

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CINTIA IARA OADA CARVALHAL

**EFEITO DO TEMPO DE IMERSÃO EM  
SOLUÇÕES DESINFETANTES NA  
PRECISÃO DIMENSIONAL DE MOLDES  
CONFECCIONADOS COM MATERIAIS  
ELASTOMÉRICOS**

*Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da Universidade  
Estadual de Campinas, para obtenção do  
título de Doutor em Materiais Dentários.*

*Orientador: Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretti*

*Co-orientador: Prof. Dr. Américo Bortolazzo Correr*

Este exemplar corresponde à  
versão final da Tese defendida  
pelo aluno, e orientada  
pelo Prof.Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretti

---

Assinatura do Orientador

PIRACICABA, 2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

C253e      Carvalho, Cintia Iara Oda, 1977-  
              Efeito do tempo de imersão em soluções desinfetantes na  
              precisão dimensional de moldes confeccionados com materiais  
              elastomérico / Cintia Iara Oda Carvalho. -- Piracicaba, SP : [s.n.],  
              2011.

                  Orientador: Mário Alexandre Coelho Sinhoreti.  
                  Coorientador: Américo Bortolazzo Correr.  
                  Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas,  
                  Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

                  1. Desinfecção. 2. Materiais para moldagem odontológica. 3.  
                  Hipoclorito de Sódio. I. Sinhoreti, Mário Alexandre Coelho. II.  
                  Correr, Américo Bortolazzo. III. Universidade Estadual de  
                  Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

**Título em Inglês:** Effect of storage time in disinfectants on dimensional stability  
of elastomeric impression materials

**Palavras-chave em Inglês:**

Desinfection

Dental impression materials

Sodium hypochlorite

**Área de concentração:** Materiais Dentários

**Titulação:** Doutor em Materiais Dentários

**Banca examinadora:**

Mário Alexandre Coelho Sinhoreti [Orientador]

Simonides Consani

Regina Maria Puppim Rontani

Rogério Vieira Reges

Sandrine Bittencourt Berger

**Data da defesa:** 02-06-2011

**Programa de Pós-Graduação:** Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 02 de Junho de 2011, considerou a candidata CINTIA IARA ODA CARVALHAL aprovada.

Prof. Dr. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

Profa. Dra. SANDRINE BITTENCOURT BERGER

Prof. Dr. ROGÉRIO VIEIRA REGES

Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI

Profa. Dra. REGINA MARIA PUPPIN RONTANI

## DEDICATÓRIAS

*A Deus, por que eu sei que: “Ainda que eu ande pelo vale, e atravesse a sombra da morte, cuidas de mim. Mesmo que eu não queira a tua presença, mesmo que eu me afaste de ti, Cuidas de mim. Teu amor é como a rocha que não se quebra jamais. Teu amor é como o sol a nascer toda manhã. É um amor que me constrange, Que me envolve e me aquece. Esse amor **ÉS TU SENHOR**” (Pe. Fabio de Melo)*

*Aos meus pais, por todo amor, dedicação e afeto que a mim sempre foram depositados e pelas várias vezes que renunciaram os seus sonhos e desejos, para que eu e meus irmãos pudéssemos realizar os nossos. **MUITO OBRIGADA***

*Ao meu esposo Mello, por me mostrar que com você “não há dificuldade que não possamos enfrentar, não haverá tristezas que não superemos doença que não nos ajudemos a suportar, pobreza que não combatamos juntos e riqueza que não nos faça esquecer um do outro”. (Riba, LM).*

*Meu filho Pedro que chegou para me dar mais alento e vigor e é complemento maior de minha vida.*

*Aos meus familiares, em especial meus irmãos Carla, Luana e Almir Gabriel por não sei p que seria de mim sem o amor de vocês.*

## AGRADECIMENTO ESPECIAL

*Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti,*

És a mão que ampara, o cérebro que ensina, porém, mais do que tudo: o exemplo a ser seguido por todos quantos te conhecem.

*Ao Co-Orientador Américo Bortolazzo Correr,*

Serei eternamente grata por toda a orientação, ajuda e principalmente pela sua amizade.

**Muito Obrigada!**

## AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas**, na pessoa de seu Diretor, ***Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior*** e Diretor Associado ***Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia***.

À Coordenadora dos Cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, ***Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia***.

À Área Materiais Dentários e professores do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários, ***Prof. Dr. Mario Fernando de Goes, Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti, Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, Profa. Dra. Regina Maria Puppim Rontani, Prof. Dr. Simonides Consani, Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins e Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani***, por compartilharem comigo os seus conhecimentos científicos contribuindo, para minha formação acadêmica também pela amizade, fundamental para o crescimento pessoal.

Ao coordenador do programa de pós-graduação em Materiais Dentários, ***Prof. Dr. Marcelo Giannini***, pela competência e responsabilidade com que dirige este curso.

À **Universidade do Estado do Amazonas**. Meus sinceros agradecimentos aos coordenadores ***Profa. Dra. Tânia Miranda Chicre Alcantara, Prof. Dr. Benedito Taveira dos Santos, Prof. Dr. Marcelo Diniz Carvalho, Prof. Dr. Jonas Alves de Oliveira***.

À Coordenadora do Curso de Odontologia do Centro Universitário do Norte-Uninorte, ***Profa. Lia Mizobe Ono*** pela sua amizade, carinho e companheirismo.

Aos funcionários da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, **Selma Aparecida Barbosa Segalla e Marcos Blanco Cangiani**, que com sua eficiência e competência funcional nos ajudava no dia a dia, transcendendo muitas vezes suas obrigações funcionais, sendo verdadeiros amigos de todos quantos ali necessitam desenvolver suas atividades.

Às secretárias dos cursos de pós-graduação nas pessoas de **Érica A. Pinho Sinhoreti e Raquel Q. Marcondes César Sacchi** pelo respeito, carinho e eficiência.

Aos amigos **Silvana, Estela, Mitsue e Mariliane, Mirela, Juliana, Tango, Américo e Ricardo**. A verdadeira amizade sobrevive a distancia! Obrigada por todo carinho e ajuda! Não há dinheiro no mundo que pague a AMIZADE de vocês. MUITO OBRIGADA!

Aos amigos **Alê, Jonas, Ligia e Tânia** “*Um amigo é o tesouro que nos enriquece a vida, felizmente sou rica, pois tenho vocês*”

As amigas irmãs: **Carol Meirelles, Gisele Tomaz, Mayana Costa** por estarem sempre presentes em minha vida.

Aos colegas do Programa de Pós-graduação do **Doutorado** pelo convívio, amizade e troca de experiência durante todo curso

À **FAPEAM** (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Amazonas) pela bolsa concedida no início do curso de doutorado.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este trabalho fosse realizado.

***Meus sinceros agradecimentos.***

## RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar o efeito das soluções desinfetantes na precisão e estabilidade dimensional de materiais de moldagem elastoméricos. No primeiro capítulo foram utilizados nove elastômeros, sendo três a base de polidimetil siloxano (silicona por condensação) - PDS (Xantopren, Lastic e Clonage), um polissulfeto - PS (Permlastic), um poliéter - PE (Impregum) e quatro polivinil siloxano (silicona por adição) - PVS (Panasil, Express, Futura AD e Adsil). No segundo capítulo, quatro materiais representativos de cada classe de elastômero Xantopren (polidimetil siloxano - PDS); Express (polivinil siloxano - PVS); Permlastic (polissulfeto - PS) e Impregum Soft (poliéter - PE). Todos os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e, em seguida, inseridos em matriz metálica confeccionada de acordo com a especificação da ISO 4823. No primeiro capítulo, as amostras foram distribuídas em três grupos (n=7): sem imersão (controle); imersão em solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 0,5%, por 10 minutos; imersão em solução de glutaraldeído a 2%, por 10 minutos. Os resultados mostraram que somente os PDS foram influenciados significativamente pela solução desinfetante, apresentando maior contração quando imersos em NaOCl ( $p < 0,05$ ). Para os outros elastômeros, a solução desinfetante não influenciou a alteração dimensional. Os moldes de PDS apresentaram maior contração que aos demais elastômeros, que não diferiram entre si. No segundo capítulo, as amostras foram submetidas à imersão nas soluções desinfetantes (hipoclorito de sódio a 0,5% e glutaraldeído a 2%) por 5, 10, 20, 30 e 60 minutos (n=7), exceto o grupo controle. A análise de variância a três critérios e o teste de Tukey, com nível de significância de 5%, mostraram que as diferenças nas dimensões lineares dos materiais analisados não foram estatisticamente significantes ( $p > 0,05$ ) após sua imersão em solução de hipoclorito de sódio a 0,5% e glutaraldeído a 2%, nos períodos de tempo avaliados. De modo geral, pôde-se concluir que as combinações dos material de moldagem e solução desinfetante podem ser empregadas na clínica odontológica para desinfecção, sem alterar dimensionalmente os moldes nos períodos de imersão não maiores que 20 minutos.



Palavras-chave: Soluções desinfetantes, Alteração dimensional, Materiais Elastoméricos.

## **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate the effects of disinfectant solutions on the dimensional stability of elastomeric impression materials. At the first chapter, three polydimethyl siloxane - PDS (Xantopren, Lastic and Clonage), one polysulphide - PS (Permlastic), one polyether - PE (Impregum) and four polyvinyl siloxane - PVS (Panasil, Express, Futura AD and Adsil) were used and at the second chapter just one product of each material were used: Xantopren (polydimethyl siloxane - PDS); Express (polyvinyl siloxane - PVS); Permlastic (polysulphide - PS) e Impregum Soft (polyether - PE). The samples were mixed according to the manufacturer. The dimensional stability was evaluated according to ISO 4823. At the first chapter, the samples were distributed in three groups (n=7): no immersion in solutions (control); immersion in Sodium Hypochlorite solution (NaOCl) 0,5%, for 10 minutes; immersion in Glutaraldehyde solution 2%, for 10 minutes. The results showed that disinfectant solutions altered significantly the dimensional stability only for PDS which presented higher shrinkage when immersed in ( $p < 0.05$ ). For other elastomeric materials, the disinfectant solution did not influence the dimensional stability, which did not differ to each other. The samples of PDS showed higher contraction than the others, which did not differ to each other. At the second chapter, the samples were removed from the pattern after 7 minutes and subjected to immersion in the disinfected solutions (Sodium Hypochlorite solution 0,5% and Glutaraldehyde 2%) for 5, 10, 20, 30 e 60 minutes (n=7), except the control group. The analysis of variance and Tukey's test ( $p > 0.05$ ), showed the difference in linear dimensions of the materials analyzed were not statistically significant ( $p > 0.05$ ) after immersion in Sodium Hypochlorite solution 0,5% and Glutaraldehyde 2%, in those periods of time. In general, it was concluded that the tested combinations of impression material and disinfecting solution can be employed for infection control in clinical use, without changing the dimensional stability in immersion periods not longer than 20 minutes.

