

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Frederico Emygdio Cabral de Vasconcellos

**ESTABILIDADE DIMENSIONAL DE MODELOS OBTIDOS
COM POLIÉTER E SILICONE DE ADIÇÃO APÓS
DESINFECÇÃO COM ÁCIDO PERACÉTICO E
HIPOCLORITO DE SÓDIO**

Taubaté – SP
2008

Frederico Emygdio Cabral de Vasconcellos

**ESTABILIDADE DIMENSIONAL DE MODELOS OBTIDOS
COM POLIÉTER E SILICONE DE ADIÇÃO APÓS
DESINFECÇÃO COM ÁCIDO PERACÉTICO E
HIPOCLORITO DE SÓDIO**

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-graduação do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Marcos Augusto do Rego

**Taubaté – SP
2008**

FREDERICO EMYGDIO CABRAL DE VASCONCELLOS

ESTABILIDADE DIMENSIONAL DE MODELOS OBTIDOS COM POLIÉTER E SILICONE DE ADIÇÃO APÓS DESINFECÇÃO COM ÁCIDO PERACÉTICO E HIPOCLORITO DE SÓDIO

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-graduação do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

Área de concentração: Prótese Dentária

Data: _____

Resultado: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Assinatura: _____

À minha esposa, Myrian, aos meus pais e aos meus irmãos.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo Sabrosa, pelo incentivo e apoio incondicional para a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Marcos Augusto do Rego, pela orientação e tranquilidade passada durante todo o trabalho.

Ao Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser, pela ajuda no contato para utilização do microscópio de medição.

À 3M, pela doação dos materiais de moldagem utilizados no presente estudo.

À UNICAMP – Piracicaba, que cedeu o laboratório de Materiais Dentários.

Ao meu colega de turma, Carlos Eugênio Villaboim de Castro de Lima, pelo companheirismo, paciência e alegria durante esses meses de trabalho.

À Equipe do Curso de Especialização em Prótese Dentária da Universidade Veiga de Almeida, que durante minha ausência fizeram com que o curso seguisse normalmente.

À Adriana, da secretaria de Pós Graduação da UNITAU, pelo apoio durante o curso.

À Metalpier, pela confecção do modelo mestre.

A todos que direta ou indiretamente fizeram com que esse trabalho se tornasse possível.

RESUMO

A desinfecção dos moldes odontológicos é um procedimento importante para evitar infecção cruzada no ambiente odontológico. O objetivo desse estudo foi comparar a estabilidade dimensional de modelos obtidos com três materiais de moldagem após a desinfecção com o hipoclorito de sódio 1% e com ácido peracético a 0,2% (Sterilife[®], Lifemed). Foi utilizado um modelo mestre com marcações nas regiões de primeiro molar direito (MD) e esquerdo (ME) e incisivo central esquerdo (IE) e direito (ID). Foram realizadas cinco moldagens com poliéter (Impregum Penta, 3M-ESPE), cinco com silicone de adição base leve e pesada (Express Penta, 3M-ESPE) e cinco com silicone de adição base leve e massa densa (Express, 3M-ESPE) para cada material e desinfetante e cinco moldagens de cada material que não foram desinfetadas como grupo controle. Os moldes foram colocados em recipiente com cada desinfetante por dez minutos. Os modelos foram vazados com gesso tipo IV (Durone, Dentsplay). Foram feitas mensurações cruzando o arco posterior, antero-posterior direita, antero-posterior esquerdo, e cruzando o arco anterior. As medições foram realizadas com microscópio de luz, modelo STM (Olympus, Japão). Os resultados tratados estatisticamente (Kruskal-Wallis) mostraram que não houve diferença significativa entre os grupos em todas as medidas, exceto na medida cruzando o arco posterior nos grupos desinfetados com hipoclorito de sódio entre os grupos do poliéter ($0,1203\% \pm 0,0442$) e do silicone de adição base leve e pesada ($0,0350\% \pm 0,0158$) e nos grupos desinfetados com ácido peracético entre os grupos do poliéter ($0,1345\% \pm 0,1059$) e do silicone de adição base leve e pesada ($0,0264\% \pm 0,0302$) e entre os grupos do silicone de adição base leve e massa densa ($0,1054\% \pm 0,0419$) e silicone de adição base leve e pesada ($0,0264\% \pm 0,0302$). Os materiais de moldagem utilizados no presente estudo apresentam boa estabilidade dimensional após desinfecção por imersão em hipoclorito de sódio ou em ácido peracético.

Palavras-chave: Materiais de moldagem. Desinfecção. Ácido peracético. Hipoclorito de sódio.

ABSTRACT

The disinfection of dental impressions is an important procedure to prevent cross infection on dental office. The aim of this study was compare the dimensional stability of models obtained of three impressions materials after disinfection with 1% sodium hypochlorite and 0,2% peracetic acid (Sterilife[®], Lifemed). A master model with points at first right molar, first left molar, left central incisor and right central incisor was used. Five impressions was made with polyether (Impregum Penta, 3M-ESPE), five with addition silicone light and heavy body (Express Penta, 3M-ESPE) and five with addition silicone light and putty body (Express, 3M-ESPE) for each impression material and each disinfectant and five impressions of each material were not disinfected, for control group. The impressions were disinfected by immersion for 10 minutes to each disinfectant. Casts were formed in Type IV gypsum (Durone, Dentsplay). Measurements of posterior cross arch, right anteroposterior, anterior cross arch and left anteroposterior was made with STM Olympus microscope. The results statically treated (Kruskal-Wallis) showed no differences between groups in all measurements, except in posterior cross arch measure between groups disinfected with sodium hypochlorite (groups of polyether ($0,1203\% \pm 0,0442$) and addition silicone light and heavy body ($0,0350\% \pm 0,0158$)) and between groups disinfected with peracetic acid (groups of polyether ($0,1345\% \pm 0,1059$) and addition silicone light and heavy body ($0,0264\% \pm 0,0302$)) (groups of addition silicone light and putty body ($0,1054\% \pm 0,0419$) and addition silicone light and heavy body($0,0264\% \pm 0,0302$)). The impression materials used in present study showed excellent dimensional stability after disinfection by immersion in sodium hypochlorite or in peracetic acid.

