por reação em adição e os poliéteres.

Os polissulfetos foram desenvolvidos para aplicações industriais, em 1929 e para uso na Odontologia, em 1950, segundo Bell e Fraunhofer (1975). A exemplo dos polissulfetos, os silicones de condensação também foram desenvolvidos, inicialmente, para aplicações industriais e introduzidas na Odontologia, por volta de 1950 (BELL e FRAUNHOFER, 1975). Já os silicones de reação por adição foram desenvolvidos, inicialmente, pelo programa espacial Apollo da NASA, sendo correntemente considerada o material de moldagem que possui a maior fidelidade

de cópia (HARCOURT, 1978; JOHNSON e CRAIG, 1985; OHSAWA e JORGENSEN, 1983).

Brown (1981) relatou que o poliéter foi o único material de moldagem elastomérico, desenvolvido com finalidade exclusivamente odontológica e foi introduzido na Alemanha, na década de 1960.

Diante destas opções, a seleção de um material de moldagem, segundo Wilson (1988), dependeria de uma combinação de propriedades, como facilidade de manipulação, consistência, tempos de trabalho e presa, alteração dimensional, recuperação elástica, rigidez e aceitabilidade pelo paciente. Sendo assim, os elastômeros devem apresentar como característica, ser material fluido que se transforme em sólido, elástico.

Mesmo diante de tais características, parece não haver clareza, para os profissionais, de quais seriam os parâmetros para a seleção, uma vez que, em todas as oportunidades, a pergunta clássica, não deixa nunca de ser realizada: “com que material devo moldar?” Na realidade, tais indicativos são respondidos com o conhecimento das propriedades físicas dos materiais de moldagem, tais como, viscosidade, tensão superficial, reação de polimerização e elasticidade (BROWN, 2003). Lu *et al.* (2004) chamam a atenção, que os novos materiais de moldagem elásticos, foram introduzidos com o objetivo de reduzir as possíveis distorções nas moldagens melhorando a qualidade do modelo, mais ainda existem dados insuficientes nas propriedades mecânicas destes materiais.

Dentre estas, Jansen (1994) considerou importante, o estudo da elasticidade, que é fator fundamental na determinação dos tempos de trabalho e de presa, tão importantes como parâmetros de orientação clínica. Afirmou ainda que idealmente as propriedades elásticas só aparecessem ao final do tempo de trabalho, uma vez que o aparecimento precoce, antes do completo assentamento da moldeira, implica em distorção.

De uma forma genérica, os estudos monitoram o processo de presa dos elastômeros, por medidas nas alterações de viscosidade, rigidez ou utilizando ambas. (WILSON, 1966; HERFORD *et al.*, 1977; VERMILYEA *et al.*, 1980; ARAUJO *et al.*, 1985).

Segundo a norma ISO4823:2000 (Organização Internacional de Padronização) o tempo de trabalho é definido como: o período de tempo, que vai do

início da mistura dos materiais até o surgimento das propriedades elásticas, de certa forma, também consideram a viscosidade e rigidez dos materiais elastoméricos.

Acredita-se que, com o desenvolvimento e evolução de novos materiais de moldagem, que recentemente estão à disposição do cirurgião-dentista, o estudo das propriedades elásticas, bem como a comparação dessas são fatores fundamentais para orientação clínica do profissional e por estas razões optamos por desenvolver um trabalho, que viesse a contribuir com tais informações.



## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Schnell e Phillips (1958) publicaram um artigo sobre a estabilidade dimensional dos materiais de moldagem à base de borracha e o efeito de outras variáveis que afetam e influenciam sua exatidão. Nenhum dos silicones testados foi, dimensionalmente, estável e a distorção, provavelmente, estaria relacionada com a reação de polimerização continuada do material. Porém a distorção, em qualquer intervalo de tempo, foi menor, quando comparada aos hidrocolóides irreversíveis.

Herfort *et al.* (1978) estudaram a resistência ao rasgamento dos materiais de moldagem elastoméricos, concluindo que: sob condições clínicas simuladas, o máximo de resistência ao rasgamento dos materiais testados foi alcançado em 10 a 15 minutos.

O estudo das características de escoamento dos materiais de moldagem elastoméricos que exibem uma variedade de viscosidade são um fator significativo na seleção de produtos aceitáveis para uso clínico. Assim, Herfort *et al.* (1978) desenvolveram um estudo para prover dados de viscosidade de materiais de moldagem elastoméricos, correlacionando estas informações com os procedimentos clínicos. Algumas de suas conclusões foram: alguns materiais de moldagem exibem uma extrema diminuição de resistência ao cisalhamento e esta propriedade foi considerada útil para todos os propósitos, características de viscosidade dos materiais de moldagem elastoméricos são ligadas ao volume do material de carga.

McCabe e Wilson (1978), num estudo comparativo entre os silicones de reação por adição e por condensação com outros materiais de moldagem elastoméricos, observaram que o grupo das primeiras apresentou vantagens sobre os silicones de reação por condensação. Concluíram que os silicones de reação por adição possuem um maior tempo de trabalho e uma superior estabilidade dimensional em relação às silicones de reação por condensação.

Yeh *et al.* (1980) estudaram os silicones por reação de adição e esta investigação propunha-se a determinar as características físicas, mecânicas e viscoelástica de três marcas comerciais: Reprosil®, President® e Reflect®, além do que compararam os resultados obtidos com outros elastômeros, como o silicone de condensação, poliéter e polissulfeto. Os fatores analisados foram: tempo de trabalho, consistência, fluidez, resistência à compressão e alteração dimensional.

Como resultado, os silicones de adição apresentaram menor alteração dimensional, se comparado aos outros elastômeros. As propriedades físicas e mecânicas dos silicones de adição permitiram concluir que este material apresentou pequena alteração dimensional, pequena deformação e, moderadamente, um curto tempo de trabalho. Já, em relação as três marcas comerciais do silicone de adição avaliadas neste estudo, ou seja, Reprosil®, President® e Reflect®, apresentaram propriedades físicas e mecânicas semelhantes entre si.

McCabe e Storer (1980) avaliaram as propriedades dos materiais de moldagem elastoméricos e a conveniência da sua utilização para produção de restaurações metálicas fundidas. Devido ao curto tempo de trabalho medido através do reômetro oscilatório, sugerem que, para um resultado melhor, no caso do uso dos silicones, estes materiais deveriam ser inseridos na cavidade oral tão cedo quanto possível, após a completada sua manipulação. Para preparos do tipo “inlay”, um material com elasticidade maior é necessário. Nestas circunstâncias, as melhores chances de sucesso ocorrem com os silicones. Poliéteres oferecem as melhores combinações de propriedades, entretanto ele é muito rígido após a presa e isto pode dificultar sua remoção, quando retenções severas estiverem presentes.

Sandrik e Sarna (1980) também testaram sete materiais de moldagem elastoméricos para determinação da temperatura do material em função do tempo necessário para atingir um grau de polimerização que possibilite sua remoção da cavidade oral. Seus resultados mostraram que uma temperatura de 32°C é encontrada 1,6 minuto após sua colocação na cavidade oral. Apesar de vários materiais designados de presa rápida atingirem sua polimerização a 32° C, vários materiais elastoméricos são incompletamente polimerizados quando testados a 32° C, devendo permanecer na cavidade oral pelo período de tempo recomendado pelo fabricante. Estes materiais deveriam ser testados a uma temperatura mais alta que 32° C, preferivelmente a 37° C, quando a polimerização poderá atingir um alto índice.

Marcinak e Draughn (1982) realizaram um estudo, com objetivo de avaliar a alteração dimensional linear, provocada pela polimerização, dos silicones de adição. Cinco diferentes marcas de silicone de adição foram analisadas, com o intuito de padronizar o molde, Construiu-se um modelo mestre, com dois incisivos centrais, unidos a um bloco de resina acrílica. Foram realizadas as moldagens, aguardando-se 10 minutos, após a manipulação, para separar o modelo do molde.

De posse dos moldes esses foram preenchidos com gesso, em tempos diferentes, a saber: 10 minutos após a separação entre molde e modelo, depois após 30 minutos, 2, 4, 8, 24, 48, 96 e 168 horas. Os modelos de gesso obtidos foram comparados ao modelo padrão. Os resultados mostraram que, com exceção do material Permagum®, que até 48 horas após a moldagem, apresentou 0,3% de alteração dimensional. Os demais materiais não apresentaram alterações dimensionais significantes, independentemente do modelo ter sido preenchido 10 minutos ou 168 horas após a separação do modelo mestre.