**Key-words:** Disinfection, dimensional precision, dental impressions

## SUMÁRIO

<b>1.</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>2.</b>	<b>CAPÍTULO I:</b> Influência da solução desinfetante na precisão dimensional de moldes de elastômeros	<b>5</b>
<b>3.</b>	<b>CAPÍTULO II:</b> Avaliação in vitro da alteração dimensional de materiais elastoméricos após imersão em soluções desinfetantes por diferentes tempos	<b>21</b>
<b>4.</b>	<b>CONSIDERAÇÕES GERAIS</b>	<b>38</b>
<b>5.</b>	<b>CONCLUSÃO GERAL</b>	<b>41</b>
<b>6.</b>	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>42</b>
<b>7.</b>	<b>ANEXO</b>	<b>46</b>

## INTRODUÇÃO GERAL

Diversos tipos de materiais para moldagem são utilizados em prótese fixa ou removível para a reprodução dos dentes, implantes e estruturas bucais relacionadas. A confecção de trabalhos protéticos bem adaptados, sejam eles fixos ou removíveis, requer o uso de materiais para moldagem que registrem precisamente os dentes preparados e/ou a posição de implantes, além de seu relacionamento com as estruturas bucais adjacentes (Bell, 1975, Anusavice, 2005; Doubleday, 1998; Giordano, 2000; Kim *et al.*, 2001).

Atualmente, existem vários tipos de materiais elásticos para impressão de uso odontológico. Eles podem ser separados em dois grandes grupos: I- hidrocolóides - ágar e alginato – indicados para a obtenção de modelos de estudo devido à baixa estabilidade dimensional, pois estão sujeitos à sinérese e embebição; II- elastômeros não aquosos – que, de acordo com a composição química do polímero base e polimerização, podem ser classificados em polissulfeto, silicone polimerizada por condensação, silicone polimerizada por adição e poliéter (Mandikos, 1998, Giordano, 2000; Perakis *et al.*, 2004 Anusavice, 2005). Estes materiais do último grupo são os mais indicados quando o profissional requer precisão de detalhes e maior estabilidade dimensional do trabalho a ser executado.

Os elastômeros são materiais para moldagem que se assemelham à borracha após a reação de presa. Esses materiais constituem-se de moléculas (monômeros) que se unem umas às outras durante a presa, formando longas cadeias de polímeros com ligações cruzadas entre si, em um processo conhecido como polimerização (Anusavice, 2005). A reação química pode ocorrer por adição ou por condensação (Rubel, 2007). Nos materiais de presa por condensação há formação de subproduto, que pode ser o álcool etílico ou a água (Anusavice, 2005; Doubleday, 1998; Giordano, 2000). Já nos que polimerizam por adição, não há a formação de subprodutos desde que sejam observadas as proporções corretas. A presença ou não desses subprodutos é de suma importância para a obtenção de boa estabilidade dimensional do molde após sua remoção da cavidade bucal.

A polimerização é avaliada clinicamente pela mudança física do estado do material. Quando introduzidos na boca, apresentam propriedades de

escoamento ajustada conforme o tipo de moldagem desejada, posteriormente, são convertidos por meio das ligações químicas em sólidos viscoelásticos, passíveis de sofrerem deformação elástica durante sua remoção, retornando o mais próximo possível de sua situação original (Chen, 2004).

Independente da composição, certas propriedades físicas e mecânicas são necessárias para que os materiais desempenhem com sucesso suas funções de moldadores. Algumas destas propriedades são: recuperação elástica, deformação sob compressão, resistência à compressão, tixotropia, compatibilidade com o gesso odontológico, rugosidade de superfície, resistência ao rasgamento, precisão e estabilidade dimensional (Donovan e Chee, 2004, Lu *et al* 2004, Wadhvani *et al.*, 2005).

A precisão dimensional é uma característica muito importante relacionada aos materiais para moldagem, pois durante o procedimento de remoção do molde da cavidade bucal, este sofre a ação de tensões principalmente de compressão contra a parede da moldeira (Jamani *et al.*, 1989, Hoyos e Soderholm, 2011). Cessado o esforço, deve-se esperar que o material volte a sua forma inicial, sem produzir alterações ou deformações permanentes. Já a estabilidade dimensional seria a manutenção da precisão dimensional em função do tempo ou de outros agentes externos. Segundo Chen *et al.*, 2004, um fator que pode afetar significativamente a precisão e estabilidade dimensional dos materiais para moldagem é o processo de desinfecção.

A desinfecção do molde é um procedimento importante e também obrigatório na atividade clínica diária. Além disso, seria uma medida de biossegurança relevante no controle da infecção cruzada e pode ser definida como etapa clínica que visa a destruir os microrganismos vivos (vírus, bactérias e esporos) da superfície de um molde (Owen e Goolam, 1993, Alves-Rezende e Lorenzato, 1999).

Uma desinfecção bem sucedida deve manter as propriedades físico-químicas dos materiais de impressão (Al-Jabrah *et al.*, 2007; Kotsiomiti *et al.*, 2008) e ainda não interferir negativamente na obtenção dos modelos de gesso, já que esses serão a base para a confecção de próteses odontológicas.

Atualmente, uma variedade de produtos químicos é comercializada como agentes específicos para a desinfecção de moldes odontológicos. Dentre os desinfetantes químicos disponíveis, o glutaraldeído tem sido amplamente utilizado e tem demonstrado efeito bactericida, fungicida e virucida (Yilmaz *et al.*, 2007), além de apresentar compatibilidade com muitos materiais (Rutala e Weber, 2004). Além do glutaraldeído, outro agente químico utilizado é a solução de hipoclorito de sódio, a qual é um composto inorgânico que pertence ao grupo dos halogenados, que possuem efeito virucida e bactericida (Miryam *et al.*, 2007).

Porém, os métodos considerados mais seguros e baratos disponíveis, como imersão em soluções desinfetantes, podem interferir nas dimensões lineares de alguns polímeros para moldagem, devido à absorção de água, quando imersos nessas soluções desinfetantes. Muller-Bolla *et al.*, (2004) afirmam que muitos profissionais da Odontologia não realizam a desinfecção por imersão, temendo alteração dimensional dos moldes, principalmente em procedimentos de alta precisão.

Considerando que, os moldes odontológicos são freqüentemente contaminados com saliva, biofilme e sangue (Martin *et al.*, 2007) e que a manipulação desses moldes contaminados contribuem para a disseminação de microrganismos causadores de doenças infecto-contagiosas (ADA, 1996, Wu *et al.*, 2008), o processo de desinfecção dos moldes deveria fazer parte da rotina dos profissionais, apesar do risco de alteração dimensional dos moldes, principalmente em procedimentos de alta precisão (Muller-Bolla *et al.* 2004).

Assim, o objetivo neste trabalho foi avaliar a influência dos diferentes tempos de imersão em soluções desinfetantes na estabilidade dimensional de materiais de moldagem elastoméricos a fim de se estabelecer um protocolo para ser utilizado pelos profissionais. A presente tese foi separada em dois artigos que estão contemplados nos capítulos 1 e 2, cujos objetivos foram:

- 1) Determinar a precisão dimensional de moldes confeccionados com materiais elastoméricos após imersão em soluções de glutaraldeído ou hipoclorito de sódio.
- 2) Avaliar a precisão dimensional de moldes obtidos a partir de diferentes marcas comerciais de materiais para moldagem

submetidos à diferentes tempos de desinfecção com soluções de glutaraldeído e hipoclorito de sódio.

---

<sup>1</sup> Este trabalho foi realizado no formato alternativo com base na Informação da Comissão Central de Pós-Graduação (CCPG) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) nº002/06.

## **Capítulo 1**

### **Influência de soluções desinfetantes na precisão dimensional de moldes de elastômeros**

#### **RESUMO**

O objetivo neste estudo foi verificar a influência da solução desinfetante na precisão dimensional de diferentes elastômeros para moldagem. Foram utilizados nove elastômeros, sendo três a base de polidimetil siloxano (silicone por condensação) - PDS (Xantopren, Lastic e Clonage), um polissulfeto - PS (Permlastic), um poliéter - PE (Impregum) e quatro polivinil siloxano (silicone por adição) - PVS (Panasil, Express, Futura AD e Adsil), que foram manipulados seguindo recomendações dos fabricantes. A avaliação da precisão dimensional foi verificada de acordo com as normas ISO 4823. Os moldes foram separados em três grupos (n=7): sem imersão (controle); imersão em solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 0,5%, por 10 minutos; imersão em solução de glutaraldeído a 2%, por 10 minutos. Os resultados mostraram os moldes de PDS apresentaram alteração dimensional (contração) significativamente maior que os demais elastômeros, que não diferiram entre si.

#### **INTRODUÇÃO**

A rota principal de transmissão de patógenos dos pacientes para os cirurgiões-dentistas é através de impressões e próteses contaminadas. Tem sido demonstrado que os microrganismos podem ser coletados das impressões odontológicas e inoculados experimentalmente. Assim, a desinfecção das



impressões dentárias é um importante passo para evitar a transmissão de patógenos e, portanto, procedimentos de desinfecção de alto nível ou nível intermediário são recomendados (3).

Devido à possibilidade das impressões ficarem irremediavelmente alteradas com o calor, a desinfecção química é freqüentemente utilizada como alternativa. Tradicionalmente, a desinfecção dos moldes odontológicos pode ser realizada de dois modos: imersão ou *spray* com desinfetante. O método mais confiável para desinfecção dos materiais de moldagem e, portanto, o mais popular, é a imersão do molde nas soluções desinfetantes. Com este método, há garantia de que a solução desinfetante entrará em contato com todas as superfícies do material para impressão e com a moldeira. Entretanto, o efeito da imersão sobre a precisão dimensional de materiais de impressão é um fator ainda controverso na literatura.(4, 11-13)

Grande variedade de agentes químicos é utilizada para desinfecção das impressões odontológicas. Entretanto, nem todos os materiais de impressão são compatíveis com todos os agentes desinfetantes e, alguns destes agentes desinfetantes, podem afetar significativamente a qualidade dos moldes (1), alterando a reprodução de detalhes e a estabilidade dimensional (2). Além disso, os materiais são muito diferentes em termos de absorção e retenção de vírus. Assim, procedimentos de desinfecção específicos devem ser seguidos para cada material (3).

Vários materiais elásticos para moldagem estão disponíveis para uso odontológico como os elastômeros sintéticos: polissulfeto, silicone por condensação, poliéter e silicone por adição (4-5). Todos estes materiais são

utilizados para reprodução das condições bucais com a finalidade da confecção de restaurações indiretas e próteses.

Alguns estudos têm mostrado que a imersão em desinfetantes não tem efeito clinicamente relevante sobre o silicone polimerizado por adição e poliéteres (6). Entretanto, outros estudos indicaram que a precisão dimensional destes materiais, hidrófilos por natureza ou com adição de surfactantes, foi negativamente afetada pela imersão (7-10). Portanto, o objetivo neste estudo foi verificar a influência da solução desinfetante sobre a alteração dimensional de elastômeros utilizados para moldagem odontológica.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

### **Materiais**

Foram utilizados quatro tipos de elastômeros para moldagem, na consistência leve (tipo 3). Os materiais com suas respectivas classificações estão listados no Quadro 1.