Key-words: Impression materials. Disinfection. Peracetic acid. Sodium hypochlorite.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
2 REVISÃO DE LITERATURA	10
2.1 Materiais de Moldagem	10
2.2 Desinfetantes	14
2.2.1 Ácido Peracético	15
2.2.2 Hipoclorito de Sódio	19
2.3 Estabilidade Dimensional dos Materiais de Moldagem após Desinfecção	20
3 PROPOSIÇÃO	30
4 MÉTODO	31
5 RESULTADOS	37
6 DISCUSSÃO	42
7 CONCLUSÕES	47
REFERÊNCIAS	48

1 INTRODUÇÃO

As moldagens são procedimentos realizados rotineiramente na prática odontológica, com isso os moldes ficam contaminados com microrganismos, saliva e sangue do paciente, podendo representar causa de infecção cruzada em odontologia (BLAIR; WASSEL, 1996; BLOCK, 2001; SANTOS, 2000; SOFOU et al., 2002). A manipulação de modelo contaminado pelos profissionais que trabalham na clínica e em laboratórios de prótese pode ocasionar infecção dos mesmos. Para reduzir o potencial de contaminação desses moldes, as desinfecções a frio têm sido indicadas.

A American Dental Association (ADA) (1996) recomenda a desinfecção por imersão por no máximo trinta minutos. Diversos desinfetantes podem ser utilizados para esse fim, tais como hipoclorito de sódio, compostos de amina quaternária, compostos de iodo, glutaraldeído entre outros. Com o uso constante da desinfecção, outro fator passou a ser observado: a interferência do desinfetante nas características dos materiais de moldagem, tanto em sua composição como em sua precisão. Muitos estudos foram realizados com o objetivo de verificar se os desinfetantes alteram a precisão dos materiais de moldagem (HERRERA; MERCHANT, 1986; RIOS et al., 1996; WALKER et al., 2007).

O ácido peracético tem sido proposto com o intuito de substituir o glutaraldeído como desinfetante de alto nível. Esse desinfetante ainda é muito pouco utilizado no meio odontológico, mas existem muitos estudos comprovando sua eficácia em outras áreas (HERNÁNDEZ et al., 2003; VIZCAÍNO-ALCAIDE; HERRUZO-CABRERA; FERNANDEZ-ACEÑERO, 2003). Uma das grandes vantagens desse

desinfetante em relação ao glutaraldeído é que os compostos formados como resultado das reações durante o processo de desinfecção não são considerados prejudiciais ao ecossistema (STAMPI et al., 2002). O ácido peracético é bastante utilizado para desinfecções em âmbito hospitalar. O objetivo desse estudo foi comparar a estabilidade dimensional de modelos obtidos com poliéter e silicone de adição, após desinfecção com ácido peracético e hipoclorito de sódio.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Materiais de Moldagem

Os materiais de moldagem que foram utilizados nesse estudo são o silicone de adição e o poliéter. O silicone de adição é um dos materiais de moldagem mais utilizados em estudos de estabilidade dimensional após desinfecção (JOHNSON et al., 1998; LEPE et al., 2002; LEPE; JOHNSON, 1997; RIOS et al., 1996; SOFOU et al., 2002, THOUATI et al., 1996), assim como o poliéter (ADABO et al., 1999; LEPE; JOHNSON; BERGER, 1995; MARTIN et al., 2007; WADHWANI et al., 2005).

Araújo e Jorgensen (1985) demonstraram que o poliéter tem uma excelente estabilidade dimensional, pois após sua reação de presa não se formam subprodutos voláteis. Esse material apresenta como vantagens uma boa precisão, permite a obtenção de excelentes modelos, é mais preciso que polissulfetos e silicones de condensação, e desde que em ambiente seco, os moldes podem ser armazenados por até sete dias. Como desvantagens, por serem hidrofílicos, tendem a absorver água e não podem ser trabalhados em ambiente de alta umidade, rasga facilmente, o tempo de trabalho é reduzido, o gosto desagradável e apresentam dificuldade de desinfecção.

Idris, Houston e Claffey (1995) compararam a estabilidade dimensional das técnicas de um passo e dois passos com silicone de adição nas consistências leve e pesada. Foram feitas quinze moldagens para cada técnica de um modelo de aço, que continha três pinos com sulcos em “X” para que fossem feitas as medições. A

técnica de um passo foi feita injetando a base leve do material no modelo mestre e a base pesada sendo levada ao mesmo tempo na moldeira de estoque e após o tempo de polimerização o molde foi removido do modelo mestre. A técnica de dois passos foi feita sendo primeiramente levado à base pesada na moldeira de estoque, esperando a polimerização. Posteriormente, foi feito alívio na base pesada e foi realizada a injeção da base leve no modelo mestre e a colocação da moldeira com a base pesada já polimerizada. Aparatos de resina acrílica foram feitos para que a moldeira ficasse sempre na mesma posição. Os resultados sugeriram que não houve diferença relevante clinicamente entre as duas técnicas.

Rueda et al. (1996) avaliaram a estabilidade dimensional de materiais de moldagem elastoméricos quando utilizados com moldeiras de estoque e moldeiras individuais. Os resultados mostraram uma pequena diferença estatisticamente significativa entre as moldeiras de estoque e moldeiras individuais, tendo os moldes feitos com moldeiras individuais melhores resultados que os feitos com moldeiras de estoque. Os autores indicam que essa diferença é clinicamente insignificante.

Segundo Anusavice (1998), os silicões de adição são também conhecidos como polivinilsiloxano ou vinilpolissiloxano. Esse material de moldagem não apresenta reação de continuidade de polimerização após a presa, capaz de promover alterações dimensionais. Contudo, uma reação lateral não relatada ocorre após a presa com a liberação de hidrogênio por até vinte e quatro horas. Após sua polimerização não há formação de subprodutos, contanto que as corretas proporções sejam mantidas e não apresentam impurezas. Se a proporção não for equilibrada ou se impurezas estiverem presentes, então haverá a liberação de gás hidrogênio. A liberação do hidrogênio pode produzir bolhas na superfície do troquel, se o vazamento for imediato. Uma forma de compensar a liberação de hidrogênio é

esperar-se uma hora ou mais antes de vazarem o molde. Esta espera não causa alteração dimensional detectável clinicamente. Pela sua estabilidade dimensional, podem aguardar o vazamento até uma semana, sem apresentar distorções. O silicone de adição apresenta pouca alteração dimensional, com excelente resistência ao rasgamento, bom tempo de trabalho, ótima recuperação elástica. Como desvantagem, esse material tem seu processo de polimerização alterado na presença de enxofre. Assim, o profissional não pode manipular este tipo de silicone quando estiver usando luvas, pois ocorrerá alteração de sua consistência de rígida para borrachóide, necessitando manipular o material sem luva ou com uma sobre luva de plástico. Apresentam ainda uma moldagem precisa até 168 horas após o ato da moldagem, com a obtenção de modelos sem qualquer alteração dimensional. O poliéter foi o primeiro elastômero desenvolvido primariamente com a função de material de moldagem. Todos os outros materiais de moldagem foram adaptados de outras aplicações industriais.

Millstein, Maya e Segura (1998) verificaram a precisão de moldeiras de estoque e individuais. O silicone de adição foi o material utilizado para realizar as moldagens. Os resultados mostraram que as moldeiras individuais são mais precisas que as moldeiras de estoque.