Shillingburg *et al.* (1983) comentaram que o silicone de adição seria o material menos afetado pelos prazos de vazamento. As primeiras apresentações desse material liberavam gás hidrogênio, o que promovia a criação de bolhas no modelo. Se o modelo não fosse vazado nos primeiros 15 minutos, só seria possível obter bons resultados após 24 horas. A modificação da fórmula, acrescentando-se paládio para absorver o hidrogênio, resolveu esse problema. Ainda segundo os autores, o vazamento, agora deveria ser realizado em um tempo de 15 a 20 minutos, após a obtenção do molde, e que não seria aconselhável aguardar mais que um dia.

Araújo *et al.* (1985) fizeram um estudo sobre propriedades viscoelásticas dos materiais de moldagem elastoméricos. As relações entre, a deformação induzida e permanente dos materiais foram registradas. O equipamento usado foi um reômetro baseado no princípio cone-placa, que permitiu registros eletrônicos do deslizamento gradativo básico durante e após a polimerização dos materiais. Através deste equipamento foi possível medir a recuperação elástica dos materiais após a deformação, apresentando um método confiável para futuras pesquisas.

Já em 1986, Ohsawa e Finger pesquisaram o tempo de trabalho dos materiais elastoméricos, utilizando os métodos da especificação nº 19 da ADA, reômetro oscilatório e avaliação da fidelidade das moldagens foram feitas. A pesquisa mostrou que o tempo de trabalho dos materiais, determinado por diferentes métodos, pode diferir consideravelmente. Entretanto, o teste da ADA mostrou aceitação prática quando comparado com os resultados do teste de fidelidade.

Rode *et al.* (1987), através de uma revisão de literatura, buscaram identificar os principais fatores clínicos que promoveriam alteração dimensional nos elastômeros. Alguns dos aspectos abordados no trabalho foram: tipo de material, técnica de moldagem, manipulação do material de moldagem e tempo de vazamento. Os autores aconselharam o uso de moldeiras individualizadas,

considerando também na técnica de dupla moldagem, uma variação, na qual o material denso e a moldeira de estoque substituíam a moldeira individual. Ressaltaram que o modelo não deveria ser obtido imediatamente, após a moldagem e sim, após 10 a 20 minutos, independentemente do material. Para esses autores, a melhor moldagem seria obtida quando o profissional dominasse o material, controlando, desta forma, todas estas possíveis causas de alteração dimensional.

Willians e Craig (1988) estudaram as propriedades físicas dos silicones de reação por adição como uma função da composição. As propriedades estudadas foram deformação sob compressão, deformação, escoamento e módulo de elasticidade dinâmico. O peso molecular do silicone de base tinha a menor influência nestas propriedades, embora um peso molecular baixo mostrasse melhores propriedades. Cadeias estendidas foram prejudiciais às propriedades físicas de escoamento, deformação sob compressão e módulo de elasticidade dinâmico. Concentrações aumentadas de copolímeros diminuem a deformação sob compressão e escoamento, mas aumentam o módulo de elasticidade dinâmico.

Segundo Wilson (1988), o tempo de trabalho em uma situação ideal consiste no período durante no qual, mudanças de propriedades físicas, particularmente a consistência, não ocorram. Entretanto, nos materiais atuais, a viscosidade começa a aumentar tão logo os dois componentes são misturados. Um método para determinar o tempo real de trabalho é quando ocorre um aumento a uma dada viscosidade. Quando produtos são usados com valores menores que 2 minutos, uma técnica rápida é requerida. Uma moldagem deve ser colocada e assentada antes do término do tempo de trabalho, afim de assegurar bom escoamento e evitar adaptação incompleta.

Tam e Bronw (1990) estudaram a resistência ao rasgamento de vários materiais de moldagem elastoméricos com e sem modificadores. Uma marca de polissulfeto demonstrou o mais alto valor de resistência para os materiais testados sem modificadores. Os materiais testados com modificadores (quatro siliconas de reação por adição e dois poliéteres) mostraram significativa redução na resistência ao rasgamento de cinco dos seis materiais testados.

McCabe e Carrick (1990) descreveram um método para a medida direta da habilidade de recuperação elástica do material em vários estágios durante a presa. Os materiais foram submetidos a um torque aplicado instantaneamente, a intervalos curtos e regulares, durante a presa, seguidos de um período de relaxamento durante

o qual a recuperação é medida. O tempo para os materiais desenvolverem 5% a 20% de recuperação elástica corresponde ao tempo para alcançar um ângulo de fase de 60° no teste oscilatório.

Chee e Donovan (1992) relataram que os silicones de reação por adição têm a melhor recuperação elástica de todos os materiais de moldagem avaliados. O número de bolhas incorporada na mistura é reduzido com o sistema de automistura. Em geral materiais tem um adequado tempo de trabalho, especialmente quando usado o sistema de automistura. Quando usado este sistema, para extensão do tempo de trabalho, não é possível alterar a relação entre base e ativador. A refrigeração do material de seringa pode aumentar o tempo de trabalho em aproximadamente 1,5 minuto sem falar das características de precisão do material.

Muench (1992) utilizou um aparelho desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, que possibilitava identificar o surgimento das características elásticas dos materiais de moldagem, em função do tempo de presa, logo após a espatulação. Os resultados obtidos com este aparelho foram comparados com ensaios preconizados pela Especificação nº 19 da A.D.A. As deformações foram induzidas nos tempos de 1,0; 2,5; 4,5; 7,5 e 10,5 minutos após a manipulação e mantidas por 30 segundos, com a leitura após 30 segundos. As deformações prévias executadas eram 10% para o alginato e 12% para os elastômeros. Concluiu que o método proposto permitiu detectar o surgimento da elasticidade, durante a presa do material de moldagem, ainda bem fluido; permitiu avaliar os tempos de trabalho e presa, pela deformação permanente ou recuperação elástica; os elastômeros apresentaram, após a presa, melhor recuperação elástica que o alginato.

Phillips (1993) descreveu que os elastômeros, em sua maioria, polimerizam através de reações que formam ligações cruzadas, o que é essencial para o desenvolvimento das propriedades elásticas. Sendo assim, concluiu que o termo “tempo de presa” não significa polimerização completa e sim, a quantidade de ligações cruzadas, suficiente para a presa e que permitiria a remoção dos moldes, sem apresentar deformação permanente. Ainda em relação à elasticidade, Phillips mencionou que os materiais à base de borracha deveriam apresentar grandes moléculas, com interações fracas entre elas e que essas se encontram unidas em certos pontos, por uma rede tridimensional que, quando distendidas, estas cadeias

desenrolam-se e após a remoção da tensão, retornam ao estado emaranhado anterior.

Chai *et al.* (1993) analisaram as propriedades reológicas dos silicones de reação por adição, e com uso de um reômetro avaliaram, tempo de trabalho, tempo de presa, viscosidade de acordo com a especificação nº 19 da A.D.A. Concluíram em sua pesquisa que o conhecimento da mudança de viscosidade de um material de impressão é benéfico na seleção de um material de moldagem e atentaram para o fato de que o tempo de trabalho precisaria ser melhor estudado, tendo em vista a discrepância dos resultados encontrados pelos mesmos.

Ainda em 1993, Motta estudou a recuperação elástica de um silicone, por reação de adição. O aparelho usado foi o Elasticímetro de Muench, que permite a determinação da elasticidade, desde a fase inicial até a sua completa polimerização. As idades envolvidas no ensaio foram 1,5; 2,5; 8,0 e 12,0 minutos. A deformação aplicada às amostras foram de 6, 12, 18, 24 e 30%, enquanto que o tempo de duração da deformação oscilou em valores de 5, 30, 180, 300 segundos. Foi possível concluir que o aparelho é conveniente para determinação da elasticidade, desde o estágio mais fluido, e que os testes feitos em idades de 1,5 e 2,5 minutos permitiram, com deformações maiores e por maior tempo de duração, avaliar os tempos de trabalho, quando se constatou a recuperação elástica nula. Nas amostras com idades de 5 minutos, a recuperação elástica foi pequena e aos 8 minutos de idade, a recuperação elástica foi quase 100%, indicando o tempo de presa.