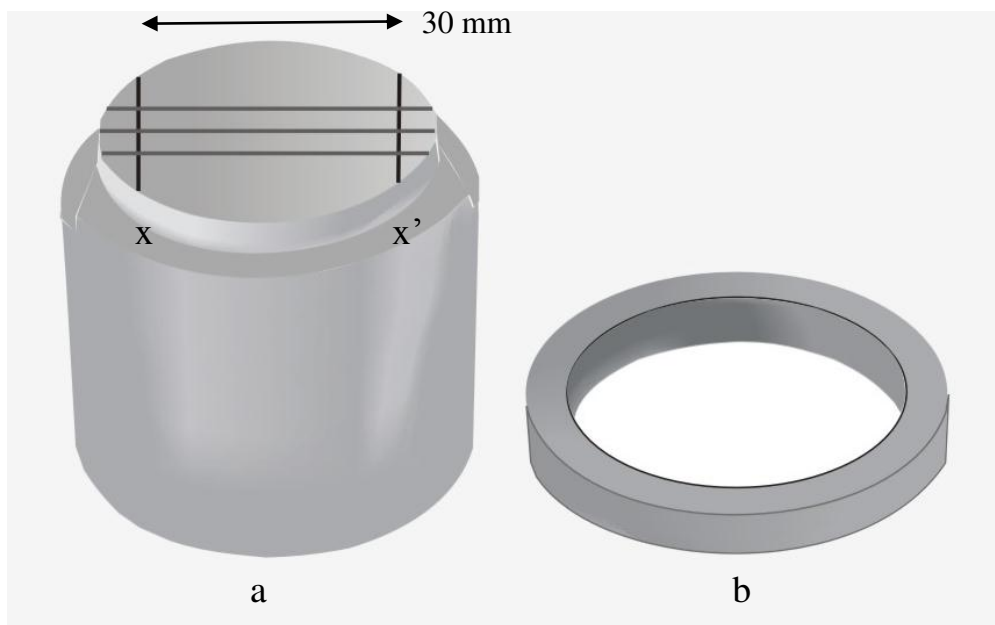
**Quadro 1.** Marca comercial, tipos e o fabricante

<b>Marca comercial</b>	<b>Tipo</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Tempo Presa</b>
<b>Clonage®</b>	Silicone por condensação	DFL	5 minutos
<b>Xantopren-VL Plus®</b>	Silicone por condensação	Heraeus Kulzer	4 minutos e 30 segundos
<b>Lastic</b>	Silicone por condensação	Kettenbach	5 minutos
<b>Panasil</b>	Silicone por adição	Kettenbach	5 minutos
<b>Express®</b>	Silicone por adição	3M/ESPE	5 minutos
<b>Futura AD®</b>	Silicone por adição	DFL	5 minutos e 30 segundos
<b>Adsil</b>	Silicone por adição	Vigodent	5 minutos
<b>Permlastic</b>	Polissulfeto	Kerr	10 minutos
<b>Impregum Soft</b>	Poliéter	3M/ESPE	6 minutos

**Preparação das amostras**

A avaliação da alteração dimensional foi verificada após a obtenção dos moldes utilizando um dispositivo confeccionado em aço inoxidável, de acordo com as normas ISO 4823. Um bloco cilíndrico com 38 mm de diâmetro externo, 30 mm de diâmetro interno e 3 mm de altura foi utilizado para obtenção dos moldes. A superfície da matriz apresentava três linhas paralelas de 30 mm de comprimento distantes 2,5 mm entre si e duas linhas verticais perpendiculares

às três linhas, identificadas como x e x', as quais foram utilizadas para verificar a alteração dimensional das amostras (Figura 1A). Associado à matriz, foi utilizado um anel metálico com 38 mm de diâmetro externo, 30 mm de diâmetro interno e 6 mm de altura (Figura 1B) para confinar o material para moldagem sobre o topo da matriz. Para remover qualquer tipo de resíduo antes da realização do procedimento de moldagem, o conjunto matriz e anel foram limpos em ultra-som e secos com jato de ar.



**Figura 1.** Desenho esquemático da matriz: bloco cilíndrico (a); e anel metálico de contenção (b).

Os materiais foram manipulados seguindo as recomendações dos respectivos fabricantes e inseridos em excesso no interior do anel metálico, que estava posicionado sobre uma placa de vidro. A matriz metálica foi encaixada no anel e o conjunto foi levado a uma prensa pneumática, que comprimiu o conjunto com carga de 2 Kgf (Wang *et al* 2007) para extravasar o excesso de material. Para simular a condição bucal, imediatamente após o

preenchimento, o conjunto (anel + matriz) foi imerso em água destilada à temperatura de 37°C. Para assegurar a completa polimerização, os moldes foram removidos 3 minutos após o tempo de presa mínimo recomendado pelos fabricantes dos materiais (Quadro 1).

Os moldes de cada elastômero foram removidos da matriz e separados em 3 grupos (n=7), de acordo com o meio de desinfecção: Sem desinfecção (Controle), Imersão em Glutaraldeído a 2%, por 10 minutos; Imersão em Hipoclorito de Sódio a 0,5%, por 10 minutos. Imediatamente após o período de imersão, os corpos-de-prova foram lavados com 150 mL de água destilada, secos e avaliados quanto à precisão dimensional.

### **Mensuração das amostras**

Todas as medidas de alteração dimensional foram realizadas por um operador com microscópio óptico (STM-Olympus Optical Co. Ltd, Japan) com precisão de 0,5 µm.

O cálculo da alteração dimensional foi realizado de acordo com a ISO 4823, que preconiza a utilização da seguinte equação para calcular a porcentagem de alteração dimensional:

$$\frac{\Delta L}{L1} = \frac{(L2 - L1)}{L1} \times 100$$

onde, L1 é a medida da distância entre as linhas na matriz e L2 é a medida da distância entre as linhas do material para moldagem.

A análise dos dados foi realizada utilizando a análise de variância (ANOVA) dois fatores (material x solução desinfetante) e teste de Tukey para

comparações múltiplas entre as médias dos grupos. As análises foram realizadas com nível de significância de 5%.

## RESULTADOS

Os resultados da análise de variância mostraram que houve diferença significativa para material ( $p < 0,00001$ ), solução desinfetante ( $p = 0,00015$ ) e interação entre os fatores ( $p = 0,00004$ ). Na Tabela 1 e Figura 2 pode ser verificado que para as três condições de imersão, as amostras de polidimetil siloxano (Xantopren, Clonage e Lastic) apresentaram alteração dimensional (contração) significativamente maior que os demais grupos de elastômeros ( $p < 0,05$ ). Dentro do grupo controle, Xantopren apresentou contração significativamente superior a Lastic ( $p < 0,05$ ). A comparação entre os PDS imersos em NaOCl e Glutaraldeído não mostrou diferença significativa entre eles. Não houve diferença entre os demais grupos de elastômeros ( $p > 0,05$ ).

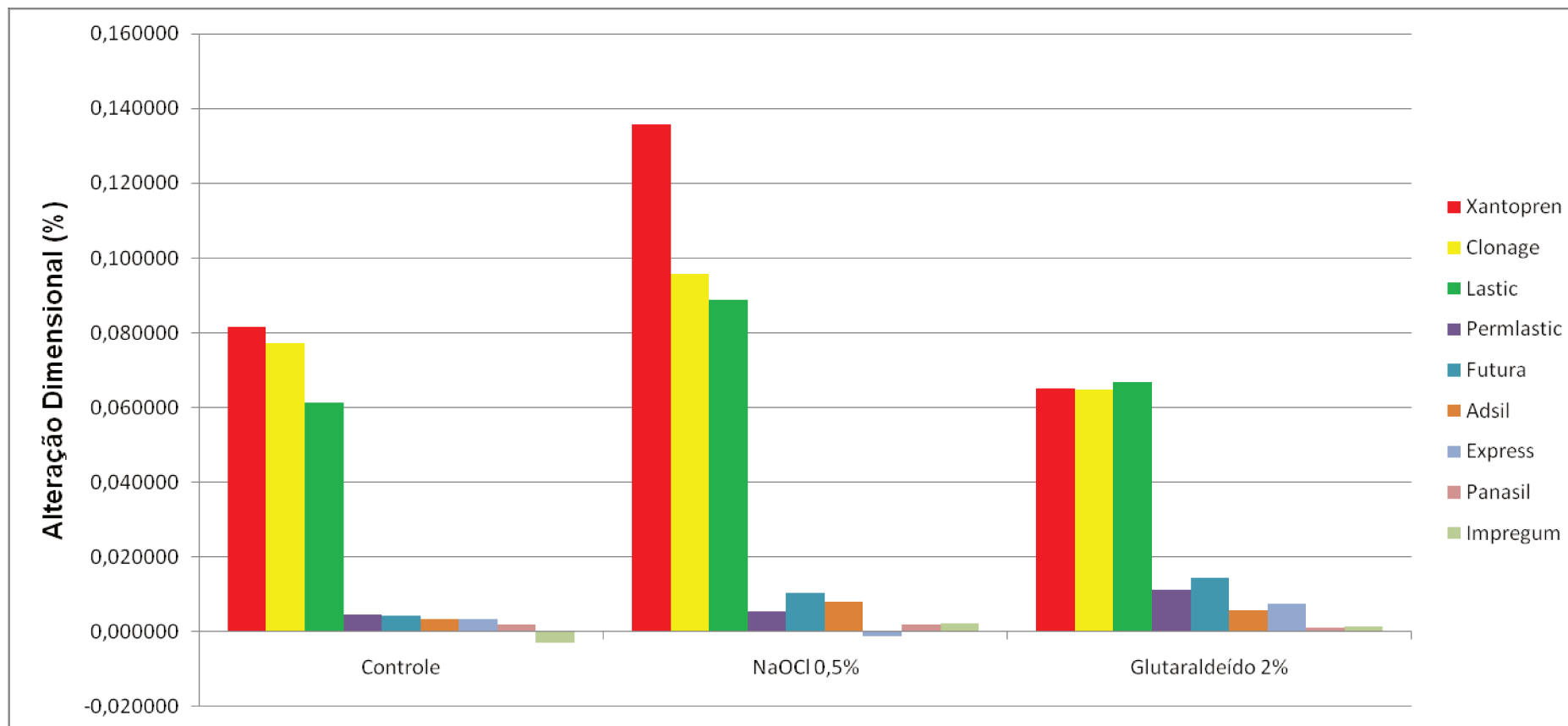
O meio de imersão exerceu influência significativa sobre a precisão das amostras somente para o PDS. As amostras de Xantopren imersas em NaOCl contraíram significativamente mais que as amostras do grupo controle, e estas significativamente mais que àquelas imersas em glutaraldeído ( $p < 0,05$ ). Para o Clonage, a imersão em NaOCl produziu amostras com contração significativamente superior que a imersão em glutaraldeído ( $p < 0,05$ ), mas sem diferença para o grupo controle. Para o Lastic, a imersão em NaOCl produziu amostras com contração significativamente superior à imersão em glutaraldeído e o grupo controle ( $p < 0,05$ ).