Nissan et al. (2000) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem com silicone de adição. Foram utilizadas as técnicas de um passo (base leve e pesada levada ao mesmo tempo no modelo), de dois passos fazendo um alívio de 2 mm na base pesada (primeiro foi utilizada a base pesada e feito alívio de 2 mm para criar espaço para a base leve que foi posteriormente levada ao modelo) e dois passos utilizando um plástico como alívio (primeiro foi utilizada a base pesada com um plástico cobrindo a mesma para que fosse criado um espaço para a base leve, que

foi levada posteriormente num segundo momento). A técnica de dois passos com alívio de 2 mm foi a que apresentou os melhores resultados seguido da técnica de 2 passos com um plástico criando alívio.

Thongthammachat et al. (2002) avaliaram a influência do tipo de material da moldeira, do tipo de material de moldagem e do tempo na estabilidade dimensional. Foram utilizadas moldeiras de estoque metálicas e plásticas e moldeiras individuais de diferentes tipos de materiais. Poliéter e silicone de adição foram os materiais de moldagem utilizados nos estudos. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os tipos de moldeiras utilizados e que o silicone de adição apresentou melhor estabilidade dimensional que o poliéter.

Lu, Nguyen e Powers (2004) avaliaram as propriedades mecânicas de três materiais de moldagem elastoméricos hidrofílicos. Para tanto, duas marcas de silicones de adição (Imprint II, 3M ESPE; Flexitime, Heraeus Kulzer) e uma de poliéter (Impregum, 3M ESPE) foram utilizadas nas consistências leve e pesada. Foi avaliada a recuperação elástica, força de compressão, força de tensão e energia de ruptura. Cinco moldagens foram feitas com cada material, num total de cento e vinte moldagens. Os resultados tratados estatisticamente demonstraram que o novo poliéter na consistência leve tem uma alta força de compressão e baixa força de tensão comparada com o novo silicone de adição hidrofílico. A consistência pesada tem energia de ruptura e força de tensão maior que a consistência leve. A força de compressão está correlacionada com a recuperação elástica, energia de ruptura e força de tensão.

Balkenhol, Ferger e Wöstmann (2007) avaliaram a influência das moldeiras e da viscosidade do material na estabilidade dimensional do silicone de adição base leve e massa densa (técnica de 2 passos). Foram utilizadas moldeiras de estoque

metálicas e plásticas. Os resultados tratados estatisticamente demonstraram que a estabilidade dimensional foi alterada quando se utilizou moldeira de estoque plástica.

2.2 Desinfetantes

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (BRASIL,1988), na Portaria nº 15, determinou as normas regulamentares para registro de produtos saneantes domissanitários com finalidade antimicrobiana. Nessa portaria, foram determinadas as seguintes definições: a) artigos não críticos: objetos e equipamentos odontológicos, médicos e hospitalares que entrem em contato apenas com a pele íntegra ou mesmo não entram em contato direto com os pacientes; b) artigos semi-críticos: objetos e equipamentos odontológicos, médicos e hospitalares que entram em contato com mucosas; c) artigos críticos: objetos, equipamentos e instrumentos odontológicos, médicos e hospitalares, bem como seus acessórios, que entram em contato com tecidos sub-epiteliais, tecidos lesados, órgãos e sistema vascular. Conceitua ainda, desinfetantes como formulações que têm na sua composição substâncias microbidas e apresentam efeito letal para microrganismos não esporulados. Nessa mesma Portaria o hipoclorito de sódio foi classificado como um desinfetante/esterilizante.

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (BRASIL, 1993), na Portaria nº 122, incluiu na Portaria nº 15, de 23 de agosto de 1988, subanexo 1, alínea I, o princípio ativo ácido peracético, para uso das formulações de desinfetantes/esterilizantes.

Rodrigues et al. (1997) descreveram desinfecção como sendo o processo de destruição de microrganismos patogênicos ou não, na forma vegetativa (não-esporulada), de artigos semicríticos, utilizando-se de meios físicos e químicos. Existem três níveis de desinfecção: a) desinfecção de alto nível: destruição de todos os organismos com exceção de esporos bacterianos; b) desinfecção de nível intermediário: inativa bactérias vegetativas, maioria dos vírus e fungos e micobactérias da tuberculose; c) desinfecção de baixo nível: elimina a maioria das bactérias, alguns vírus e fungos, mas não inativa microrganismos resistentes como micobactérias ou esporos bacterianos. Os autores descrevem também que os artigos críticos necessariamente precisam ser esterilizados. Os artigos semicríticos necessitam desinfecção de alto nível. Os artigos não-críticos requerem desinfecção de baixo nível.

2.2.1 Ácido Peracético

Hussaini e Ruby (1976) investigaram o efeito esporicida do ácido peracético contra *Bacillus anthracis*. Um completo efeito esporicida foi observado na concentração de 3%. Essa concentração era recomendada para o tratamento de solos e pastagens infectadas.

Baldry (1983) comparou as propriedades antimicrobianas do ácido peracético e peróxido de hidrogênio. O ácido peracético mostrou excelentes propriedades antimicrobianas, especialmente em meios ácidos. Foram usadas soluções com 1,3 mmol/l de ácido peracético e 0,88 mmol/l de peróxido de hidrogênio. O peróxido de hidrogênio foi mais efetivo como esporicida do que como bactericida.

Rutala e Weber (1998) avaliaram a efetividade clínica de tecnologias de esterilização de baixa temperatura. Tecnologias alternativas de baixa temperatura vêm sendo desenvolvidas, incluindo o óxido de etileno 100%, óxido de etileno com gases estabilizadores e imersão em ácido peracético. O esterilizante ideal não existe, e os profissionais do controle de infecção devem entender as vantagens e desvantagens desses processos. Entretanto, quando combinados com os protocolos padrão de limpeza, as informações sugerem que as tecnologias de baixa temperatura disponíveis na *Food and Drug Administration* podem inativar microrganismos altamente resistentes, clinicamente relevantes.

McDonell e Russell (1999) descreveram os mecanismos de ação de anti-sépticos e desinfetantes. O ácido peracético foi considerado um potente biocida, sendo esporicida, bactericida, viruscida e fungicida em baixas concentrações. O ácido peracético se decompõe em ácido acético e oxigênio, e tem como vantagem a não decomposição em peróxidos, e permanece ativo em presença de substâncias orgânicas. Sua principal aplicação é como um líquido esterilizante de baixa temperatura para fins médicos, escalpes flexíveis e cânulas de hemodialize, mas também pode ser usado como esterilizante de superfície. O ácido peracético age desnaturando as proteínas e enzimas e aumentando a permeabilidade da parede celular dos microrganismos.