Utilizando-se de mesma metodologia, Barcelos (1994) relacionou a determinação da elasticidade de alginatos ( hidrocolóides irreversíveis ), por meio de um elasticímetro. Os resultados obtidos permitiram concluir que: as diferentes marcas apresentaram diferentes comportamentos, quanto à velocidade do desenvolvimento da elasticidade. O elasticímetro permitiu determinar a elasticidade, de forma simples, desde logo após o início da espatulação até a geleificação ou presa mais avançada.

Jansen (1994) investigou a recuperação elástica, após iniciada a polimerização, desde a fase mais fluida, de onze elastômeros. Foi utilizado o Elasticímetro de Muench, e os tipos de deformação foram: sucessivas de 6% por 5 segundos, a partir de 1 minuto; sucessivas de 12% por 90 segundos, a partir da idade de 1 e 2 minutos; leitura única de cada corpo de prova, com deformação de 12% por 90 segundos, nas idades de 1 a 9 minutos. Quanto ao desenvolvimento da

elasticidade, dentro da conveniência clínica, os materiais ensaiados situaram-se em ordem decrescente: silicones de adição, silicone de condensação, poliéter e mercaptanas.

Todescan *et al.* (1996) mencionaram que os silicones são materiais indicados para a maioria das moldagens e comentaram que a técnica ideal para se obter um molde, evitando possíveis alterações dimensionais, seria com a realização de um alívio, entre a superfície do molde e da área a ser moldada, para promover o escoamento mais adequado do segundo material. Sobre o molde preliminar é colocado um segundo material, mais fluido destinado a refinar o primeiro molde, copiando com maior exatidão as estruturas moldadas. Desta forma, o primeiro molde exerceria a função de moldeira individual, destinada a confinar o segundo material, completando assim a moldagem.

Muench e Jansen (1997), com o propósito de determinar o grau de recuperação elástica, em função do tempo, desde o início da mistura, e ainda verificar a ordem de deformação para esta pesquisa, utilizaram os seguintes elastômeros, como material de moldagem: polissulfeto, poliéter, silicones de condensação e silicones de adição, que foram manipulados, conforme preconizavam os fabricantes. Os resultados foram obtidos por meio do Elasticímetro, idealizado por Muench e as deformações induzidas foram de 12% e mantidas por 90 segundos. As deformações iniciais ocorreram desde a idade de 1 até 9 minutos (de minuto em minuto) deformações subseqüentes nos mesmos corpos de prova ocorreram de 2 em 2 minutos. Os resultados obtidos mostraram que geralmente a recuperação elástica não se manifestou em idades de 3 a 4 minutos e o polissulfeto apresentou pior recuperação elástica. Já o silicone de adição apresentou a melhor recuperação elástica entre os elastômeros estudados.

Valle (1998) mencionou que a formação do silicone de condensação ocorreria através de uma reação cruzada, entre o polímero de silicone e um silicato alquílico. O subproduto desta reação era o álcool etílico que conferia ao material maior alteração dimensional. Por outro lado, os silicones de adição apresentavam uma ligação cruzada, que ocorre através de uma reação equilibrada, de adição, sem formação de subprodutos e por isso seria considerado um material que apresentaria excelente estabilidade dimensional.

No mesmo ano, McCabe e Arikawa avaliaram as propriedades reológicas de cinco elastômeros (Impregum F, President, Doric, Coltex e Permelastic) antes e

durante a presa dos materiais observando características de importância clínica como a viscosidade, pseudoplasticidade e a taxa de desenvolvimento da elasticidade, para o monitoramento destas propriedades foi utilizado um reômetro (Carri-Med Ltda., Dorking, England). Nos resultados do estudo destaca-se a diferença na taxa em que as características elásticas são desenvolvidas. Em particular o silicone de adição desenvolve elasticidade rapidamente após a mistura e deve ser usado assim que possível. Já o poliéter permanece plástico por algum tempo sendo uma característica desejável para o clínico.

De acordo com a Organização Internacional de Padronização (ISO4823), em 2000, os elastômeros são classificados de acordo com a sua consistência, que é obtida imediatamente após a completa manipulação do material e são classificadas como: tipo I, consistência em massa; tipo II, consistência de alta viscosidade; tipo III, consistência de média viscosidade; tipo IV, consistência de baixa viscosidade.

Um outro estudo realizado por Johnson, Lepe e Aw (2003) comparou as técnicas de moldagem: monofase e dual, em condições úmida e seca, com objetivo de determinar qual técnica possui melhor reprodutibilidade. A interpretação dos resultados levou aos autores a conclusão que os sistemas monofásicos, melhor reproduziram o modelo padrão utilizado na pesquisa, quando comparados ao sistema dual. E mesmo na ausência de umidade os sistemas que utilizam a técnica monofásica apresentaram bons resultados.

Também em 2003, Berg *et al.* apresentaram um estudo que tinha o propósito de avaliar os efeitos da variação de temperatura nas propriedades viscoelásticas dos silicones de adição e dos poliéteres. As temperaturas investigadas foram 25°, 29°, 33° e 37° C e o aparelho usado foi um reômetro oscilatório. Os estudos realizados nas temperaturas de 25° e 37°, resultaram em uma grande sensibilidade a temperatura dos materiais, nos aspectos, tempo de trabalho e tempo de presa.

Rodrigues Filho *et al.* (2003) avaliaram o comportamento da elasticidade em função da manipulação de silicones de reação por adição, na consistência de massa empregando-se luvas de procedimento de várias marcas comerciais. A polimerização dos materiais foi avaliada por meio de um elasticímetro. Duas luvas, de borracha natural, não conduziram a resultados satisfatórios com todos os silicones. Os autores concluíram que, em caso de dúvida, sobre a compatibilidade entre tipo de luva e marca de silicone, o emprego de espátula, na mistura inicial, contornaria o problema de maneira satisfatória.



Brown (2004), através de uma revisão literária, descreveu, resumidamente, a história dos materiais de moldagem, assim como, suas características físicas, químicas e biológicas, chamando a atenção para o fato de que, mesmo nos tempos atuais, os materiais de moldagem permanecem sendo o maior vínculo entre o cirurgião-dentista e o técnico em prótese dentária. Neste mesmo artigo há uma tabela que apresenta os materiais de moldagem contemporâneos, alguns destes são:

- Silicones de adição; Aquasil, Elite H-D, Express, Imprint II e President.
- Silicones de condensação; Optosil / Xantopren e Coltex.
- Poliéteres; Impregun F e Impregun penta.
- Hidrocolóides irreversíveis; Hydrogum e Orthoprint.

Afsharzand *et al.* (2006) elaboraram um questionário, que foi distribuído aleatoriamente aos laboratórios em prótese dentária Norte Americanos, credenciados a Associação Nacional dos Laboratórios em Prótese. Com relação aos materiais de moldagem mais utilizados, em moldes finais em próteses fixas e removíveis sobre implantes, o estudo apresentou uma superioridade na indicação do silicone de adição. O material Aquasil (Dentsply) representou quase o dobro das moldagens que o segundo material mais indicado, o poliéter, (Impregum 3M), também é importante ressaltar, que a soma de ambos materiais representaram mais de 90% dos materiais mais indicados nos laboratórios pesquisados.

### 3 OBJETIVOS

#### **Objetivos Gerais**

- investigar a recuperação elástica nos materiais de moldagem denominados elastômeros
- desde a fase mais fluída até a presa mais avançada, de diversos tipos e marcas de materiais elásticos.

#### **Objetivo Específico**

- obter informações que contribuíssem no controle das possíveis alterações dimensionais, que são determinantes no ato da moldagem.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Material

Os materiais que foram ensaiados são do grupo genericamente denominados de elastômeros (silicones de reação por adição, por condensação e poliéter).

Nos Quadros 1, 2 e 3 estão listados os tipos de materiais de moldagem que foram testados.

MATERIAL	FABRICANTE	LOTE	TIPO
Speedex Ligth Body	Coltène	112420	Fluído
Oaranwash Light	Zermack	33012	Fluído
Perfil	Vigodent	001/06	Fluído
Clonage	DFL	07070911	Fluído

Quadro 1: Relação dos silicones por reação de condensação.

MATERIAL	FABRICANTE	LOTE	TIPO
Adisil Light Body	vigodent	003/06	Fluído
Adisil Regular Body	vigodent	009/06	Fluído

Quadro 2: Relação dos silicones por reação de adição.