Para os demais grupos de elastômeros (PVS, PE e PS) não houve diferença significativa entre as soluções desinfetantes, nem entre as soluções e o grupo controle ( $p>0,05$ ).

**Tabela 1.** Médias de alteração dimensional (%) dos elastômeros após imersão em diferentes soluções.

Materiais	Alteração Dimensional (%)					
	Sem desinfecção		NaOCl 0,5%		Glutaraldeído 2%	
Xantopren	0,081470	a B	0,135650	a A	0,065178	a C
Clonage	0,077235	ab AB	0,095665	a A	0,064738	a B
Lastic	0,061356	b B	0,088775	a A	0,066925	a B
Permlastic	0,004583	c A	0,005327	b A	0,011254	b A
Futura	0,004236	c A	0,010365	b A	0,014368	b A
Adsil	0,003562	c A	0,007980	b A	0,005762	b A
Express	0,003387	c A	-0,001087	b A	0,007395	b A
Panasil	0,001893	c A	0,001852	b A	0,001159	b A
Impregum	-0,002955	c A	0,002265	b A	0,001367	b A

Letras distintas minúsculas em coluna e maiúsculas em linha representam diferença estatisticamente significativa ( $p<0,05$ ).



**Figura 2.** Gráfico representativo da alteração dimensional (%) dos elatômeros após imersão nas soluções desinfetantes.



## DISCUSSÃO

Com a introdução de materiais para moldagem modificados para melhor desempenho na cavidade bucal úmida, seria importante avaliar se tais modificações afetariam a precisão dimensional após procedimentos de desinfecção. Um molde preciso é indispensável para a fabricação de uma prótese e a escolha do material para moldagem é importante. Assim, o objetivo neste estudo foi verificar a influência da solução desinfetante sobre a alteração dimensional de elastômeros utilizados para moldagem em Odontologia. Os resultados mostraram que para as três condições de imersão, as amostras de polidimetilsiloxano (PDS) (Xantopren, Clonage e Lastic) apresentaram alteração dimensional (contração) significativamente maior que os demais grupos de elastômeros.

Todos os elastômeros contraem durante a polimerização, como resultado da redução no volume espacial devido à formação de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas(4). A escolha do elastômero é decisiva para a precisão dimensional, pois as impressões de alguns elastômeros são alteradas rapidamente pela contração causada pela evaporação dos subprodutos oriundo da polimerização por condensação (8). Dentre os elastômeros avaliados neste estudo, somente os silicone polidimetilsiloxano e o polissulfeto (PS) apresentam polimerização por condensação. Como subproduto da reação, os PDS liberam álcool e os PS liberam água; isto pode explicar o motivo pelo qual os PDS contraíram mais que os PS. A maior contração pode ter ocorrido em virtude do fato do álcool ser mais volátil e possuir maior peso molecular que a água (subproduto do PS) (5). Os resultados mostraram que o tempo de imersão de 10 minutos para o PS é

seguro, com o molde apresentando alteração dimensional similares aos silicones por adição (PVS) e o poliéter (PE), que apresentam a menor alteração dimensional de todos os materiais avaliados. Para esses materiais, a maior parte da contração se deve à polimerização que continua dentro nos primeiros três minutos da remoção do molde da boca (18). Entretanto, as reduções de volume destes elastômeros devido à polimerização são pequenas, variando entre 0,14 a 0,60% (4). Nesse estudo, observou-se alterações dimensionais entre 0,001 e 0,138%.

Neste estudo, foram utilizadas as soluções de hipoclorito de sódio a 0,5% e glutaraldeído a 2%. O glutaraldeído é classificado como agente de desinfecção de alto ação, sendo capaz de inativar esporos e todas as outras formas de microrganismos. O hipoclorito de sódio é um agente desinfetante de ação intermediária, pois não pode destruir microrganismos esporulados(9). Nesta investigação, a imersão no hipoclorito de sódio a 0,5% ou no glutaraldeído a 2% por 10 minutos não afetou a precisão dimensional dos PVS, PS e PE (10). Foi verificado que após 10 minutos de imersão em solução desinfetante, apenas os PDS (Xantopren, Lastic e Clonage) foram influenciados pela solução desinfetante. Estes resultados concordam com estudos prévios que relataram não haver efeito negativo sobre a precisão dimensional de PVS e PE na desinfecção dos moldes por curtos períodos de tempo (6-7; 11-13).

O poliéter e polissulfeto possuem grupos funcionais que interagem quimicamente com as moléculas de água através de pontes de hidrogênio, tornando estes materiais mais suscetíveis à absorção de água. Estudos anteriores relataram que as impressões em poliéter podem ser adversamente

afetadas por imersão em água (14). Entretanto, a quantidade de água absorvida pelos materiais elastoméricos é tempo-dependente (10). Os resultados mostraram que para prevenir uma possível distorção dos moldes de PE, o tempo de desinfecção por imersão de 10 minutos ou menos nas soluções desinfetantes é adequado(15). No entanto, deve-se considerar o tempo mínimo necessário para a ação desinfetante da solução, que gira em torno de 10 minutos (15).

Embora nas novas formulações de PVS surfactantes são adicionados para melhorar a reprodução de detalhes nas superfícies dentárias úmidas, eles são inerentemente hidrófobos (5), sendo menos suscetíveis e sorção de líquidos. Entretanto, a imersão prolongada dos PVS pode levar à lixiviação dos surfactantes, diminuindo a compatibilidade dos moldes com o gesso (6).

Os PDS são hidrófobos, portanto, menos susceptíveis a sorção de água durante a imersão em soluções desinfetantes. Entretanto, os resultados mostraram que o meio de imersão influenciou significativamente alteração dimensional promovendo contração nestes materiais. As amostras de PDS imersas em NaOCl apresentaram contração significativamente superior às amostras imersas em glutaraldeído e ao grupo controle, exceto para Clonage, com valor intermediário. As moléculas de NaOCl tem menor peso molecular que o glutaraldeído. Supõe-se que isso possibilite a entrada de maior quantidade de solução de NaOCl no interior dos moldes de elastômeros, aumentando a lixiviação do álcool subproduto da reação do PDS. Pode ser que devido a remoção mais rápida do álcool, ocorra maior contração dos PDS imersos no NaOCl comparados ao glutaraldeído e ao grupo controle.

No entanto, discrepâncias de poucos micrômetros podem não ser consideradas clinicamente significativas, porque a estrutura cristalina do gesso não reproduz dimensões dessa magnitude(16). Além disso, discrepâncias marginais de 50 µm em coroas cimentadas são consideradas clinicamente aceitáveis (17). Portanto, embora tenha havido alteração dimensional significativa nos moldes de PDS, a resultante contração pode ser considerada dentro dos limites aceitáveis clinicamente (4). No entanto, sempre é desejável obter um modelo de trabalho com a maior precisão possível. Nesse sentido, os achados desse estudo indicaram que os PVS e os PE são os materiais que promovam moldes com maior precisão quando submetidos à desinfecção por imersão.

## **CONCLUSÃO**

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que:

- Os polidimetil siloxanos (PDS) apresentaram os maiores valores de contração quando comparados aos polivinil siloxanos, poliéter e polissulfeto.
- As soluções desinfetantes não tiveram influência na precisão dimensional dos moldes de polivinilsiloxano, poliéter e polissulfeto. Para os moldes de PDS, a solução de hipoclorito aumentou a contração.

## REFERÊNCIAS

- 1 Rios MP, Morgano SM, Stein RS, Rose L. Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and accuracy of the dental impression complex. *J Prosthet Dent* 1996;76:356-362.
- 2 Al-Jabrah O, Al-Shumailan Y, Al-Rashdan M. Antimicrobial effect of 4 disinfectants on alginate, polyether, and polyvinyl siloxane impression materials. *Int J Prosthodont* 2007;20:299-307.
- 3 Gerhardt DE, Sydiskis RJ. Impression materials and virus. *J Am Dent Assoc* 1991;122:51-54.
- 4 Anusavice KJ (2005). *Phillips Materiais Dentários*. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier.
- 5 Craig RG, Powers JM (2002). *Restorative Dental Materials* St. Louis: Mosby, Inc.
- 6 Adabo GL, Zanarotti E, Fonseca RG, Cruz CA. Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1999;81:621-624.

- 7 Lepe X, Johnson GH. Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *J Prosthet Dent* 1997;78:245-249.
- 8 Thouati A, Deveaux E, Iost A, Behin P. Dimensional stability of seven elastomeric impression materials immersed in disinfectants. *J Prosthet Dent* 1996;76:8-14.
- 9 Egusa H, Watamoto T, Matsumoto T, Abe K, Kobayashi M, Akashi Y, Yatani H. Clinical evaluation of the efficacy of removing microorganisms to disinfect patient-derived dental impressions. *Int J Prosthodont* 2008;21:531-538.
- 10 Walker MP, Rondeau M, Petrie C, Tasca A, Williams K. Surface quality and long-term dimensional stability of current elastomeric impression materials after disinfection. *J Prosthodont* 2007;16:343-351.
- 11 Wadhvani CP, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2005;93:530-539.
- 12 Johnson GH, Chellis KD, Gordon GE, Lepe X. Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Prosthet Dent* 1998;79:446-453.

- 13 Lepe X, Johnson GH, Berg JC. Surface characteristics of polyether and addition silicone impression materials after long-term disinfection. *J Prosthet Dent* 1995;74:181-186.
- 14 Johnson GH, Drennon DG, Powell GL. Accuracy of elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Am Dent Assoc* 1988;116:525-530.
- 15 Merchant VA. Update on disinfection of impressions, prostheses, and casts. ADA 1991 guidelines. *J Calif Dent Assoc* 1992;20:31-35.
- 16 Derrien G, Le Menn G. Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent* 1995;74:1-7.
- 17 Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;61:527-531.
- 18 Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr; 48(2): vi-vii, 445-70.

## Capítulo 2

### **Avaliação *in vitro* da alteração dimensional de materiais elastoméricos submetidos à imersão em soluções desinfetantes por diferentes tempos**

#### **RESUMO**

O objetivo neste trabalho foi avaliar a influência do tempo de imersão em duas soluções desinfetantes na alteração dimensional de quatro materiais elastoméricos para moldagem. Quatro materiais representativos de cada classe de elastômero Xantopren (polidimetil siloxano - PDS); Express (polivinil siloxano - PVS); Permlastic (polissulfeto - PS) e Impregum Soft (poliéter - PE) foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e, em seguida, inseridos em matriz metálica confeccionada de acordo com a especificação da ISO 4823. Os moldes foram removidos da matriz após 7 minutos e imersos nas soluções desinfetantes (hipoclorito de sódio 0,5% e glutaraldeído 2%) por 5, 10, 20, 30 e 60 minutos (n=7), exceto o grupo controle. Depois de removidos das soluções, os corpos-de-prova foram lavados em água corrente por 15 segundos, secos e mensurados 3 vezes, usando microscópio comparador óptico, com precisão de 0,0005 mm. A análise de variância a três critérios e o teste de Tukey, com nível de significância de 5%, mostraram que as diferenças nas dimensões lineares dos materiais analisados não foram estatisticamente significantes ( $p>0,05$ ) quando imersos em soluções de hipoclorito de sódio a 0,5% e glutaraldeído a 2%, nos períodos de tempo avaliados. De modo geral, pôde-se concluir que as combinações de material para moldagem e solução desinfetante podem ser empregadas na clínica odontológica, sem alterar dimensionalmente os moldes para períodos de imersão não maiores que 20 minutos.