Stampi et al. (2002) avaliaram o ácido peracético como desinfetante alternativo para o dióxido de cloro. O ácido peracético vem atraindo grande interesse, pois os compostos formados como resultado das reações de decomposição durante o processo de desinfecção não são considerados prejudiciais ao ecossistema. Ambos os desinfetantes reduziram o número de microrganismos, sendo o ácido peracético uma alternativa de desinfetante para o dióxido de cloro.

Vizcaíno-Alcaide, Herruzo-Cabrera e Fernandez-Aceñero (2003) compararam a eficiência de desinfecção do ácido peracético a 0,2% (Perasafe[®], Antec International Ltd) e glutaraldeído a 2% *in vitro*. Para tanto foram realizados seis testes: T1) efeito bactericida em uma suspensão de microrganismos (0,1 ml de suspensão de microrganismo (10^8 cfu/ml) adicionada a 5 ml de desinfetante ou água destilada (controle) e deixado durante três, cinco e dez minutos); T2) efeito bactericida em uma superfície metálica contaminada (lima endodôntica nº 25); T3) efeito esporicida contra *Bacillus subtilis*; T4) efeito bactericida em um modelo endoscópico com dois níveis de contaminação (10^6 e 10^9 /ml), interrompendo o processo de desinfecção depois de cinco, dez e vinte minutos; T5) teste de capacidade modificada (vinte inoculações com *Mycobacterium fortuitum* mais 10% de sangue humano); E, T6) efeito corrosivo em instrumentos metálicos. Os resultados obtidos tratados estatisticamente mostraram que Perasafe[®] mostrou uma atividade equivalente ao glutaraldeído a 2% contra suspensões de microrganismos e modelos endoscópicos e nas limas endodônticas, sem qualquer toxicidade ou corrosão. Entretanto, a atividade moderada contra micobacteria, em dez minutos, adverte para manter os instrumentos, principalmente endoscópios, submersos por vinte minutos. Perasafe[®] foi considerado uma alternativa não tóxica ao glutaraldeído 2% para desinfecção de alto nível. Entretanto, pesquisas devem continuar por alternativa não tóxica e mais efetiva contra micobacteria, particularmente se desinfecções de endoscópios com dez minutos são necessárias.

Hernández et al. (2003) compararam a efetividade do ácido peracético a 0,26% com a do glutaraldeído a 2%. Para tanto utilizaram os microrganismos: *Mycobacterium tuberculosis* e *Mycobacterium avium–intracellulare*. Foram feitas desinfecções por dez e vinte minutos com cada um dos desinfetantes. Os resultados

mostraram que o ácido peracético a 0,26% apresentou efetivo agente micobactericida e é uma alternativa para a desinfecção com glutaraldeído da fibra óptica da broncoscopia.

Hernández et al. (2003b) fizeram uma comparação *in-vitro* da efetividade do ácido peracético a 0,26% e do glutaraldeído alcalino a 2% contra *Mycobacterium* spp. Os autores utilizaram os seguintes microrganismos: *Mycobacterium tuberculosis*, *Mycobacterium avium-intracellulare*, *Mycobacterium fortuitum* e *Mycobacterium chelonae*. Os resultados mostraram que ambos os agentes desinfetantes reduziram a quantidade de bactérias em vinte e trinta minutos.

Chassot, Poisl e Samuel (2006) avaliaram a eficácia do ácido peracético para descontaminação de resinas acrílicas termo-ativadas, quimicamente ativadas e polimerizadas em microondas. Foi utilizado ácido peracético a 0,2% (Sterilife®; Lifemed) por cinco e dez minutos. Para todos os tipos de resinas, nenhum crescimento foi observado após cinco e dez minutos de imersão na solução de ácido peracético. Em contra partida, os grupos controles, que não foram imersos, apresentaram 100% de crescimento. Os autores concluíram que a imersão por pelo menos cinco minutos em um desinfetante a base de ácido peracético promoveu alto nível de desinfecção nos diferentes tipos de resinas avaliados.

Herruzo-Cabrera, Vizcaíno-Alcaide e Rodriguez (2006) compararam o efeito bactericida de compostos de amina terciária e ácido peracético. Foram utilizados cinquenta e duas espécies de bactérias isoladas de pacientes. Utilizaram dois tempos para a desinfecção, dez e vinte minutos. Os resultados mostraram que o ácido peracético pode ser considerado como um desinfetante de alto nível, sendo que uma exposição de vinte minutos é recomendada.

2.2.2 Hipoclorito de Sódio

McDonnell e Russell (1999) descreveram os mecanismos de ação de anti-sépticos e desinfetantes. O hipoclorito de sódio é bastante utilizado em desinfecção de superfícies e pode ser usado para desinfecção de contaminação com sangue humano. O hipoclorito de sódio tem uma alta atividade oxidante e com isso destrói a atividade das proteínas celulares. O potencial de oxidação pode ocorrer em pH baixo, onde a atividade do hipoclorito é máxima, embora o aumento da penetração nas camadas mais profundas pode ser alcançado com hipoclorito de sódio na forma não ionizada. O hipoclorito de sódio, em altas concentrações, apresenta atividade esporicida e também possui atividade viruscida.

Santos (2000) avaliou a efetividade na desinfecção por imersão em hipoclorito de sódio a 1% de moldes de hidrocolóide irreversível e de modelos de gesso tipo III. Foram utilizados imersão por dez e trinta minutos. A desinfecção com hipoclorito de sódio a 1% dos moldes de hidrocolóide irreversível é um procedimento eficiente frente aos microrganismos testados.

Block (2001) descreveram o hipoclorito de sódio como um potente e comprovado germicida no controle de um grande espectro de microrganismos, não tóxico para humanos em concentrações usuais, livre de resíduos tóxicos e de fácil manipulação. Devido a sua grande aceitabilidade, o hipoclorito de sódio é utilizado como desinfetante padrão em pesquisas para testar outros desinfetantes.

Taylor, Wright e Maryan (2002) avaliaram a eficácia do hipoclorito de sódio a 1% e Perfom[®] (desinfetante a base de oxigênio) em *Staphylococcus aureus*. Foram utilizados três procedimentos de desinfecção: 1) imersão dos moldes em Perfom[®]

por dez minutos, 2) imersão em hipoclorito de sódio a 1% por dez minutos, 3) mergulho do molde por cinco segundos em hipoclorito de sódio a 1%, seguido de lavagem em água, seguido de um segundo mergulho por cinco segundos e coberto com uma gaze embebida de hipoclorito de sódio a 1%. Os resultados mostraram que os dois desinfetantes foram eficazes contra *Staphylococcus aureus*.