MATERIAL	FABRICANTE	LOTE	TIPO
Impregum Baixa Viscosidade	3M	184932	Fluído
Impregum Média Viscosidade	3M	234566	Fluído
Impregum Alta Viscosidade	3M	340908	Fluído

Quadro 3: Relação dos poliéteres.

Além dos materiais de moldagem foi necessário materiais e instrumentos complementares listados a seguir:

- Uma placa de vidro (10cm de comprimento, 5cm de largura e 2cm de espessura).
- Uma espátula de aço nº 36.
- Um cronômetro, de marca KADIO, utilizado para marcar, tempo de espatulação e a idade dos testes realizados.
- Isolante a base de sabão líquido DOVE para os silicones e isolante a base de óleo mineral para o poliéter.
- Dispensador (pistola de injeção do material de moldagem).
- Ponteira intra-oral.
- Uma estufa marca HERAEUS fabricada por W. HERAEUS GMBH, HANAU.
- Uma campânula com temperatura ambiente controlada por meio de aquecimento de resistência elétrica, intercalada com um termostato, construída no Mestrado Acadêmico em Odontologia, Área de concentração em Clínicas Odontológicas, Subárea de Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.

A determinação do aparecimento das propriedades físicas dos elastômeros foi observada segundo as características do aparelho utilizado, o Elasticímetro de Muench (FIG. 1 e 2). Este aparelho, idealizado e construído no Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, foi previamente testado e utilizado nos trabalhos de Muench (1992), Motta (1993), Jansen (1994), Barcelos (1994) e Rodrigues Filho (2003).

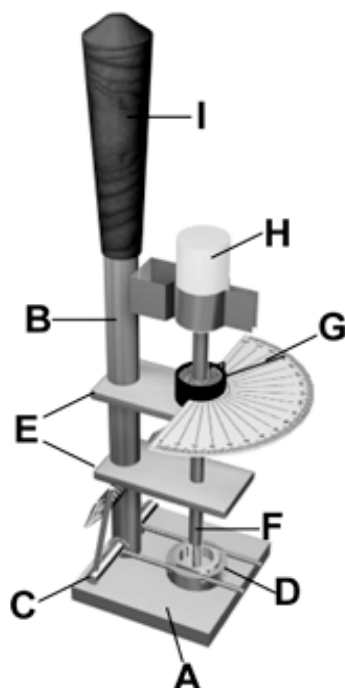


Figura 1: Desenho ilustrativo do Elasticímetro de Muench, por Rodrigues Filho (2003).



Figura 2: Elasticímetro de Muench.

O aparato consiste em uma base de latão (A), em que uma barra vertical é fixa (B). Um cilindro (C) com dois braços de aço que seguram o recipiente (D), que

hospeda o material de prova. O recipiente consiste em dois tubos de plástico, no qual é ajustado um dentro do outro. O tubo interno tem várias perfurações para segurar o material de moldagem, quando deformada pela rotação da haste móvel (F), por meio do botão cilíndrico (H). O fim da barra (F) submerso no recipiente (D) apresenta sulcos axiais para propósitos de retenção. A rotação do botão (H) é registrada pelo indicador (G) no transferidor, que registra o ângulo descrito. Este ângulo corresponde ao grau de deformação do material dentro do recipiente (D) (FIG. 3). A diferença entre a deformação induzida e a deformação residual, depois de lançar a barra móvel (F) permite o cálculo da recuperação elástica, com 0,1% de precisão. Se o indicador (G) permanecer imóvel, a recuperação elástica é zero. Se o indicador retorna a posição inicial, a recuperação elástica é 100% (FIG. 4). Se o indicador é mantido em uma posição intermediária, a recuperação elástica é calculada baseada na deformação inicial.

Pela posição que o ponteiro da haste assumir, ao retornar da posição de deformação será, determinada a deformação permanente ocorrida, em função do ângulo de deformação registrado e das condições geométricas do anel interno do receptáculo e da haste móvel. Por meio de gráficos, construídos para o aparelho e através da leitura da posição do ponteiro da haste móvel, sobre o transferidor, pode-se determinar as deformações, em porcentagem.

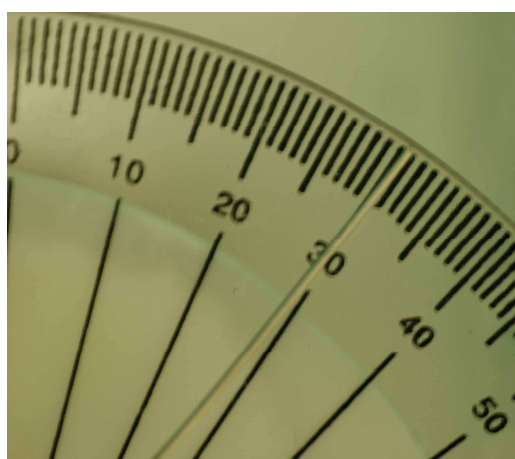


Figura 3: Posição de deformação do ponteiro ( $30.5^\circ$ ), usada nos Rastreamentos II e III.

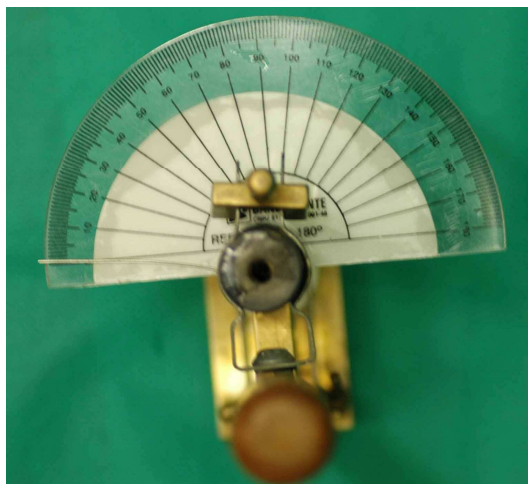


Figura 4: Posição do ponteiro, após o fenômeno da recuperação elástica, apresentando 100% de recuperação elástica.

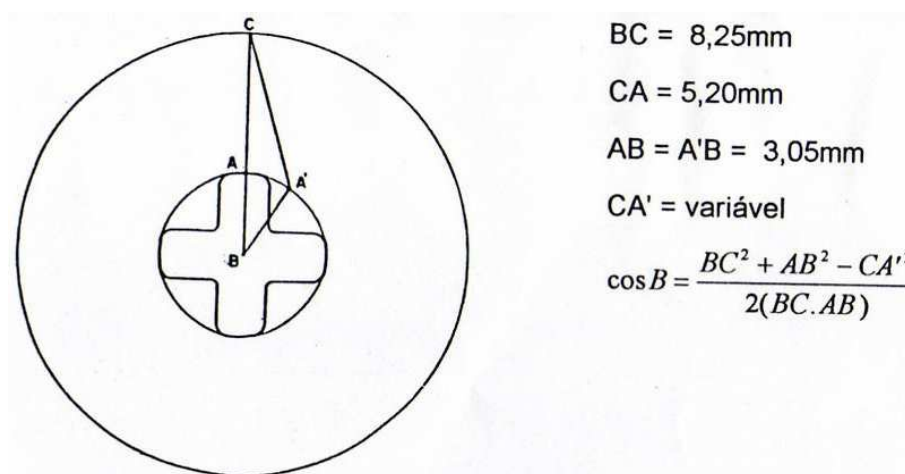


Figura 5: Desenho esquemático da projeção horizontal do receptáculo de ensaio apresentado por Jansen na tese de doutorado em 1994, pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Junto à Figura 5 encontram-se as distâncias envolvidas nas deformações dos materiais de moldagem em teste. Assim, pelo giro da haste móvel, o material vai do ponto A para o A' e a distância AC passa a ser CA', com um valor aumentado, correspondente a deformação. Pela fórmula apresentada, é possível calcular-se

pares de valores de ângulos em B e correspondentes CA' que colocados em gráficos convenientes, permitem a obtenção da deformação em porcentagem.