**Palavras-chave:** Materiais de Moldagem, Soluções desinfetantes, Alteração dimensional, Materiais Elastoméricos.



## INTRODUÇÃO

Vários procedimentos expõem o cirurgião dentista e sua equipe ao risco de contaminação direta ou cruzada (1-2). Materiais para impressão são usados em Odontologia para a confecção de moldes precisos dos tecidos bucais, capazes de registrar o relevo anatômico da área desejada e manter-se estáveis dimensionalmente. Durante o procedimento de moldagem, os materiais entram em contato com os fluidos bucais como sangue, saliva, exsudatos e outros, e esses podem conter microrganismos patogênicos. Assim, via molde, pode-se transmitir doenças infecto-contagiosas como herpes, hepatite, tuberculose, AIDS e outras (3-5).

A desinfecção do molde é um procedimento importante e também obrigatório na atividade clínica diária. Além disso, é uma medida de biossegurança relevante no controle da infecção na prática odontológica e pode ser definido como etapa clínica que visa destruir grande parte dos microrganismos vivos (vírus, bactérias e esporos) da superfície de um molde (6).

Devido ao potencial de infecção e transmissão de microrganismos nas moldagens dentais, preconizou-se que os moldes devem ser lavados em água corrente para remoção de detritos, sangue e saliva, e depois desinfetados por imersão em soluções químicas que sejam compatíveis com os materiais para moldagem (7). A desinfecção pode ser realizada por ação física ou química. Entretanto, a ação física resulta em elevação de temperatura, a qual poderá causar deformações mensuráveis nos moldes. Recomenda-se aos materiais de moldagem a utilização das soluções de ação química. Os meios mais usados são glutaraldeído, formaldeído, álcoois, solução de iodo, fenol sintético, hipoclorito de sódio e outras soluções que liberam cloro.

Muitos profissionais da Odontologia não realizam a desinfecção por imersão temendo ocorrer alteração dimensional dos moldes, principalmente em procedimentos que requerem alta precisão (8). Tempos de imersão prolongados podem interferir negativamente com a estabilidade dimensional dos moldes. Alguns materiais são mais hidrófilos que outros, podendo ocorrer diferentes padrões de absorção de água, que pode comprometer a estabilidade dos moldes (9). Portanto, o tempo de imersão nas soluções desinfetantes é

outro fator que pode comprometer a estabilidade dos moldes, pois a quantidade de água absorvida pelos materiais elastoméricos é tempo-dependente, o que pode levar a diferenças na deformação dos moldes (10).

Ciente da relevância e complexidade da prevenção de doenças infecto-contagiosas e, sabendo que a precisão dimensional e reprodução de detalhes são importantes requisitos para um molde usado na confecção de modelos de gesso e troquéis, o objetivo neste estudo foi avaliar o efeito da imersão em duas soluções desinfetantes por diferentes tempos na alteração dimensional de moldes elastoméricos.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados estão descritos no Quadro 1.

Quadro 1- Marca comercial, tipo e fabricante dos materiais utilizados.

<b>Marca Comercial</b>	<b>Tipo</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Lote</b>
Permlastic Light	Polissulfeto	Kerr	7-1038
Impregum Soft	Poliéter	3M Espe	275177
Xantopren VL plus	Polidimetil siloxano	Heraeus Kulzer	280055
Express Light Body	Polivinil siloxano	3M Espe	6ANH1L1

O ensaio de alteração dimensional foi realizado de acordo com as normas da ISO 4823. Para obtenção dos moldes foi utilizada uma matriz metálica apresentando 30 mm de diâmetro externo e 25 mm de diâmetro interno, sendo que na superfície de topo a matriz apresenta três linhas paralelas com 25 mm de comprimento e 2,5 mm de distância entre si, além de duas linhas verticais identificados com x e x', as quais foram utilizadas para verificar a alteração dimensional (Figura 1). Antes da realização do procedimento de moldagem, as matrizes foram limpas em ultra-som e secas com jato de ar para remover qualquer tipo resíduo. Os materiais para moldagem elastoméricos foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes.

Um anel metálico (30 mm de diâmetro interno x 20 mm de altura) foi posicionado sobre uma placa de vidro e preenchido com o material de

moldagem. A matriz metálica foi acoplada ao anel e pressão de 2 kgf (Wang *et al* 2007) foi exercida com auxílio de uma prensa pneumática para simular o procedimento de moldagem e promover o extravasamento do excesso de material. Para simular a condição bucal, imediatamente após o preenchimento, o conjunto (anel + matriz) foi imerso em água destilada a 37°C. Para assegurar a completa polimerização, os moldes foram removidos 3 minutos após o tempo mínimo de polimerização recomendado pelos fabricantes dos materiais.

Foram confeccionados 126 corpos-de-prova para cada material, os quais foram separados aleatoriamente em 18 grupos (n=7), de acordo com a solução desinfetante e o tempo de imersão:

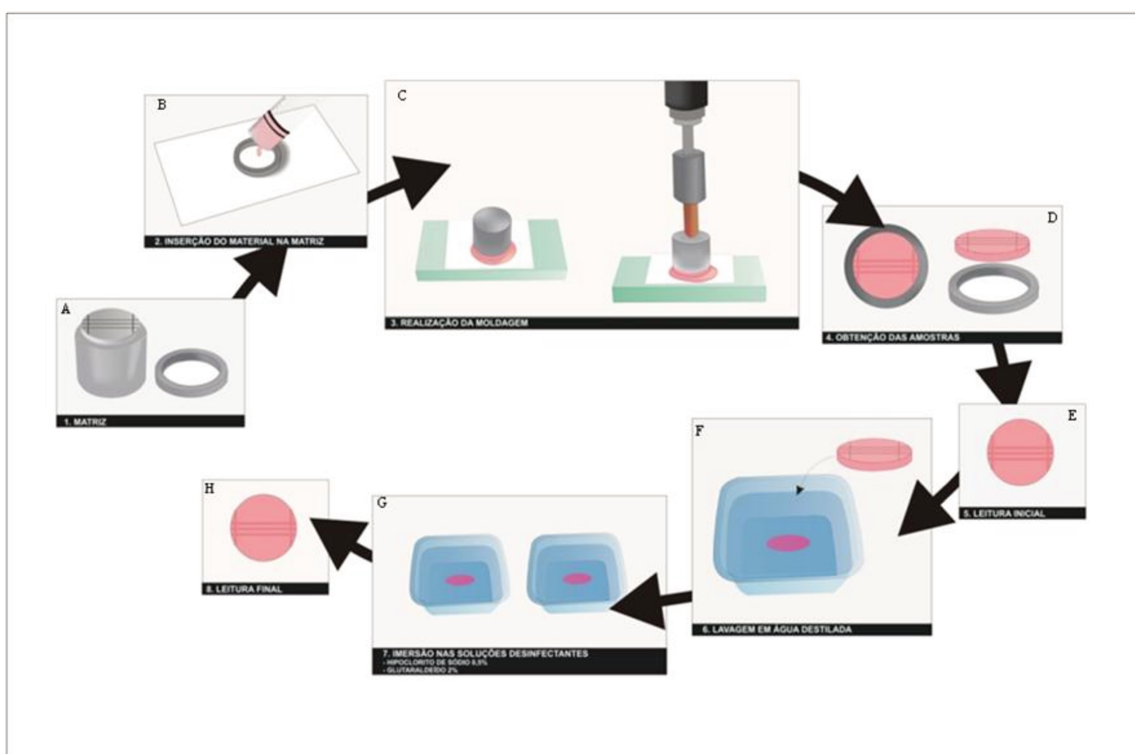
- C0 - sem desinfetante, imediato.
- C5 – 100% de umidade relativa por 5 minutos
- C10 – 100% de umidade relativa por 10 minutos
- C20 – 100% de umidade relativa por 20 minutos
- C30 – 100% de umidade relativa por 30 minutos
- C60 – 100% de umidade relativa por 60 minutos
- H0 – sem desinfetante, imediato
- H5 - imersão em solução de hipoclorito de sódio 0,5% por 5 minutos.
- H10- imersão em solução de hipoclorito de sódio 0,5% por 10 minutos.
- H20 - imersão em solução de hipoclorito de sódio 0,5% por 20 minutos.
- H30 - imersão em solução de hipoclorito de sódio 0,5% por 30 minutos.
- H60 - imersão em solução de hipoclorito de sódio 0,5% por 60 minutos.
- G0 – sem desinfetante, imediato.
- G5 - imersão em solução de glutaraldeído a 2% por 5 minutos.
- G10 - imersão em solução de glutaraldeído a 2% por 10 minutos.
- G20 - imersão em solução de glutaraldeído a 2% por 20 minutos.
- G30 - imersão em solução de glutaraldeído a 2% por 30 minutos.
- G60 - imersão em solução de glutaraldeído a 2% por 60 minutos.

Após o período de imersão, os corpos-de-prova foram lavados com 150 ml de água destilada, secos e avaliados quanto à precisão dimensional. Todas as medidas de alteração dimensional foram realizadas por um operador com microscópio óptico (STM-Olympus Optical Co. Ltd, Japan) com precisão de 0,0005 mm.

O cálculo, em porcentagem, da alteração dimensional foi realizado de acordo com a ISO 4823, utilizando a equação:

$$\frac{\Delta L}{L1} = \frac{(L2 - L1)}{L1} \times 100$$

onde  $L1$  é a medida da distância entre as linhas presentes na matriz e  $L2$  é a medida da distância entre as linhas do material de moldagem.



**Figura 1:** Desenho esquemático da metodologia empregada. A – Matriz; B – Inserção do material na matriz; C – Moldagem; D – Obtenção das amostras; E – Leitura inicial; F – Lavagem em água destilada; G – Imersão nas soluções desinfetantes; H – Leitura final.

Os dados de alteração dimensional (%) foram submetidos à análise de variância 2 fatores (material, solução desinfetante), sendo o fator tempo de imersão tratado como medidas repetidas, e as médias comparadas pelo Tukey em o nível de significância de 5%.

## RESULTADOS

Os resultados da análise de variância 3 fatores mostraram que houve diferença significativa para os três fatores e para a interação entre os fatores ( $p < 0,00001$ ).

A Tabela 1 mostra os valores médios da alteração dimensional  $\Delta L$  (%) de cada material para moldagem em função do tempo de imersão nos diferentes agentes desinfetantes. Os valores positivos (+) indicam que a distância entre o ponto x e x' do molde foi maior que a apresentada na matriz metálica, com expansão do molde. Entretanto, valores negativos indicam contração dos moldes.