2.3 Estabilidade Dimensional dos Materiais de Moldagem após Desinfecção

Herrera e Merchant (1986) avaliaram a estabilidade dimensional de moldes após desinfecção por imersão. Foram feitas moldagens de um modelo de metal da arcada completa, com alginato, polissulfeto, silicone de adição e poliéter. Os moldes foram imersos por trinta minutos nas seguintes soluções desinfetantes: hipoclorito de sódio a 0,5%, hipoclorito de sódio a 1%, iodo povidine a 0,5%, glutaraldeído neutro a 0,13%, glutaraldeído a 2% e fenol halogenado a 0,16%. Após a imersão, os moldes foram lavados em água corrente por trinta segundos. A seguir, os moldes foram vazados com gesso tipo IV e foram realizadas medidas cruzando o arco e medidas ântero-posteriores, com auxílio de paquímetro digital eletrônico (distal do canino esquerdo a distal do canino direito, distal do segundo molar esquerdo a mesial do canino esquerdo, mesial do canino direito a distal do segundo molar direito e a medida máxima do diâmetro do arco). Os resultados tratados estatisticamente demonstraram que a desinfecção de moldes por um curto período de imersão em hipoclorito não afeta significativamente a estabilidade dimensional dos modelos. Os autores afirmaram ainda que a técnica de imersão é mais segura que a técnica de spray no que diz respeito à efetividade antimicrobiana.

Johnson, Drennon e Powell (1988) avaliaram a precisão de materiais de moldagem elatoméricos desinfetados por imersão. Para tanto utilizaram silicone de adição, poliéter e polissulfeto. Os resultados indicaram que a escolha do tipo de material de moldagem é mais importante do que o tipo de desinfetante quando se pensa em estabilidade dimensional.

Tan et al. (1993) avaliaram os efeitos do tempo de desinfecção em modelos de gesso obtidos por meio de moldagens com hidrocolóide irreversível. Foi utilizado um modelo de aço inoxidável simulando uma maxila com marcações na região de linha média e molar esquerdo e direito. Foram utilizados os tempos de dez, trinta e sessenta minutos de desinfecção. Após a desinfecção, os modelos foram vazados com gesso tipo IV. Foram feitas medições ântero-posteriores e cruzando o arco. Os resultados mostraram que desinfecção não causou alterações dimensionais significativas nas moldagens de alginato.

Kern, Rathmer e Strub (1993) fizeram uma investigação tridimensional da precisão de materiais de moldagem após desinfecção. Foram utilizados os seguintes materiais de moldagem: poliéter, silicone de adição, hidrocolóide irreversível e hidrocolóide reversível. Foram feitas dez moldagens com cada material de um modelo mestre metálico. Os resultados mostraram uma alteração dimensional pequena e clinicamente de pouca relevância após desinfecção.

Lepe, Johnson e Berger (1995) avaliaram as características do poliéter e do silicone de adição depois de longo tempo de desinfecção. Os autores avaliaram uma marca de poliéter e duas de silicone de adição. Foram feitos corpos-de-prova dos materiais estudados em forma cilíndrica. O desinfetante utilizado foi o glutaraldeído ácido a 2% e os corpos de prova foram imersos por uma e 18 horas. Corpos-de-prova não desinfetados serviram como grupo controle. Os resultados tratados

estatisticamente demonstraram que tanto o poliéter como o silicone de adição pode ser desinfetado com ácido glutaraldeído a 2% por imersão de 18 horas sem sofrerem alterações inerentes ao molhamento.

Segundo a American Dental Association (ADA) (1996) os profissionais da área odontológica estão expostos a uma grande variedade de microrganismos encontrados na saliva e sangue dos pacientes, os quais podem causar doenças infecciosas. Um controle de infecção efetiva, no consultório e no laboratório, poderá prevenir a contaminação cruzada entre dentistas, técnicos em prótese e pacientes. Moldes, próteses, modelos, registros e restaurações que tenham entrado em contato com a boca do paciente devem ser desinfetados antes de serem mandados para o laboratório de prótese. Os moldes desinfetados devem ser enviados com um aviso, para que o mesmo não seja novamente desinfetado. Os moldes devem ser lavados em água corrente, para remover saliva, sangue e quaisquer outros detritos para poder ser desinfetado. Os moldes devem ser desinfetados por imersão em um desinfetante compatível com o material de moldagem. A imersão nos desinfetantes não deve ultrapassar trinta minutos.

Blair e Wassel (1996) realizaram um levantamento dos métodos de desinfecção de moldagens dentárias em hospitais odontológicos na Grã-Bretanha. Os autores recomendam que todos os moldes devem ser desinfetados com hipoclorito de sódio a 1%, por no mínimo dez minutos.

Rios et al. (1996) avaliaram os efeitos de soluções desinfetantes na estabilidade e na precisão de moldes dentais. Para tanto foram feitas moldagens de um modelo mestre com dois tipos de materiais de moldagem (poliéter e silicone de adição) e foram divididos em cinco grupos de acordo com o desinfetante: 1) desinfetados com glutaraldeído a 2 %; 2) composto de cloro; 3) glutaraldeído a

3,5%; 4) água destilada; 5) não imerso (meio ambiente). Todos os grupos, com exceção do não imerso, foram colocados em 600 ml de solução por sessenta segundos, como um pré-tratamento. Depois foram lavados em água corrente por trinta segundos e foram secados com ar comprimido. Os moldes foram então colocados nas soluções por trinta ou sessenta minutos. Depois do tempo determinado, os moldes foram novamente lavados com água corrente para remoção da solução e foram deixados em ambiente atmosférico para secagem por trinta minutos. Foram feitas medições com auxílio de um microscópio (Nikon, Kyoto, Japão). Para avaliar a estabilidade dimensional, foram feitas medições em três tempos: T0) zero minuto; T1) depois da desinfecção; e, T2) depois de 48 horas. Foram avaliadas quatrocentas amostras. Os resultados tratados estatisticamente demonstraram que as diferentes soluções com diferentes concentrações não alteraram a estabilidade dimensional e nem a precisão dos materiais estudados após imersão por trinta e sessenta minutos.

Thouati et al. (1996) avaliaram a estabilidade dimensional de sete materiais elastoméricos de moldagem imersos em desinfetantes. Para tanto utilizaram quatro marcas de silicone de adição, duas de silicone de condensação e uma de poliéter, subdivididos em quatro grupos de desinfetantes: amônia quaternária a 2% por trinta minutos; aldeído a 10% por sessenta minutos; hipoclorito de sódio a 5,25% por trinta minutos; e, grupo controle sem imersão. Foram feitas comparações entre as medições dos modelos vazados após desinfecção com os do grupo controle e comparações dos modelos vazados após desinfecção com o modelo mestre. Os resultados tratados estatisticamente demonstraram que as soluções de amônia quaternária e aldeído produziram pequena alteração em relação à precisão dimensional inicial dos materiais de moldagem. Por outro lado, a solução de

hipoclorito de sódio levou a expansão do material quando comparado com o grupo controle. Quando comparados com o modelo mestre, essa expansão tornou possível, na maioria dos casos, a obtenção de uma precisão dimensional melhor que a inicial.