## 4.2 Método

Em todos os materiais estudados, foi utilizada a mesma metodologia. Tanto os materiais de moldagem, tanto, os instrumentos utilizados foram armazenados em estufa, a uma temperatura de  $23 \pm 2^\circ\text{C}$ , antes de qualquer teste, conforme ISO4823:2000, procurando minimizar o efeito da temperatura na velocidade de polimerização (PHILLIPS, 1993). A manipulação dos materiais foi realizada de acordo com o preconizado pelos respectivos fabricantes. Um cronômetro é ativado no momento do início da mistura dos materiais, para determinar seu tempo correto e as idades do material para os testes. Previamente, a base do alojamento do receptáculo de ensaio do aparelho foi isolada com sabão líquido ou óleo mineral, de acordo com o material a ser utilizado. O receptáculo foi montado em posição e fixado pelos braços de aço e, em seguida, preenchido totalmente com o material de moldagem já manipulado. Em seguida, o material foi imediatamente introduzido, a extremidade inferior e ativa da haste móvel do elasticímetro. O transferidor neste momento foi zerado em relação à posição do ponteiro. Neste momento foi realizada a transferência do elasticímetro carregado para a campânula (FIG. 6) com temperatura, previamente calibrada em  $35 \pm 1^\circ\text{C}$ , conforme a norma ISO4823:2000.



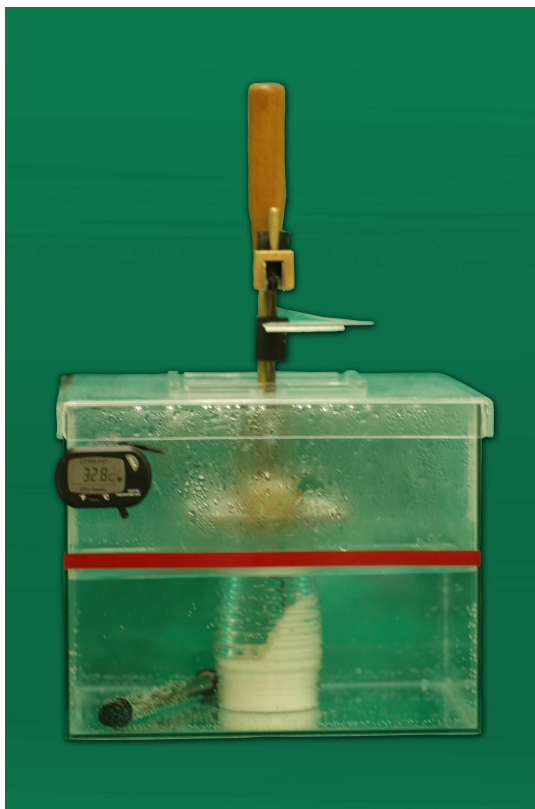


Figura 6: Campânula desenvolvida pelo aluno de mestrado Santos, F. T., doada ao departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia PUC-MG, com temperatura previamente calibrada em  $35\pm 1^{\circ}\text{C}$ , contendo o elástico de Muench.

No primeiro minuto após o início da manipulação iniciaram-se os testes para todos materiais.

**4.2.1 Etapa 1** (desenvolvimento das propriedades elásticas com a realização de dois rastreamentos cada um feito no mesmo corpo de prova, e assim a cada deformação provocada, foi determinada a deformação existente no material):

#### **4.2.1.1 Rastreamento I**

- Deformação de 6% ( $21^{\circ}$ ) durante 5 segundos.
- Leitura do aparelho 5 segundos após a haste móvel ser solta.
- Rotação do transferidor, zerando-o.
- Idades ensaiadas; 1; 1,20; 1,40; 2; 2,20; 2,40; 3; 5; 6; 7; 8; 9; 10; 11 e 12 minutos.

#### **4.2.1.2 Rastreamento II**

- Deformação de 12% ( $30,5^\circ$ ), durante 90 segundos.
- Leitura do aparelho 20 segundos após a haste móvel ser solta.
- Rotação do transferidor, zerando-o.
- Idades ensaiadas 1; 3; 5; 7; 9; 11 minutos.

#### **4.2.2 Etapa 2** (testes realizados uma única vez em cada corpo de prova)

##### **4.2.2.1 Rastreamento III**

- Deformação de 12% ( $30,5^\circ$ ), durante 90 segundos.
- Leitura do aparelho 20 segundos após a haste móvel ser solta.
- Rotação do transferidor, zerando-o.
- Idades ensaiadas; 3; 4; 5; 6; 7; 8; e 9 minutos.

A sequência dos testes obedeceu a um sorteio aleatório prévio, em que foi levado em consideração o material e o teste a ser realizado, determinando a ordem de ensaio.

Para todas as condições experimentais, tanto na primeira quanto na segunda etapa da metodologia, foram realizadas quatro repetições, cujas leituras em graus foram transformados em porcentagem de deformação através de gráficos elaborados para o aparelho. Neste momento, calculamos matematicamente a média da porcentagem de recuperação elástica, em relação à deformação provocada, com seu respectivo desvio padrão, para melhor avaliar os resultados.

## 5 RESULTADOS

O presente trabalho teve por objetivo fazer um estudo do desenvolvimento das propriedades elásticas dos elastômeros desde o início da espatulação até após a presa, por meio de um elasticímetro.

Em cada material foi realizado o Rastreamento I, na qual, a média da sua recuperação elástica e desvio padrão foram separados por idades e podem ser verificados nas Tabelas 1, 2 e 3.

**TABELA 1**

Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento I (deformação de 6%) dos poliéteres

<b>Material Tempo</b>	<b>Impregum Baixa Viscosidade</b>	<b>Impegum Média Viscosidade</b>	<b>Impegum Alta Viscosidade</b>
	<b>RE – DP</b>	<b>RE – DP</b>	<b>RE - DP</b>
<b>1</b>	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00
<b>1,20</b>	0.00 – 0.00	1.67 – 0.05	0.00 – 0.00
<b>1,40</b>	0.00 – 0.00	13.34 – 2.11	0.00 – 0.00
<b>2</b>	0.00 – 0.00	45.00 – 0.98	0.00 – 0.00
<b>2,20</b>	01.77 – 0.05	80.00 – 3.83	25.00 – 0.98
<b>2,40</b>	31.67 – 11.5	90.50 – 1.48	45.00 – 4.83
<b>3</b>	61.67 – 45.00	96,00 – 0.23	73.34 – 0.83
<b>5</b>	97.12 – 0.23	98.90 – 0.05	95.67 – 2.83
<b>6</b>	99.20 – 0.23	99.60 – 0.23	97.34 – 2.11
<b>7</b>	99.77 – 0.23	99.92 – 0.05	99.67 – 0.05
<b>8</b>	99.86 – 0.23	99.94 – 0.00	99.94 – 0.00
<b>9</b>	99.89 – 0.05	99.94 – 0.00	99.94 – 0.00
<b>10</b>	99.94 – 0,00	99.94 – 0.00	99.94 – 0.00
<b>11</b>	99.98 – 0.05	99.94 – 0.00	99.94 – 0.00
<b>12</b>	99.98 – 0.05	99.94 – 0.00	99.94 – 0.00

**TABELA 2**

Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento I (deformação de 6%) dos silicones por reação de condensação

<b>Material Tempo</b>	<b>Speedex Light Body</b>	<b>Oranwash</b>	<b>Clonage</b>	<b>Perfil Fuído</b>
	<b>RE-DP</b>	<b>RE-DP</b>	<b>RE-DP</b>	<b>RE-DP</b>
<b>1</b>	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00
<b>1,20</b>	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00	3.34 – 0.05	0.00 – 0.00
<b>1,40</b>	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00	38.34 – 0.53	90.00 – 1.48
<b>2</b>	7.17 – 0.23	7,20 – 0.23	88.50 – 0.23	26.67 – 5.83
<b>2,20</b>	16.67 – 1.48	10.00 – 0.98	92.67 – 0.23	51.67 – 0.23
<b>2,40</b>	48.34 – 8.50	10.00 – 0.98	96.17 – 0.23	68.34 – 5.83
<b>3</b>	68.34 – 0.98	25.00 – 7.00	98.10 – 0.05	53.34 – 11.5
<b>5</b>	99.72 – 0.05	97,45 – 4.83	99.89 – 0.05	79.17 – 58.33
<b>6</b>	99.86 – 0.05	99,2 – 0.05	99.95 – 0.00	58.34 – 86.66
<b>7</b>	99.94 – 0.00	99,77 – 0.00	99.99 – 0.05	66.67 – 90.00
<b>8</b>	99.99 – 0.05	99,88 – 0.05	100.00 – 0.00	66.67 – 90.00
<b>9</b>	100.00 – 0.00	99,94 – 0.00	100.00 – 0.00	68.34 – 95.00
<b>10</b>	100.00 – 0.00	99,94 – 0.00	100.00 – 0.00	64.17 – 95.00
<b>11</b>	100.00 – 0.00	99,94 – 0.00	100.00 – 0.00	56.67 – 95.00
<b>12</b>	100.00 – 0.00	99,94 – 0.00	100.00 – 0.00	0.00 – 0.00