Na comparação dos períodos de imersão, as amostras de Xantopren apresentaram alteração dimensional (contração) significativamente maior após 60 minutos comparado aos demais períodos de avaliação. A menor alteração dimensional foi verificada no período imediato, sendo que a alteração dimensional foi significativamente superior a cada período de avaliação. Esses resultados foram verificados tanto para as amostras imersas nas soluções desinfetantes quanto para as amostras do grupo controle ( $p < 0,05$ ). Permlastic e Express também apresentaram alteração dimensional (contração) significativamente maior após 60 minutos comparado aos demais períodos ( $p < 0,05$ ). Entretanto, não houve diferença significativa entre os demais períodos de avaliação ( $p > 0,05$ ), exceto para o Permlastic no grupo controle, onde o tempo de 30 minutos apresentou maior alteração do que no tempo imediato ( $p < 0,05$ ). Para o Impregum imerso em hipoclorito e glutaraldeído após 60 minutos, houve alteração dimensional (expansão) significativamente maior do que 30 minutos, e este superior aos demais grupos, os quais não diferiram entre si. Quando não foi usado o desinfetante, o período de imersão de 60 minutos apresentou maior alteração dimensional do que o período de 5 minutos ( $p < 0,05$ ). Os demais períodos de tempo não diferiram entre si ( $p > 0,05$ ).

Na comparação entre os materiais, dentro de cada período de imersão, observou-se que para as duas soluções, no período de imersão imediato, não houve diferença estatística entre os quatro materiais ( $p > 0,05$ ). O mesmo foi observado no grupo sem desinfetante nos períodos de imersão imediato e 5 minutos. Nos demais períodos de imersão, de modo geral, o material Xantopren apresentou, estatisticamente, os maiores valores de alteração dimensional (contração), seguido pelo material Permlastic (contração), Express (contração e mais próximo do “zero”) e Impregum (expansão).

A comparação entre as soluções desinfetantes, dentro de cada material, mostrou que, no período imediato, não houve diferença entre as soluções e o grupo controle. Nos períodos de imersão de 5, 10 e 20 minutos, não houve diferença estatisticamente significativa entre as soluções desinfetantes para os materiais Express, Impregum e Permlastic. Para o Xantopren, somente no período de 20 minutos, não houve diferença entre as soluções desinfetantes. Nos períodos de imersão de 5 e 10 minutos, a solução de hipoclorito levou a maior alteração dimensional que a imersão em água ou em hipoclorito. Para os períodos de imersão de 30 e 60 minutos, de modo geral, o hipoclorito de sódio levou a maior alteração dimensional para os materiais Xantopren, Express, Permlastic (contração) e Impregum (expansão), quando comparado à imersão em glutaraldeído e água.

Tabela 1- Valores médios  $\Delta L$  % dos materiais de moldagem quando imersos por tempo distintos nas soluções desinfetantes.

Solução desinfetante	Tempo de imersão	Material															
		Xantopren			Express			Impregum			Permlastic						
		c1	c2	c3	c4	c5	c6	c7	c8	c9	c10	c11	c12				
Hipoclorito de sódio 0,5%	Imediato	-0,0065	f	A	a	0,0011	b	A	a	-0,0030	a	A	a	-0,0000	b	A	a
	5 minutos	-0,0502	e	A	a	0,0058	b	C	a	0,0022	a	BC	a	-0,0109	b	B	a
	10 minutos	-0,1027	d	A	a	0,0001	b	B	a	-0,0019	a	B	a	-0,0049	b	B	a
	20 minutos	-0,1195	c	A	a	0,0050	b	B	a	0,0053	a	B	a	-0,0037	b	B	a
	30 minutos	-0,2051	b	A	a	0,0053	b	B	a	0,0885	b	C	b	-0,0118	b	B	a
	60 minutos	-0,4607	a	A	a	-0,0399	a	C	b	0,2016	c	D	b	-0,0949	a	B	a
Glutaraldeído 2%	Imediato	-0,0026	f	A	a	-0,0006	b	A	a	0,0024	a	A	a	0,0034	b	A	a
	5 minutos	-0,0233	e	A	b	-0,0001	b	B	a	0,0032	a	B	a	-0,0057	b	B	a
	10 minutos	-0,0649	d	A	c	-0,0056	b	B	a	-0,0006	a	B	a	-0,0103	b	B	a
	20 minutos	-0,1183	c	A	a	-0,0036	b	B	a	0,0054	a	B	a	-0,0001	b	B	a
	30 minutos	-0,2152	b	A	a	-0,0048	b	B	a	0,0949	b	C	b	-0,0077	b	B	a
	60 minutos	-0,4596	a	A	a	-0,0299	a	C	b	0,2035	c	D	b	-0,0942	a	B	a
Sem Desinfetante	Imediato	-0,0007	e	A	a	0,0021	b	A	a	0,0034	ab	A	a	0,0004	c	A	a
	5 minutos	-0,0018	e	A	c	-0,0007	b	A	a	-0,0027	a	A	a	-0,0019	bc	A	a
	10 minutos	-0,0823	d	A	b	-0,0016	b	B	a	0,0028	ab	B	a	-0,0042	bc	B	a
	20 minutos	-0,1173	c	A	a	-0,0000	b	BC	a	0,0069	ab	C	a	-0,0090	bc	B	a
	30 minutos	-0,1874	b	A	b	-0,0000	b	C	a	0,0123	ab	C	a	-0,0177	b	B	a
	60 minutos	-0,4614	a	A	a	-0,0829	a	B	a	0,0169	b	D	a	-0,0396	a	C	b

Letras distintas minúsculas em coluna e maiúsculas em linha representam diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ).

Colunas 1, 4, 7 e 10. Comparação entre os tempos de imersão dentro de cada solução desinfetante.

Colunas 2, 5, 8 e 11. Comparação entre os materiais dentro de cada tempo de imersão.

Colunas 3, 6, 9 e 12. Comparação entre as soluções desinfetantes dentro de cada material.

Na Figura 2 pode ser vista a representação gráfica da alteração dimensional dos materiais de moldagem após a imersão nas soluções desinfetantes por diferentes períodos de tempo.

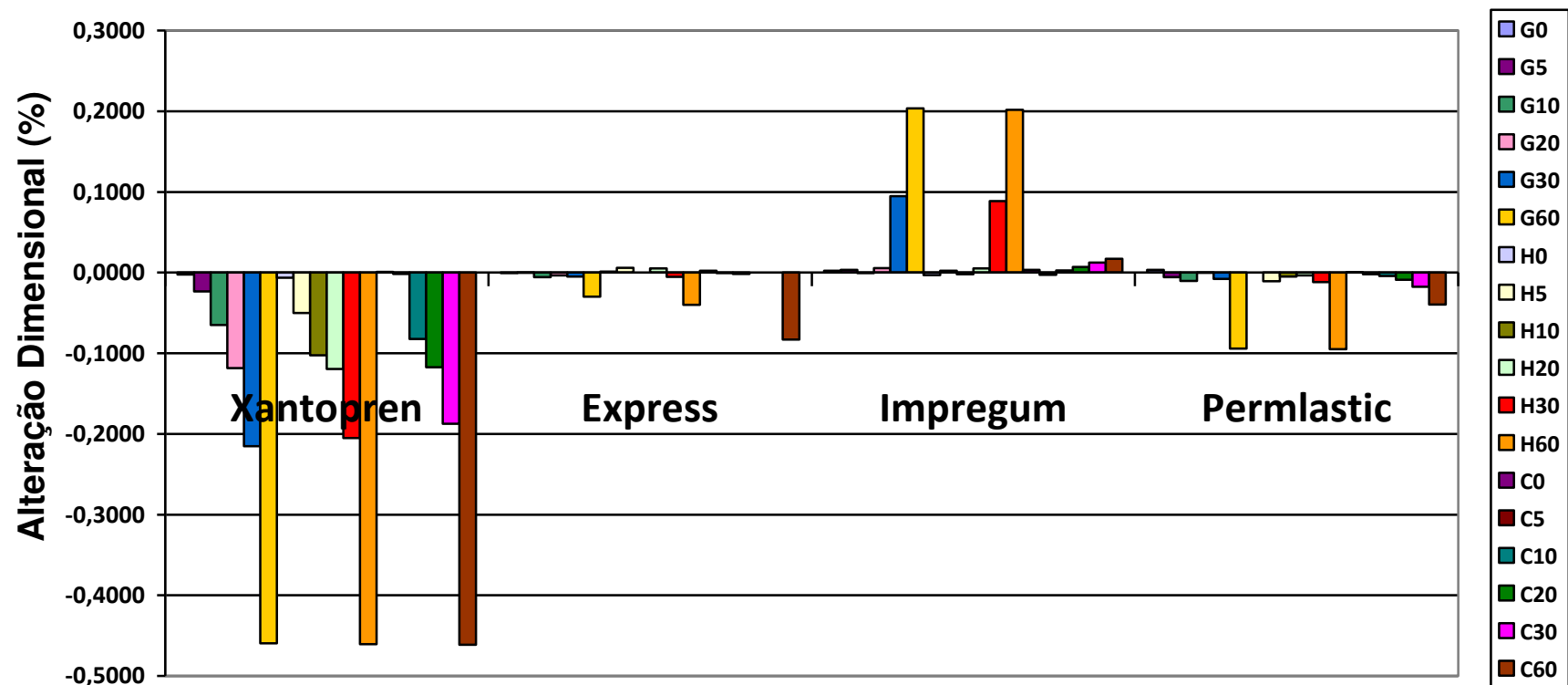


Figura 2 - Representação gráfica da alteração dimensional dos materiais após a imersão nas soluções desinfetantes por diferentes períodos de tempo.



## DISCUSSÃO

Muitas são as variáveis que podem influenciar a estabilidade dimensional dos materiais de moldagem. Dentre elas destacam-se a contração ocorrida durante a polimerização e a expansão que pode ocorrer após a imersão em soluções desinfetantes (11).

Clinicamente, nota-se que há grande variação nos tempos de imersão dos moldes nas soluções desinfetantes. Portanto, neste estudo, foi verificado o efeito desse tempo de imersão na alteração dimensional de moldes confeccionados como diferentes marcas comercial de cada tipo de material elastomérico. A análise dos dados mostrou que todos os materiais apresentaram alteração dimensional ao longo do tempo. De modo geral, Xantopren, Permlastic e Express apresentaram contração após a imersão nas soluções desinfetantes ou armazenagem em 100% de umidade relativa, enquanto que Impregum apresentou expansão.

Os silicones polimerizados por adição ou polivinil siloxanos (PVS) são considerados os materiais de melhor desempenho entre os materiais de moldagem utilizados em Odontologia (12-13). A ótima estabilidade dimensional desses materiais deve-se a sua reação de polimerização por adição. Nesta reação não há formação de subprodutos, contanto que as proporções corretas sejam mantidas e não haja impurezas (14). Embora a alteração dimensional destes materiais seja clinicamente insignificante, os resultados mostraram que após 60 minutos os moldes apresentaram contração. Durante a polimerização ocorre aproximação dos monômeros e das cadeias poliméricas. Devido a esta aproximação, ocorre diminuição do espaço entre as moléculas, levando à contração do material (11). Esta contração de polimerização também depende da quantidade de partículas de carga adicionadas no material (15).