Lepe e Johnson (1997) avaliaram a precisão do poliéter e do silicone de adição após longo período de desinfecção por imersão. Para tanto dez impressões com cada material foram obtidas, sendo que cinco de cada material serviram de controle e as outras cinco impressões de poliéter e cinco de silicone ficaram imersas por 18 horas em solução de glutaraldeído a 2%. Medições ântero-posteriores e cruzando o arco foram realizadas no modelo de trabalho com um microscópio (Nikon Measurescope 20), e depois o troquel foi seccionado e medições ocluso-gengival, mesio-distal e buco-lingual foram realizadas. Os resultados, após tratamento estatístico, demonstraram que a precisão de ambos os materiais de moldagem foram afetados pela desinfecção por 18 horas. Os autores sugeriram que a desinfecção de longa duração poderá afetar a adaptação de próteses parciais fixas.

Johnson et al. (1998) avaliaram a estabilidade dimensional e reprodução de detalhes de hidrocolóide irreversível e impressões elastoméricas desinfetadas por imersão. Para tanto um modelo mestre com referências na oclusal dos primeiros molares e na lingual dos incisivos centrais e com um pré-molar de metal com preparo para coroa total com angulação de 12 graus de convergência foi utilizado. Impressões foram feitas com hidrocolóide irreversível (Jeltrate e Palgaflex), poliéter (Impregum F) e silicone de adição (President). As impressões foram divididas em quatro grupos (G1-imersas em Iodophor; G2-imersas em Glutaraldeído Glyoxal; G3-imersas em Glutaraldeído fenol; G4-sem imersão) e foram imersas por dez minutos. Os modelos foram vazados com gesso tipo IV. Foram feitos cinco tipos de medições

em microscópio (Measurescope 20, Nikon): M1) cruzando o arco (entre as oclusais dos molares); M2) ântero-posterior (oclusal do molar esquerdo e lingual dos incisivos); M3) mesio-distal (preparo para coroa total); M4) buco-lingual (preparo para coroa total); e, M5) ocluso-gengival (preparo para coroa total). Os resultados, após análise estatística, demonstraram que as impressões com hidrocolóide irreversível, silicone de adição e poliéter mantiveram precisão nas medições M1 e M2; as medições M3 e M4 dos modelos de trabalho foram 6 a 8 μm maiores que o modelo mestre com impressões de silicone de adição e 11 a 16 μm com poliéter; M5 dos modelos de impressões com poliéter desinfetados e controle foram 9 μm mais longos que o modelo mestre comparado com -3 μm do silicone de adição; as impressões com Jeltrate imersas em Iodophor e Palgaflex produziram modelos precisos, semelhantes aos modelos controles. As impressões elastoméricas desinfetadas e controle produziram modelos precisos e polidos como o modelo mestre. Desinfecção do hidrocolóide irreversível com glutaraldeído glyoxal e fenol produziram uma superfície mais polida que o controle.

Adabo et al. (1999) avaliaram os efeitos dos agentes desinfetantes na estabilidade dimensional de materiais de moldagem. Para tanto obtiveram cento e oitenta moldes com silicone de adição, poliéter, polissulfeto e silicone de condensação. Esses moldes foram desinfetados com hipoclorito de sódio 5,25% e glutaraldeído 2%. O grupo controle não foi desinfetado. As medições foram feitas com um projetor de perfil (Nikon). Os resultados tratados estatisticamente demonstraram que os desinfetantes não interferiram na estabilidade dimensional dos materiais testados.

Kugel et al. (2000) realizaram levantamento em quatrocentos laboratórios de prótese dos EUA, para saber os materiais e métodos mais utilizados de desinfecção.

Os resultados demonstraram que 44% sabiam que as moldagens tinham sido desinfetadas; 33% dos laboratórios não sabiam o método utilizado para desinfecção e 47% não sabiam o tempo de desinfecção. Os autores sugeriram que problemas com as técnicas de desinfecção ocorrem tanto nos consultórios como nos laboratórios de prótese.

Block (2001) descreveram que os moldes se tornam contaminados precocemente com saliva e sangue do paciente. Alguns microrganismos têm se mostrado viáveis nos modelos em gesso por mais de sete dias. Para a desinfecção dos moldes o autor descreveu a seguinte seqüência: após remoção, os moldes devem ser lavados delicadamente com água corrente para eliminar resíduos; os moldes são então imersos em um recipiente com o desinfetante de escolha; após dez a 15 minutos são removidos e lavados novamente em água corrente para eliminar os resíduos do desinfetante. Feito isso, o molde está desinfetado para a obtenção do modelo. A imersão do molde é provavelmente mais efetiva que a desinfecção com *spray*, pois o mesmo pode não cobrir todas as áreas do molde com o desinfetante.

Lepe et al. (2002) compararam o molhamento, a embebição e a mudança de massa de materiais de moldagem após desinfecção. Para tanto utilizaram sete marcas de materiais de moldagem, sendo cinco silicones de adição e dois poliéter. As propriedades dos materiais foram verificadas antes e após desinfecção com glutaraldeído a 2% por trinta minutos. Os resultados tratados estatisticamente demonstram que as duas marcas de poliéter apresentaram maior embebição que as cinco marcas de silicone de adição após a desinfecção com glutaraldeído a 2%. Mostraram também que o poliéter perdeu significativamente mais massa que o silicone de adição.

Taylor, Wright e Maryan (2002) avaliaram a precisão dimensional e a qualidade da superfície de quatro hidrocolóides irreversíveis seguidos de desinfecção com hipoclorito de sódio e com Perfom[®] (desinfetante a base de oxigênio). Para tanto foram utilizados quatro tipos de hidrocolóide irreversível e três diferentes tipos de gesso. Foram feitas moldagens de um modelo mestre, que possuía quatro marcações em forma de “X”, na região de papila incisiva, segundo molar esquerdo, segundo molar direito e região central do palato. Os procedimentos de desinfecção foram os seguintes: 1) imersão dos moldes em Perfom[®] por dez minutos, 2) imersão em hipoclorito de sódio a 1% por dez minutos, 3) mergulho do molde por cinco segundos em hipoclorito de sódio a 1%, seguido de lavagem em água, seguido de um segundo mergulho por cinco segundos e coberto com uma gaze embebida de hipoclorito de sódio a 1%. As medições foram feitas em um calibrador com precisão de 0,01 mm. Os resultados tratados estatisticamente demonstraram que todos os materiais utilizados quando desinfetados tiveram diferença estatisticamente significativa de precisão em relação ao grupo controle.