**TABELA 3**

Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento I (deformação de 6%) dos silicões de reação por adição

<b>Material Tempo</b>	<b>Adisil Light Body</b>	<b>Adisil Regular</b>
	<b>RE-DP</b>	<b>RE-DP</b>
<b>1</b>	0.00 – 0.00	16.67 – 1.48
<b>1,20</b>	7.17 – 0.23	36.67 – 0.53
<b>1,40</b>	30.00 – 3.83	63.34 – 4.83
<b>2</b>	53.34 – 18.33	68.34 – 4.83
<b>2,20</b>	65.00 – 13.33	78.34 – 1.48
<b>2,40</b>	83.34 – 0.98	83.34 – 0.53
<b>3</b>	90.00 – 0.23	98.67 – 0.98
<b>5</b>	99.94 – 0.00	100.00 – 0.00
<b>6</b>	100.00 – 0.00	100.00 – 0.00
<b>7</b>	100.00 – 0.00	100.00 – 0.00
<b>8</b>	100.00 – 0.00	100.00 – 0.00
<b>9</b>	100.00 – 0.00	100.00 – 0.00
<b>10</b>	100.00 – 0.00	100.00 – 0.00
<b>11</b>	100.00 – 0.00	100.00 – 0.00
<b>12</b>	100.00 – 0.00	100.00 – 0.00

Em cada material foi realizado o Rastreamento II, na qual, a média da sua recuperação elástica e desvio padrão foi separada por idades e pode ser verificada nas Tabelas 4, 5 e 6.

**TABELA 4**

Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento II (deformação de 12%) dos poliéteres

Material Tempo	Impregum Baixa Viscosidade	Impegum Média Viscosidade	Impegum Alta Viscosidade
	RE - DP	RE - DP	RE - DP
<b>1</b>	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00
<b>3</b>	9.17 – 0.11	10.84 – 0.11	0.00 – 0.00
<b>5</b>	75.84 – 0.70	37.50 – 2.41	48.34 – 0.70
<b>7</b>	98.92 – 0.70	96.33 – 7.58	90.59 – 0.26
<b>9</b>	97.92 – 0.49	99.60 – 0.11	98.8 – 0.11
<b>11</b>	99.91 – 0.26	99.84 – 0.02	99.46 – 0.26

**TABELA 5**

Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento II (deformação de 12%) dos silicones por reação de adição

Material Tempo	Adisil Light Body	Adisil Regular
	RE - DP	RE - DP
<b>1</b>	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00
<b>3</b>	5.00 – 0.02	0.96 – 0.02
<b>5</b>	99.74 – 0.11	100.00 – 0.00
<b>7</b>	99.93 – 0.02	100.00 – 0.00
<b>9</b>	100.00 – 0.02	100.00 – 0.00
<b>11</b>	100.00 – 0.00	100.00 – 0.00

**TABELA 6**

Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento II (deformação de 12%) dos silicões por reação de condensação

Material Tempo	Speedex Light Body	Oranwash	Clonage	Perfil Fuído
	RE – DP	RE – DP	RE – DP	RE – DP
1	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00	0.00 – 0.00	0.84 – 0.02
3	6.67 – 0.26	38,44 – 2.91	25.00 – 0.26	16.67 – 0.11
5	49.17 – 29.33	60.00 – 50.00	73.34 – 0.70	54.59 – 0.26
7	89.17 – 14.16	91,84 – 0.11	91.17 – 0.70	57.50 – 1.83
9	98.09 – 1.08	99,86 – 0.02	97.59 – 0.02	39.17 – 0.26
11	99.94 – 0.49	99,96 – 0.02	99.42 – 0.02	10.00 – 0.26

Em cada material foi realizado o Rastreamento III, na qual, a média da sua recuperação elástica e desvio padrão foi separada por idades e pode ser verificada nas Tabelas 7, 8 e 9.

**TABELA 7**

Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento III (deformação de 12%) dos poliéteres

Material Tempo	Impegum Baixa Viscosidade	Impegum Média Viscosidade	Impegum Alta Viscosidade
	RE – DP	RE – DP	RE – DP
3	25.25 – 0.70	10.84 – 0.26	7.50 – 0.02
4	66.67 – 0.49	46.67 – 0.26	29.17 – 0.02
5	83.34 – 4.90	53.34 – 0.70	50.00 – 0.02
6	90.00 – 0.70	90.84 – 0.11	63.34 – 0.26
7	94.25 – 0.49	95.84 – 0.02	86.67 – 0.26
8	96.34 – 0.49	97.00 – 1.08	94.92 – 0.49
9	97.92 – 0.02	97.92 – 0.02	95.90 – 0.11

**TABELA 8**

Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento III (deformação de 12%) dos silicões por reação de adição

<b>Material Tempo</b>	<b>Adisil Light Body</b>	<b>Adisil Regular</b>
	<b>RE – DP</b>	<b>RE – DP</b>
<b>3</b>	3.34 – 0.02	6.67 – 0.11
<b>4</b>	56.67 – 9.41	99.26 – 0.11
<b>5</b>	99.40 – 0.02	99.41 – 0.11
<b>6</b>	99.45 – 0.02	99.41 – 0.02
<b>7</b>	99.65 – 0.11	99.41 – 0.02
<b>8</b>	99.41 – 0.02	99.65 – 0.11
<b>9</b>	99.65 – 0.11	99.83 – 0.11

**TABELA 9**

Médias de recuperação elástica (RE) (%) e desvio padrão (DP) (%), em relação às idades ensaiadas no Rastreamento III (deformação de 12%) dos silicões por reação de condensação

<b>Material Tempo</b>	<b>Speedex Light Body</b>	<b>Oranwash</b>	<b>Clonage</b>	<b>Perfil Fuído</b>
	<b>RE – DP</b>	<b>RE – DP</b>	<b>RE – DP</b>	<b>RE – DP</b>
<b>3</b>	0.00 – 0.00	63.34 – 0.11	45.00 – 1.83	34.59 – 3.50
<b>4</b>	42.50 – 2.41	85.17 – 2.41	63.34 – 2.91	18.34 – 1.08
<b>5</b>	58.34 – 19.16	88.09 – 0.49	82.5 – 1.08	43.34 – 1.83
<b>6</b>	96.34 – 0.70	90.84 – 0.49	88.34 – 1.30	50.00 – 7.50
<b>7</b>	94.17 – 2.91	95.09 – 0.11	93.34 – 0.49	70.00 – 1.83
<b>8</b>	96.17 – 0.49	98.09 – 0.11	94.25 – 0.11	80.00 – 10.41
<b>9</b>	99.00 – 0.11	98.86 – 0.49	96.34 – 0.70	85.9 – 12.50



## 6 DISCUSSÃO

Foi interessante observar durante este trabalho a quantidade de materiais de moldagem denominados elastoméricos, que foram estudados nas duas últimas décadas e que já estão fora do mercado ou, são dificilmente encontrados. A variação foi de tal monta que foi difícil realizar um estudo comparativo entre marcas comerciais, uma vez que muitas delas não estão mais disponíveis, ao menos no mercado brasileiro. No entanto, a base destes ainda é a mesma, ou seja, silicões por reação de condensação, silicões por reação de adição e poliéteres. Entretanto, parece não estar claro a diferença em seu desempenho. Este fato pôde ser observado no trabalho de Brown (2004), que desenvolveu uma revisão de literatura com objetivo de atualizar o clínico, quanto aos novos materiais encontrados no mercado, assim como, suas principais propriedades reológicas.

No início desse trabalho, enfocou-se a relevância da obtenção de modelos que reproduzissem o elemento, ou elementos, com fidelidade. Neste aspecto há, um dito popular “a pressa é inimiga da perfeição”. Mais do nunca este ditado se aplica aos resultados obtidos nesta pesquisa.