Quando imerso nas soluções desinfetantes, o Express apresentou menor contração após 60 minutos, quando comparado ao grupo controle. Embora os PVS sejam hidrófobos por natureza, são adicionados nestes materiais agentes surfactantes com o objetivo de melhorar a reprodução dos detalhes destes materiais quando utilizados em ambiente com alta umidade (10). A presença destes agentes hidrófilos melhora a compatibilidade dos PVS

com a água, mas também pode aumentar a sorpção de água quando os moldes são imersos por tempo prolongado (60 minutos) nas soluções desinfetantes (16) (Figura 2). Neste estudo, supõe-se que a sorpção de água foi de certo modo benéfica, pois compensou, em parte, a contração apresentada pelo material durante a polimerização. Entretanto, há relatos de que essa absorção de água pelo material não é homogênea, podendo ocasionar distorções nos moldes (17).

O polissulfeto (Permlastic), além da contração devido à diminuição espacial ocorrida durante a polimerização, apresenta como subproduto da reação a água. Nos polissulfetos, a água é formada como subproduto da reação de condensação das moléculas e pode ser perdida por evaporação na superfície do material (11). Polissulfeto e poliéter são os elastômeros que podem ser considerados hidrófilos. Eles contêm grupos funcionais que atraem e interagem quimicamente com as moléculas de água através do hidrogênio (18). A natureza hidrófila do poliéter se manifesta nos grupos carbonila (C=O) e éter (C-O-C), enquanto que o polissulfeto apresenta os grupos hidrófilos dissulfeto (-S-S-) e mercaptana (-S-H) (18). Entretanto, foi verificado neste estudo, que as amostras de polissulfeto (Permlastic) armazenadas em solução desinfetante, apresentaram maior contração quando comparadas ao grupo controle aos 60 minutos.

O material que apresentou a maior contração foi a silicônica por condensação ou polidimetil siloxano (PDS) ( $p < 0,05$ ). Diferentemente do Permlastic, o subproduto da reação de condensação do PDS (Xantopren) é o álcool etílico. Isto explica o pior desempenho deste material ao longo do tempo, pois o peso molecular do álcool é maior que da água, aumentando a contração de polimerização. Além disso, o álcool apresenta maior pressão de vapor, facilitando sua evaporação. Assim, para assegurar maior precisão aos moldes obtidos com silicone por condensação, o gesso deve ser vazado logo após a desinfecção do molde (19-23). Apesar da maior contração de polimerização, os PDS são hidrófobos, sendo menos susceptíveis a sorpção de água pela imersão em soluções desinfetantes. Isto pode ser visto na Tabela 1, que mostrou não haver diferença entre os grupos imersos em solução e o grupo controle, que não foi imerso.

Em contraste aos outros tipos de materiais investigados, o material de impressão à base de poliéter, o Impregum, apresentou expansão em todas as situações experimentais. Os poliéteres são hidrófilos (21), e em condições de alta umidade relativa ou absoluta, absorvem água, podendo causar expansão do molde e, conseqüentemente, distorção (24-25). Além disso, o mecanismo de presa ocorre por meio da polimerização por adição catiônica com abertura de anel. A forma ionizada do ácido de éter sulfônico é a fonte inicial de cátions, e cada estágio da reação envolve a abertura de um anel de epimina. Cada molécula de pré-polímero apresenta dois grupos reativos de epimina. Portanto, a propagação individual pode produzir um alongamento de cadeia, causando expansão (14).

A escolha das soluções desinfetantes utilizadas neste estudo (hipoclorito de sódio a 0,5% e glutaraldeído a 2%) se deu ao fato da sua ampla efetividade na eliminação de microrganismos patogênicos potencialmente presentes nas superfícies de moldes (2-26-27). Observa-se na Tabela 1, que as amostras imersas em hipoclorito de sódio a 0,5% e glutaraldeído a 2%, apresentaram comportamento semelhante nos diferentes períodos de armazenagem. Estes resultados concordam com os relatados em trabalho prévios, em que não houve diferença significativa entre as soluções utilizadas para desinfecção de moldes de polissulfeto, poliéter e PVS (3-28-30). Para o PDS (Xantopren) houve diferença significativa entre as soluções nos tempos de 5 e 10 minutos, provavelmente relacionadas à lixiviação do álcool nas soluções desinfetantes. Entretanto, a partir de 30 minutos de imersão não houve diferença entre as soluções.

Alterações dimensionais em torno de 0,1 a 0,8% são compensadas em alguma fase das etapas laboratoriais exigidas na elaboração das restaurações (24). Apesar das diversidades dos resultados encontrados na literatura sobre o efeito das soluções desinfetantes sobre a estabilidade dimensional dos materiais elastoméricos, pode-se considerar que variações dimensionais lineares observadas neste estudo não são suficientes para criar distorções significativas que possam comprometer a precisão de restaurações protéticas.

## **CONCLUSÃO**

Com base nos resultados obtidos, pode concluir que:

1. Com exceção do polidimetilsiloxano nos tempos de 5 e 10 minutos, não houve diferença entre as soluções desinfetantes.
2. O tempo de imersão influenciou na alteração dimensional dos diferentes materiais de moldagem.
3. Até 20 minutos não houve alteração dimensional significativa para os materiais de moldagem;

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

01. Guandallini SL. Bio Segurança. J Bras Orto Ortop Facial 1996;1:5-8.
02. Kimondollo PM. Guidelines for developing a dental laboratory infection-control protocol. Int J Prosthodont 1992;5:452-456.
03. Adabo GL, Zanarotti E, Fonseca RG, Cruz CA. Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 1999;81:621-624.
04. Minagi S, Kohada A, Akagawa Y, Tsuru H. Prevention of acquired immunodeficiency syndrome and hepatitis B. Part III: Disinfection of hydrophilic silicone rubber impression materials. J Prosthet Dent 1990;64:463-465.
05. Minagi S, Yano N, Yoshida K, Tsuru H. Prevention of acquired immunodeficiency syndrome and hepatitis B. II: Disinfection method for hydrophilic impression materials. J Prosthet Dent 1987;58:462-465.
06. Alves-Rezende MCR, Lorenzato F. Efeito de desinfecção por aerossóis sobre a capacidade de umedecimento de moldes de poliéter por gesso tipo IV. Rev. Odont. USP 1999;13:363-367.
07. Guidelines for infection control in the dental office and the commercial dental laboratory. Council on Dental Therapeutics. Council on Prosthetic Services and Dental Laboratory Relations. J Am Dent Assoc 1985;110:969-972.
08. Muller-Bolla M, Lupi-Pegurier L, Velly AM, Bolla M. A survey of disinfection of irreversible hydrocolloid and silicone impressions in European Union dental schools: epidemiologic study. Int J Prosthodont 2004;17:165-171.

09. Owen CP, Goolam R. Disinfection of impression materials to prevent viral cross contamination: a review and a protocol. *Int J Prosthodont* 1993;6:480-494.
10. Craig RG, Powers JM (2002). *Restorative Dental Materials* St. Louis: Mosby, Inc.
11. Anusavice KJ (2005). *Phillips Materiais Dentários*. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier.
12. Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent* 2004;32:603-609.
13. Petrie CS, Walker MP, O'Mahony A M, Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent* 2003;90:365-372.
14. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 2007;51:629-642, vi.
15. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J* 1998;43:428-434.
16. Thouati A, Deveaux E, Iost A, Behin P. Dimensional stability of seven elastomeric impression materials immersed in disinfectants. *J Prosthet Dent* 1996;76:8-14.
17. Lepe X, Johnson GH. Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *J Prosthet Dent* 1997;78:245-249.

18. Chong YH, Soh G, Setchell DJ, Wickens JL. Relationship between contact angles of die stone on elastomeric impression materials and voids in stone casts. *Dent Mater* 1990;6:162-166.
19. Podshadley AG, Dilts WE, Neiman R, Sawyer HF. Accuracy of a mercaptan rubber impression technique using a stock tray. *J Am Dent Assoc* 1971;83:1303-1308.
20. Craig RG, Urquiola NJ, Liu CC. Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Oper Dent* 1990;15:94-104.
21. Kanehira M, Finger WJ, Endo T. Volatilization of components from and water absorption of polyether impressions. *J Dent* 2006;34:134-138.
22. McCabe JF, Carrick TE. Recording surface detail on moist surfaces with elastomeric impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2006;14:42-46.
23. Melilli D, Rallo A, Cassaro A, Pizzo G. The effect of immersion disinfection procedures on dimensional stability of two elastomeric impression materials. *J Oral Sci* 2008;50:441-446.
24. Johnson GH, Chellis KD, Gordon GE, Lepe X. Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Prosthet Dent* 1998;79:446-453.
25. Walker MP, Rondeau M, Petrie C, Tasca A, Williams K. Surface quality and long-term dimensional stability of current elastomeric impression materials after disinfection. *J Prosthodont* 2007;16:343-351.
26. Memarian M, Fazeli MR, Jamalifar H, Azimnejad A. Disinfection efficiency of irreversible hydrocolloid impressions using different concentrations of sodium hypochlorite: a pilot study. *J Contemp Dent Pract* 2007;8:27-34.

27. Taylor RL, Wright PS, Maryan C. Disinfection procedures: their effect on the dimensional accuracy and surface quality of irreversible hydrocolloid impression materials and gypsum casts. *Dent Mater* 2002;18:103-110.
28. Langenwalter EM, Aquilino SA, Turner KA. The dimensional stability of elastomeric impression materials following disinfection. *J Prosthet Dent* 1990;63:270-276.
29. Tullner JB, Commette JA, Moon PC. Linear dimensional changes in dental impressions after immersion in disinfectant solutions. *J Prosthet Dent* 1988;60:725-728.
30. Yilmaz H, Aydin C, Gul B, Yilmaz C, Semiz M. Effect of disinfection on the dimensional stability of polyether impression materials. *J Prosthodont* 2007;16:473-479.



## CONSIDERAÇÕES GERAIS

Considerando que, a manipulação dos moldes e modelos contaminados contribui para a disseminação de doenças infecto-contagiosas a desinfecção de todo e qualquer molde obtido é um procedimento importante e obrigatório na atividade clínica. Porém, os métodos considerados mais seguros e baratos disponíveis, como a imersão em soluções desinfetantes, podem interferir nas dimensões lineares de alguns materiais para moldagem. Desta forma, muitos profissionais e acadêmicos de Odontologia não realizam a desinfecção por imersão, temendo alteração dimensional dos moldes, principalmente em procedimentos de alta precisão.