Sofou et al. (2002) avaliaram a transmissão de bactéria de modelos de metal contaminados para modelos de gesso via moldagens. Os modelos metálicos foram contaminados com *Bacillus subtilis* e *Streptococcus sanguis* e a seguir foram realizadas moldagens com poliéter, silicone de adição e alginato e os modelos foram vazados com duas marcas de gesso. Os resultados demonstraram que ocorreu contaminação do modelo final, mas que essa contaminação foi em um nível baixo.

Wadhvani et al. (2005) avaliaram a precisão de dois tipos de materiais de moldagem de presa rápida quando desinfetados com glutaraldeído ácido. Para tanto moldes foram obtidos de um modelo mestre com três diferentes marcas (duas de poliéter e uma de silicone de adição), sendo dez moldagens para cada material.

Desses dez, cinco foram desinfetados com glutaraldeído a 3,5% por vinte minutos e os outros cinco serviram de grupo controle. Os moldes do grupo controle ficaram durante sessenta minutos em temperatura ambiente. Os moldes desinfetados ficaram vinte minutos na solução e depois mais quarenta minutos em temperatura ambiente. Medições ântero-posteriores e cruzando o arco foram feitas. Os resultados tratados estatisticamente mostraram que a desinfecção por imersão dos moldes por vinte minutos em glutaraldeído a 3,5% não afetou a precisão de nenhum dos três materiais de moldagem utilizados.

Abdullah (2006) avaliou a precisão dimensional, a força de compressão e detalhe da superfície de modelos de gesso, tipo III e tipo IV, depois de repetidas imersões em solução de hipoclorito. Foi utilizado hipoclorito de sódio a 0,525%. Os modelos foram imersos por trinta minutos e deixados em temperatura ambiente para secar por 24 horas. Esse procedimento foi repetido sete vezes. Os resultados mostraram que a imersão repetida tanto em água destilada (controle) como no desinfetante causou um aumento significativo na dimensão linear e uma diminuição na resistência a compressão. Em ambas as soluções houve uma diminuição na reprodução de detalhes.

Ahmad et al. (2007) avaliaram o efeito da desinfecção por imersão com Perfom-ID (desinfetante a base de oxigênio) em alginato, um alginato alternativo e silicone de adição e os modelos resultantes vazados em gesso tipo III. Os resultados demonstraram que a desinfecção com Perfom-ID pode ser feita no silicone de adição sem alteração das suas características.

Martin et al. (2007) avaliaram a estabilidade dimensional de materiais de moldagem após imersão em soluções desinfetantes. Para tanto foram utilizados os seguintes materiais de moldagem: hidrocolóide irreversível, silicone de adição,

silicone de condensação e poliéter. Os desinfetantes utilizados foram hipoclorito de sódio a 5,25%, glutaraldeído a 2% e solução a base de ácido hipocloroso. Foram confeccionados cinco corpos-de-prova por material para cada solução desinfetante e cinco corpos-de-prova de cada material como grupo controle. As medições foram obtidas logo após a presa, após a desinfecção e 24 horas após armazenamento. Os resultados, após análise estatística, demonstraram que todos os materiais de moldagem após serem desinfetados com os materiais utilizados apresentam alterações dimensionais dentro dos limites aceitáveis.

Fracaro et al. (2007) avaliaram a influência da imersão em ácido peracético sobre a reprodução de detalhes e compatibilidade dos elastômeros com gesso. Foram utilizadas quatro marcas de materiais de moldagem, sendo um poliéter, um silicone de adição e dois silicões de condensação. Dez corpos de prova foram feitos para cada material, sendo, após polimerização, cinco imersos em ácido peracético a 0,2% e os outros cinco foram deixados em temperatura ambiente para o grupo controle. Os resultados demonstraram que os materiais de moldagem não sofreram alteração após desinfecção por imersão com ácido peracético a 0,2% por dez minutos.

Walker et al. (2007) avaliaram a qualidade superficial e a estabilidade dimensional de materiais de moldagens após desinfecção. Foram utilizados silicone de adição e o poliéter como materiais de moldagem e fenol dual e hipoclorito de sódio como desinfetantes, sendo cada material subdividido em cinco grupos: dez minutos hipoclorito de sódio, uma hora hipoclorito de sódio, dez minutos fenol dual, uma hora fenol dual e um grupo sem desinfetante, como controle. Os resultados mostraram que os desinfetantes não alteram a estabilidade dimensional dos materiais estudados.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi comparar a estabilidade dimensional dos modelos obtidos com poliéter e silicone de adição, após desinfecção com hipoclorito de sódio a 1% e ácido peracético a 0,2%.

4 MÉTODO

Um modelo mestre foi confeccionado em aço inoxidável, com marcações em “X” (IDRIS; HOUSTON; CLAFFEY, 1995; TAYLOR; WRIGHT; MARYAN, 2002) nas regiões de molar como mostra a Figura 1, para que fossem realizadas medições ântero-posteriores e cruzando o arco baseado em Herrera e Merchant (1986), Johnson et al. (1998) e Wadhvani et al. (2005).



Figura 1 – Modelo mestre em aço inoxidável com marcações em “X” utilizado no presente trabalho

Foram realizadas moldagens do modelo mestre com três tipos de material de moldagem: (a) poliéter base leve e pesada (Impregum Penta, 3M-ESPE, Brasil), (b) silicone de adição base leve (Express Regular Set Type 3, 3M-ESPE, Brasil) e massa densa (Express, 3M-ESPE, Brasil) e (c) silicone de adição base leve (Express Regular Set Type 3, 3M-ESPE, Brasil) e pesada (Express Penta, 3M-ESPE, Brasil). Quinze moldagens foram realizadas para cada tipo de material, subdivididos em

nove grupos, como pode ser observado no Quadro 1. Cinco moldes de cada material foram desinfetados por imersão em ácido peracético a 0,2% (Sterilife[®], Lifemed, Brasil) e cinco moldes em hipoclorito de sódio a 1% (BLAIR; WASSEL, 1996). Cinco moldes de cada material não foram desinfetados para controle.

Material	Desinfetante	Grupos	n
Poliéter	Sem desinfetante	A1	5
Poliéter	Hipoclorito de sódio	A2	5
Poliéter	Ácido peracético	A3	5
Silicone de adição Manual	Sem desinfetante	B1	5
Silicone de adição Manual	Hipoclorito de sódio	B2	5
Silicone de adição Manual	Ácido peracético	B3	5
Silicone de adição Pentamix	Sem desinfetante	C1	5
Silicone de adição Pentamix	Hipoclorito de sódio	C2	5
Silicone de adição Pentamix	Ácido peracético	C3	5

Quadro 1 - Grupos dos corpos-de-prova utilizados segundo material e desinfetante

Foram utilizadas moldeiras metálicas (LEPE; JOHNSON, 1997) número 028 (AG, Brasil). Para assegurar uma mesma espessura de material em todas as moldagens, guias de resina acrílica (JET, Brasil) foram feitas no modelo mestre, para que as moldeiras ficassem sempre na mesma posição (IDRIS; HOUSTON; CLAFFEY, 1995; LEPE; JOHNSON, 1997), proporcionando moldagens padronizadas com a mesma espessura de material de moldagem, conforme pode se observar na. Figura 2.