Foi grande o número de materiais estudados que, com menos de 5 minutos, apresentaram capacidade de recuperação elástica muito abaixo do mínimo desejado, pelo que se considera um bom material de moldagem, quando foram realizados ensaios, com nível de deformação de 12%. Neste aspecto, julga-se importante esclarecer que este valor de deformação foi estabelecido com a idéia de simular uma situação, onde existe a possibilidade de maior retenção, no momento de remoção do molde e, conseqüentemente, maior possibilidade de rasgamento. Nessa condição, somente o silicone de adição Adisil Light Body e Adisil Regular apresentaram resultados aceitáveis, como pode ser constatado nas Tabelas 2 e 3. Quando foi aplicado o valor de 6%, conforme pode ser constatado na Tabela 1, o mesmo não pôde ser afirmado, quando simulado a condição de baixa retentividade e possibilidade de rasgamento, Deixa-se claro que esses valores, de 12% e 6%, foram baseados nos trabalhos de Muench e Jansen (1997) e Motta (1993) .

Os dados acima foram interessantes em relação a um aspecto: alguns trabalhos estudados nesta pesquisa, que foram realizados *in vitro* e apresentavam troques fabricados artificialmente, com angulações precisas e expulsividade

constante, o que leva a considerar melhor, os materiais com necessidade de baixa recuperação elástica e resistência ao rasgamento, fato que nem sempre retrata a condição clínica. Isso pôde ser observado no trabalho de Tam e Brown (1990), que ao estudar, a resistência de rasgamento de vários materiais de moldagem, concluíram que o polissulfeto apresentou valor de rasgamento mais alto e que quatro silicones de reação por adição e dois poliéteres mostraram significativa redução na resistência ao rasgamento.

Optou-se por discutir estas duas condições pelo fato de que, o comportamento de todos os materiais avaliados foi absolutamente adequado, ou seja, acima de 95% de recuperação elástica, quando a deformação foi de 6%. No entanto, quando submetidos a um valor de 12% de deformação, dos nove materiais analisados, somente dois deles repetiram o valor desejado. Sendo assim, considera-se que a possibilidade de maior retentividade do molde, em boca, pode ser mais importante do que se considera e, parece aos autores deste trabalho, que tais condições nem sempre são consideradas ao se determinar os tempos de trabalho e presa. Este aspecto pode ter sido a razão da afirmação de Chai *et al.* (1993), quando atentaram para o fato de que o tempo de trabalho precisaria ser melhor estudado, tendo em vista a discrepância dos resultados encontrados pelos mesmos.

Neste trabalho de pesquisa não houve a preocupação de aplicar dados estatísticos aos resultados, uma vez que a intenção deste não foi comparar um material com outro e sim, conhecer as características de cada um deles. Por um lado, foi interessante observar que oito dos nove materiais estudados, alcançaram níveis de recuperação elástica acima de 97% somente na idade de 9 minutos, quando submetidos à um valor de deformação de 12%. Por outro lado, o mesmo valor foi obtido na idade de 6 minutos, quando o valor de deformação aplicado foi de 6%. Acredita-se que a diferença de 3 minutos, em relação a idade dos materiais, apresentou valores muito distintos, em relação ao valor de deformação aplicado e tal fato pode, eventualmente, ser relevante no resultado clínico.

Um outro aspecto merece atenção. Em se tratando da relação custo/benefício, julga-se ser digno de nota que, mais uma vez, oito dos nove materiais estudados, apresentaram capacidade de recuperação elástica acima de 95,90%, nas três distintas situações estudadas, o que parece ser muito adequado. Em vista desses resultados, aguardar-se 3 minutos a mais, com o material em boca,

pode eventualmente resultar em redução de custo significativa, uma vez que, os silicones de reação por condensação têm um preço de mercado bem abaixo dos silicones de reação por adição e dos poliéteres.

Ainda neste aspecto, pode-se considerar que se a velocidade do trabalho for mais importante do que o custo deve-se ressaltar que os silicones por reação de adição atingem valores de recuperação elástica acima de 99,4%, na idade de 5 minutos, em qualquer uma das condições submetidas a estudo.

Foi interessante observar que nas idades iniciais, quando submetido a um valor de deformação de 6%, o material Clonage, apresentou maior capacidade de recuperação elástica e, na mesma situação, os valores apresentados pelos demais mostraram valores irrisórios.

Ainda neste aspecto, também chamou a atenção o fato de que os silicones de reação por adição, nas idades entre 3 e 4 minutos, sempre apresentaram baixa capacidade de recuperação elástica e este valor apresentou um salto, na idade seguinte, já muito próximo do valor máximo obtido. Tal ocorrência também foi observada nos trabalhos de McCabe e Wilson (1978), Motta (1993), Jansen (1994), Jansen e Muench (1997). Esses autores concluíram que os silicones de reação por adição possuem um maior tempo de trabalho e superior estabilidade dimensional, em relação aos silicones de reação por condensação.

Por um lado, Williams e Craig (1988) e Yeh *et al.* (1980) concordaram com o trabalho de McCabe e Wilson (1978), no aspecto da estabilidade dimensional. Por outro lado, em relação ao tempo de trabalho, os silicones de reação por adição apresentaram curto tempo de trabalho, o que curiosamente, anos mais tarde, foi também observado por McCabe e Arikawa (1998). Esses últimos também constataram que o silicone de reação por adição desenvolve elasticidade rapidamente após a mistura e deve ser usado o mais rápido possível. Para controlar esta característica, Chee e Donovan (1992) afirmaram que o sistema de automistura diminui o tempo de manipulação do material, podendo estender o tempo de trabalho que ainda pode ser aumentado se houver a refrigeração da seringa resultando em até 1,5 minuto a mais, o tempo de trabalho.

Em relação ao poliéter, McCabe e Arikawa (1998), concluíram que permanece plástico por algum tempo, sendo esta, uma característica desejável para o clínico. Uma observação, no mínimo inusitada, ocorreu com o material Perfil Fluído. Os resultados apresentados por este foram tão díspares que se chegou a cogitar a

remoção do mesmo do trabalho. Ocorreu que este material, e somente este, quando submetido a qualquer um dos valores de deformação aplicados, deslocava-se do final da barra, que ficava submerso no recipiente, com sulcos axiais para retenção do material estudado, conforme descrito na metodologia. Não se encontrou justificativa plausível para tal fato.

Durante o desenvolvimento do Elasticímetro de Muench, houve por parte do seu inventor, preocupação em relação à quantidade de deslocamento que ocorria no final da barra e com a retenção do material no receptáculo de ensaio, de modo que fosse compatível com os materiais, bem como, com o registro dos valores, no transferidor. No entanto, pareceu ao pesquisador que realizou os experimentos que este material tem uma tensão superficial diferente dos demais. Ao estudar a composição do mesmo, chamou a atenção o fato de apresentar em sua composição, vaselina, elemento que não consta da composição dos demais.

É de conhecimento que o Perfil Fluído tem menor valor de comercialização. Infere-se que esta pode ser uma das razões para o fato. Sendo assim, ao invés de removê-lo do trabalho, optou-se por mantê-lo, sem, no entanto, considerar nenhum dos valores obtidos para efeito da pesquisa. Não foi possível estabelecer valores de recuperação elástica, assim como o desvio padrão, nos três ensaios, não demonstraram nenhuma confiabilidade. Ainda neste aspecto, sugere-se que outros estudos sejam realizados com o mesmo, talvez em condições clínicas, para melhor determinar a confiabilidade do material.

## 7 CONCLUSÃO

Ao final desta pesquisa, conclui-se que:

- Foi possível investigar a recuperação elástica em oito dos nove materiais de moldagem denominados elastômeros, durante sua reação de polimerização. O único material que não foi possível investigar a recuperação elástica foi, o material Perfil Fluído.
- A investigação foi realizada desde a fase mais fluida, a partir de 1 minuto, até a presa mais avançada, em 12 minutos e foi possível obter informações que contribuíram no controle das alterações dimensionais decorrentes do ato da moldagem.
- Os materiais que apresentaram maior recuperação elástica, em valores satisfatórios, na menor idade de ensaio, com um índice de deformação de 12%, foram o Adisil Light Body e o Adisil Regular.
- Em todos os materiais que foi possível investigar a recuperação elástica, verificou-se valores satisfatórios na idade de 9 minutos, com um índice de 12% de deformação.
- Quando se aplicou o índice de deformação de 6%, todos os materiais investigados atingiram valores satisfatórios na idade de 5 minutos.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AFSHARZAND, Z.; RASHEDI, B.; PETROPOULOS, V.C. Dentist communication with the dental, laboratory for prosthodontic treatment using implants. **J. Prosthodont**, Filadélfia, v.15, n.3, p.202-7, May-June 2006.
2. ARAUJO, P. A.; JORGENSEN, K.D.; FINGER, W. Viscoelastic properties of setting elastomeric impression materials. **J. Prosth Dent.**, St. Louis, v.54, n.5, p.633-6, Nov. 1985.
3. BAYINDIR, F.; YANIKOGLU, N.; DUYMUS, Z. Thermal and pH changes, and dimensional stability in irreversible hydrocolloid impression material during setting. **Dent Mater J.**, Tóquio, v.21, n.2, p.200-9, Jun. 2001.
4. BARCELOS, A.A.L. **Determinação da elasticidade de hidrocolóides irreversíveis, durante sua geleificação, por meio de um elasticímetro.** 1994. 1v. 66p. Dissertação (Doutoramento em odontologia – Área de Concentração em Materiais Dentários). Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
5. BELL, J.W.; FRAUNHOFER, J.A., The handling of elastomeric impression materials: a review. **J. Dent.**, v.3, n.5, p.229-37, Sept. 1975.
6. BERG, J.C. *et al.* Temperature effects on the rheological properties of current polyether and polysiloxane impression materials during setting. **J.Prosthet Dent.**, St. Louis, v.90, n2, p.150-61, Aug. 2003.
7. BROWN, D. An update on elastomeric impression materials. **Br. Dent. J.**, Londres, v.150, n.2, p.35-40, Jan. 1981.
8. BROWN, D. Materials for impressions – 2003. **Dent. Update**, Guildford, v.31, p.40-45, Jan./Fev. 2004.
9. CHAI, J., *et al.* An investigation of the rheological properties of 10 vinyl-polysiloxane: Impression Materials. **J. Prosthodont. Dent**, Filadélfia, v.2, p.167-173, 1993.

10. CHEE, W.L.; DONOVAN, T.E. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of proprieties and techniquies. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.68, n.5, p.728-32, Nov. 1992.
11. HARCOURT, J. K. Flowing of lighth-bodied elastic impression materials. **Acta Odont Scand.**, Oslo, v.39, n.1, p.33-8, 1981.
12. HERFORT, T.W. *et al.* Tear strength of elastomeric impression materials. **J.Prosth Dent.**, St. Louis, v.39, n.1, p.59-62, Jan. 1978.
13. HERFORT, T.W. *et al.* Viscosity of elastomeric impression materials. **J.Prosth Dent.**, St. Louis, v.38, n.4, p.396-404, Oct. 1978.
14. JANSEN, W.C. **Determinação da elasticidade em função da idade e condições de deformação de elastômeros.** 1994. 128p. (Tese – Doutoramento em odontologia, Área de Concentração em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
15. JOHNSON, G.H. e CRAIG, R.G. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.53, n.4, p.484-90, Apr. 1985.
16. JOHNSON, G.H.; LEPE, X.; A.W., T.C. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. **J. Entalhe de Prosthet.**, St. Louis, v.90, p.354-64, 2003.
17. JORGENSEN, K.D. New method of recording the elastic recovery of dental impression materials. **Scand J Dent Res.**, Oslo, v.84, n.3, p.175-82, May 1976.
18. LU, H., NGUYEN, B.; POWERS, J.M. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. **J. Prosthet Dent**, St. Louis, v.92, p.151-4, 2004.

19. McCABE, J.F.; WILSON, H.J. Addition curing silicone rubber impression materials. An appraisal of their physical properties. **Brit. Dent. J.**, Londres, v.145, n.1, p.17-20, July 1978.
20. McCABE, J.F.; STORER, R. Elastomeric impression materials: the measuring of some properties relevant to clinical practice. **Brit Dent. J.**, Londres, v.149, n.3, p.73-9, Aug. 1980.
21. McCABE, J. F. e ARIKAWA, H. Rheological properties of elastomeric impression materials before and during setting. **J. Dent Res.**, Ahmedabad, v.77, n.11, p.1874-80, Nov. 1998.
22. McCABE, J.F. e CARRICK, T.E. Onset of elasticity in setting elastomers. **J.Dent. Res.**, Ahmedabad, v.69, n.9, p.1573-5, Sept. 1990.
23. MARCINAK, C.F.; DRAUGHN, R.A. Linear dimensional changes in addition curing silicone impression materials. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, Charleston, v.47, n.4, p.411-413, Apr. 1982.
24. MOTA, J.M.L.F. **Estudo da recuperação elástica de um silicone de reação por adição por meio de um elasticímetro**. 1993. 83p. Dissertação (Doutoramento em Odontologia) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
25. MUENCH, A. Determinação da elasticidade em materiais de moldagem durante a presa. **Revista Paulista de Odontologia**, v.14, n.5, p.2-8, set./out. 1992.
26. MUENCH, A.; JANSEN, W.C. Recuperação elástica de elastômeros em função da idade e da ordem de deformação. **Revista de Odont. da Univ. São Paulo**, São Paulo, v.11, n.1, p.49-53, jan./mar. 1997.
27. ORGANIZAÇÃO INTERNACIONAL DE PADRONIZAÇÃO, **ISO4828:2000 Dentistry – Elastomeric impression materials**, 3 ed., Geneva, 2007.
28. OHSAWA, M. e JORGENSEN, K.D. Curing contraction of addition type silicone impression materials. **Scand. J. Dent. Res.**, Oslo, v.91, n.1, p.51-4, 1983.



- 29.OHSAWA, M. e FINGER, W. Working time of elastomeric impression materials. **Dent. Mater**, Tóquio, v.2, n.4, p.179-82, Aug. 1986.
- 30.PHILLIPS, R.W. **Materiais dentários de Skinner**. 9 ed. Tradução Júlio Jorge D'Albuquerque Lóssio. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. p.77-90.
- 31.RODE, S.M.; DUTRA, C.R.; MATSON, E. Controle clínico da alteração dimensional dos elastômeros. **Revista da A.P.C.D.**, São Paulo, v.41, n.5, p.266-269, set./out. 1987.
- 32.RODRIGUES FILHO, L.E. *et al.* The influence of handling on the elasticity of addition silicone putties. **Pesqui. Odontol. Bras.**, v.17, n.3, São Paulo, jul./set. 2003.
- 33.SANDRIK, J.L. e SARNA, T. Temperature of elastomeric impression materials while setting in the mouth. **J. Dent. Res.**, Ahmedabad, v.59, n.11, p.1985-6, Nov. 1980.
- 34.SCHNELL, R.J. e PHILLIPS, R.W. Dimensional stability of rubber base impressions and certain other factors affecting accuracy. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.57, n.1, p.39-48, July 1958.
- 35.SHILLINGBURG Jr, H.T.; HOBOS, S.; WHITSETT, L.D. **Fundamentos de prótese fixa**. Tradução Maria Terezinha F. de Oliveira. São Paulo: Santos, 1983. p.169-90.
- 36.TAM, L. E.; BROWN, J.W. The tear resistance of various impression materials with and without modifiers. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.63, n.3, p.282-5, Mar. 1990.
- 37.TODESCAN, R.; SILVA, E.E.B.; SILVA, O.J. **Atlas de prótese parcial removível**. 9 ed. São Paulo: Santos,1996. p.234-235.
- 38.VALLE, A.L. **Prótese fixa 7ª série EAP-APCD**. 1 ed. São Paulo: Artes Médicas, p.151-161.
- 39.VERMILYEA, S.G.; HUGET, E.F. SIMON, L.B. Apparent viscosities of setting elastomers. **J. Dent Res.**, Ahmedabad, v.59, n.7, p.1149-51, July 1980.

40. WILLIAMS, J.R. & CRAIG, R.G. Physical properties of addition silicones as a function of composition. **J. Oral Rehab.**, Oxford, v.15, n.6, p.639-50, Nov. 1988.
41. WILSON, H.J. Elastomeric impression materials. Part1. The setting material. **Brit Dent J.**, Londres, v.121, n.6, p.277-83, Sept. 1966.
42. WILSON, H.J. Elastomeric impression materials. Part 2. The set material. **Brit Dent J.**, Londres, v.121, n.7, p.322-8, Out 1966.
43. WILSON, H.J. Impression materials. **Brit Dent. J.** ., Londres, v.164, n. 7; p.221-5, Apr. 1988.
44. YEH, C.L.; POWERS, J.M.; CRAIG, R.G. Properties of addition-type silicone impression materials. **J. Am. Dent. Assoc.** Chicago, v.101, n.3, p.482-484. Sept. 1980.