Devido a grande variação nos tempos de imersão dos moldes nas soluções desinfetante e na busca de se estabelecer um protocolo para ser utilizado pelos profissionais e acadêmicos de odontologia, os presentes estudos avaliaram a influência dos diferentes tempos de imersão em soluções desinfetantes na estabilidade dimensional de materiais de moldagem elastoméricos utilizando a combinação dos diferentes tempos de imersão e soluções desinfetante relatados na literatura

No primeiro capítulo, a influência da solução desinfetante (hipoclorito de sódio a 1% e glutaraldeído a 2%) na precisão dimensional de nove marcas comerciais de elastômeros, sendo três a base de polidimetil siloxano (silicona por condensação) - PDS (Xantopren, Lastic e Clonage), um polissulfeto - PS (Permlastic), um poliéter - PE (Impregum) e quatro polivinil siloxano (silicona por adição) - PVS (Panasil, Express, Futura AD e Adsil) nos tempos imediato (sem desinfecção- grupo controle) e no tempo de 10 minutos de imersão nas soluções foram avaliadas. Os resultados indicaram que nesta investigação, a imersão no hipoclorito de sódio a 1% ou no glutaraldeído 2% por 10 minutos não afetou a precisão dimensional dos PVS, PS e PE. Foi verificado que após 10 minutos de imersão em solução desinfetante, apenas os PDS (Xantopren, Lastic e Clonage) foram influenciados pela solução desinfetante apresentando contração significativamente superior às amostras imersas em glutaraldeído e ao grupo controle, exceto para Clonage, em que não houve diferença entre imersão em NaOCl e o grupo controle. Tal resultado pode ter ocorrido devido

ao fato as moléculas de NaOCl possuir menor peso molecular que o glutaraldeído. Supõe-se que isso possibilite a entrada de maior quantidade de solução no interior dos moldes de elastômeros, aumentando a lixiviação do subproduto da reação do PDS, ou seja, o álcool. Pode ser que, devido a remoção mais rápida do álcool, ocorra maior contração dos PDS imersos no NaOCl comparados ao glutaraldeído e ao grupo controle.

A influência dos diferentes tempos de imersão relatados na literatura (0, 5, 10, 20, 30 e 60 minutos) em duas soluções desinfetantes (hipoclorito de sódio a 0,5% e glutaraldeído a 2%) na alteração dimensional de quatro materiais representativos de cada classe de elastômero (Xantopren (polidimetil siloxano - PDS); Express (polivinilsiloxano - PVS); Permlastic (polissulfeto - PS) e Impregum Soft (poliéter - PE) foi analisado no Capítulo 2. A análise dos dados desse estudo demonstrou que todos os materiais apresentaram alteração dimensional ao longo do tempo. Embora o PVS- Express tenha sido o material de moldagem com melhor desempenho, após 60 minutos apresentou contração, juntamente com o PDS-Xantopren e PS- Permlastic.

A contração sofrida pelos materiais pode ser explicada pelo efeito da diminuição dos espaços entre as moléculas poliméricas durante o procedimento de polimerização, e, além disso, a formação de subproduto durante a reação de polimerização pode ter influenciado significativamente na contração do PDS- Xantopren e do PS- Permlastic. Nos polissulfetos, a água é formada como subproduto da reação de condensação das moléculas e pode ser perdida por evaporação da superfície do material. Apesar de ser considerado um material hidrófilo devido a presença dos grupos dissulfeto (-S-S-) e mercaptana (-S-H), curiosamente apresentou contração de polimerização. Entretanto, o material que apresentou a maior contração foi o silicone por condensação(PDS). Diferentemente do Permlastic, o subproduto da reação de condensação do PDS (Xantopren) é o álcool etílico. Isto explica o pior desempenho deste material ao longo do tempo, pois o peso molecular do álcool é maior que da água, aumentando a contração de polimerização. Além disso, o álcool apresenta maior pressão de vapor, facilitando sua evaporação. Os silicones por condensação são menos suscetíveis a sorção de água devido a sua característica hidrófoba isso explica o fato de não ter ocorrido

diferença entre os grupos imersos em solução e o grupo controle, dos que não foi imerso.

Em contraste aos outros tipos de materiais investigados, o material de impressão à base de poliéter, o Impregum, apresentou expansão em todas as situações experimentais. Devido a sua característica hidrófila, em condições de alta umidade relativa, absorvem água, podendo causar expansão do molde e, conseqüentemente, distorção. Além disso, o mecanismo de presa ocorre por meio de uma reação de polimerização por adição catiônica com abertura de anel. A forma ionizada do ácido de éter sulfônico é a fonte inicial de cátions, e cada estágio da reação envolve a abertura de um anel de epimina. Cada molécula de pré-polímero apresenta dois grupos reativos de epimina. Portanto, a propagação individual pode produzir um alongamento de cadeia, causando expansão.

Sendo assim, é cabível ao profissional da Odontologia, portanto, a escolha das características específicas da solução desinfetante e da técnica utilizada, bem como da interação de ambas, a fim de se obter o resultado desejado. Como demonstrado no presente estudo, as amostras imersas em hipoclorito de sódio 0,5% e glutaraldeído 2% apresentaram comportamento semelhante após os diferentes períodos de armazenagem. Estes resultados concordam com os relatados em trabalho prévios, em que não houve diferença significativa entre as soluções utilizadas para desinfecção de moldes de polissulfeto, poliéter e PVS (Yilmaz H *et al.*, 2007).

Apesar das diversidades dos resultados encontrados na literatura sobre o efeito das soluções desinfetantes sobre a estabilidade dimensional dos materiais elastoméricos, pode-se considerar que variações dimensionais observadas neste estudo não são suficientes para criar distorções significativas que possam comprometer a confecção de restaurações protéticas precisas, como já foi relatado por Johnson *et al.*, em 1998, as alterações dimensionais em torno de 0,1 a 0,8% são compensadas em alguma fase das etapas laboratoriais exigidas na elaboração das restaurações.

## **CONCLUSÃO GERAL**

De modo geral, com base nos resultados apresentados nos dois capítulos desse estudo pode-se observar que:

- os materiais que apresentaram a melhor precisão dimensional foram os silicões polimerizados por adição;

- o tempo de imersão nas soluções desinfetantes não deveria ser superior a 20 minutos; e

- o tipo de solução desinfetante não teve influência na alteração dimensional dos materiais elastoméricos, nos diferentes períodos de tempo.

## REFERÊNCIAS\*

1. Alves-Rezende, M. C. R.; Lorenzato, F. Wettability of a polyether impression material – Adverse effects of spray disinfection. Rev Odontol Univ São Paulo, v.13, n.4. p.363-67, out./dez. 1999.
2. Anusavice K. Phillips - Materiais Dentários. ed 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
3. Al-Bakri 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(2): 29-33.
4. Al-Jabrah O, Al-Shumailan Y, Al-Rashdan M. Antimicrobial effect of 4 disinfectants on alginate, polyether, and polyvinyl siloxane impression materials. Int J Prosthodont. 2007 May-Jun;20(3):299-307
5. Bell JW, Fraunhofer JA. The handling of elastomeric impression materials: a review. J Dent 1975; 3(5): 229-237.
6. Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. J Dent. 2004 Nov; 32(8): 603-9.
7. Corso M, Abanomy A, Di Canzio J, Zurakowski D, Morgano SM. The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impression materials. J Prosthet Dent. 1998 Jun; 79(6): 626-31.

---

\* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

8. Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr; 48(2): vi-vii, 445-70.
9. Doubleday B. Impression materials. *Br J Orthod.* 1998 May; 25(2): 133-40.
10. Giordano R, 2nd. Impression materials: basic properties. *Gen Dent.* 2000 Sep-Oct; 48(5): 510-2, 4, 6.
11. Hoyos A, Soderholm KJ. Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane impressions. *Int J Prosthodont.* 2011 Jan-Feb;24(1):49-54.
12. Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ. Rigidity of elastomeric impression materials. *J Oral Rehabil.* 1989 May;16(3):241-8
13. Johnson GH, Chellis KD, Gordon GE, Lepe X. Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Prosthet Dent* 1998;79:446-453.
14. Kim KM, Lee JS, Kim KN, Shin SW. Dimensional changes of dental impression materials by thermal changes. *J Biomed Mater Res.* 2001 May 1; 58(3):217-20.
15. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2004 Aug; 92(2): 151-4.
16. Kotsiomiti E, Tziolla A, Hatjivasiliou K. Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review. *J Oral Rehabil.* 2008 Apr;35(4):291-9;

17. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J*. 1998 Dec; 43(6): 428-34.
18. Memarian M, Fazeli MR, Jamalifar H, Azimnejad A. Disinfection efficiency of irreversible hydrocolloid impressions using different concentrations of sodium hypochlorite: a pilot study. *J Contemp Dent Pract* 2007;8:27-34.
19. Muller-Bolla M, Lupi-Pegurier L, Velly AM, Bolla M. A survey of disinfection of irreversible hydrocolloid and silicone impressions in European Union dental schools: epidemiologic study. *Int J Prosthodont* 2004;17:165-171.
20. Owen CP, Goolam R. Disinfection of impression materials to prevent viral cross contamination: a review and a protocol. *Int J Prosthodont*. 1993 Sep-Oct;6(5):480-94.
21. Perakis N, Belser UC, Magne P. Final impressions: a review of material properties and description of a current technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004 Apr;24(2):109-17.
22. Rentzia A, Coleman DC, O'Donnell MJ, Dowling AH, O'Sullivan M. Disinfection procedures: Their efficacy and effect on dimensional accuracy and surface quality of an irreversible hydrocolloid impression material. *J Dent*. 2010 Nov 18.
23. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 2007 Jul;51(3):629-42
24. Rutala WA, Weber DJ. Disinfection and sterilization in health care facilities: what clinicians need to know. *Clin Infect Dis*. 2004 Sep 1;39(5):702-9. Epub 004 Aug 12. Review.

25. Wadhvani CP, Johnson GH, Lepe X, et al.: Accuracy of newly formulated fastsetting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2005;93:530-539
26. Yilmaz H, Aydin C, Gul B, Yilmaz C, Semiz M. Effect of disinfection on the dimensional stability of polyether impression materials. *J Prosthodont.* 2007 Nov-Dec;16(6):473-9. Epub 2007 Aug 29.
27. Wu G, Yu X, Gu Z. Ultrasonically nebulised electrolysed oxidising water: a promising new infection control program for impressions, metals and gypsum casts used in dental hospitals. *J Hosp Infect.* 2008; 68(4): 348-54.



1. Comprovante de envio de trabalho para publicação.

PREVIEW	
<b>Mail</b>	
<b>Date</b>	08/02/2011
<b>From</b>	editor@thejcdp.com
<b>To</b>	odacarvalhal@yahoo.com.br
<b>CC</b>	
<b>Subject</b>	Manuscript Submitted
<b>Body</b>	<p>Dear <b>Cintia Carvalhal</b>,</p> <p>Your manuscript entitled <b>Dimensional change of elastomeric materials after immersion in disinfectant solutions for different times</b> has been successfully submitted online and is being assigned for peer review for publication in the Journal of Contemporary Dental Practice.</p> <p>Your manuscript ID is : <b>JPJ8010811</b></p> <p>Please mention the above manuscript ID in all future correspondence or when calling the office for questions.</p> <p>If there are any changes in your street address or e-mail address, please log in to Manuscript Central at <a href="http://www.thejcdp.com">http://www.thejcdp.com</a> and edit your user information.</p> <p>You can also view the status of your manuscript by checking your account after logging in to <a href="http://www.thejcdp.com">http://www.thejcdp.com</a>.</p> <p>Thanking You</p> <p>Editorial Office Journal of Contemporary Dental Practice Team - Jaypee Journals</p>