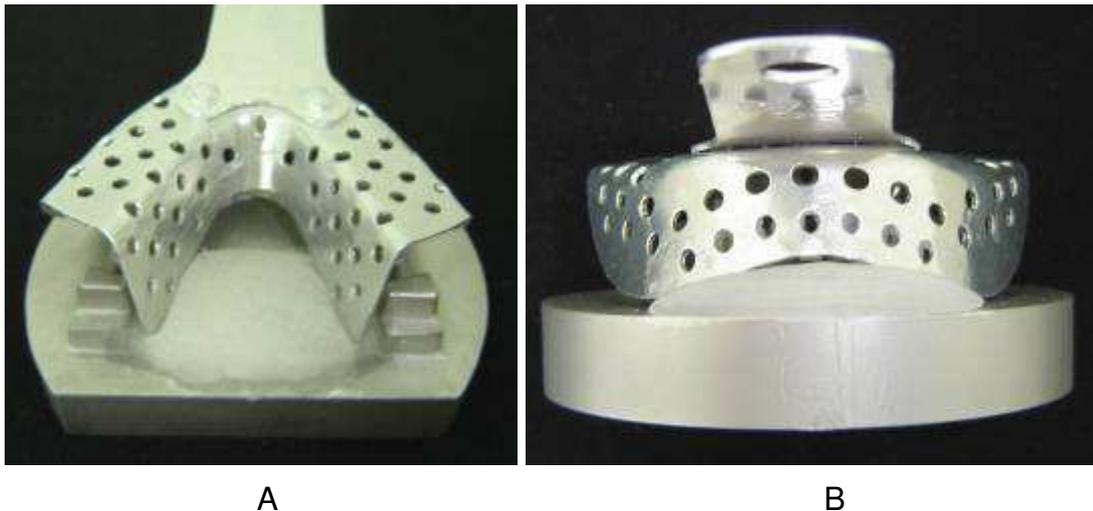


Figura 2 – Visão posterior (A) e anterior (B) do modelo com guias em resina acrílica e moldeira 028 em posição

Para as moldagens com poliéster (grupos A1, A2 e A3), foi utilizada a máquina de automistura Pentamix (3M, Brasil), que proporciona uma manipulação e dosagem uniforme do material. Foram utilizadas duas máquinas do Pentamix, sendo uma com cartucho da base leve e a outra com a base pesada. A base leve foi levada ao modelo mestre com auxílio de uma seringa de moldagem (3M, Brasil) e logo após a base pesada foi levada ao modelo com auxílio de moldeira metálica perfurada de estoque. Aguardou-se sete minutos para a polimerização do material e o mesmo foi removido do modelo. Foi utilizado adesivo próprio do material na moldeira, como recomenda o fabricante.

As moldagens com o silicone de adição manual (grupos B1, B2 e B3), foram feitas com a técnica de dois tempos. Primeiramente, a massa densa foi manipulada manualmente e então colocada na moldeira e coberta com um pedaço de filme de pvc (Rolopac, Brasil), para criar espaço para a base leve. A moldeira foi levada no modelo mestre e removida antes de sua polimerização e foi feito um alívio maior na região das marcações para que o espaço para a base leve fosse de aproximadamente 2 mm. O material polimerizou fora do modelo. Então, o filme de

pvc foi removido. Em seguida, a base leve do silicone de adição foi levada ao modelo e na massa densa, polimerizada na moldeira, com auxílio de uma pistola de automistura, e a moldeira com a massa densa e agora com a base leve foi então novamente levada ao modelo. Após a polimerização do material o molde foi removido do modelo mestre. Também foi utilizado adesivo específico para a moldeira recomendado pelo fabricante.

As moldagens do silicone de adição Pentamix (grupos C1, C2 e C3) foram feitas com auxílio da máquina de automistura Pentamix para a base pesada e da pistola de automistura para a base leve. A base leve foi injetada diretamente da pistola de automistura no modelo e logo em seguida a base pesada foi levada ao modelo na moldeira. Também foi utilizado adesivo específico para a moldeira.

Todos os moldes foram lavados em água corrente por dez segundos e posteriormente, os moldes dos grupos A2, B2 e C2 foram colocados em imersão no hipoclorito de sódio a 1% e dos grupos A3, B3 e C3 foram colocados em ácido peracético a 0,2% por dez minutos. A seguir, os moldes desinfetados foram lavados por dez segundos para remoção do desinfetante e foram deixados em temperatura ambiente por cinquenta minutos. Os grupos A1, B1 e C1 ficaram sessenta minutos em temperatura ambiente como controle (WADHWANI et al., 2005). Os desinfetantes foram manipulados conforme recomendações do fabricante.

Após desinfecção, os moldes foram vazados com gesso tipo IV (Durone, Dentsply, Brasil) na proporção de 100 g de pó para 19 ml de água, o qual foi manipulado manualmente por dez segundos e depois em um espatulador a vácuo (Polidental) por vinte segundos, para diminuir a possibilidade de incorporação de bolhas aos modelos. A vazagem foi feita com o auxílio de um vibrador (VH Equipamentos, Brasil), também para minimizar a possibilidade de bolhas no modelo.

O tempo de cristalização do gesso foi de 45 minutos (TAYLOR; WRIGHT; MARYAN, 2002). Os modelos foram então recortados em um recortador de gesso (VH Equipamentos, Brasil), deixando uma altura da base do modelo até a região mais oclusal de 20 mm, para padronizar as alturas dos modelos. Os modelos foram marcados com o respectivo grupo na sua parte inferior e foram numerados de forma aleatória de 1 a 45 na parte superior para que as medições fossem feitas sem que o operador soubesse que grupo estava medindo. As medições foram realizadas com auxílio de microscópio de luz, modelo STM (Olympus, Japão), com precisão de 0,0005 mm (Figura 3), das seguintes marcações: M1) cruzando o arco posterior, MD-ME; M2) ântero-posterior direita, MD-ID; M3) cruzando o arco anterior, ID-IE; M4) ântero-posterior esquerda, ME-IE, como mostra a figura 4. Foram feitas medições no modelo mestre e em todos os modelos, sendo que foram realizadas três medições de cada medida e a média delas foi utilizada. Um único operador realizou todas as medições para padronização da mesma.



Figura 3 - Microscópio modelo STM (Olympus, Japão), onde foram realizadas as medições

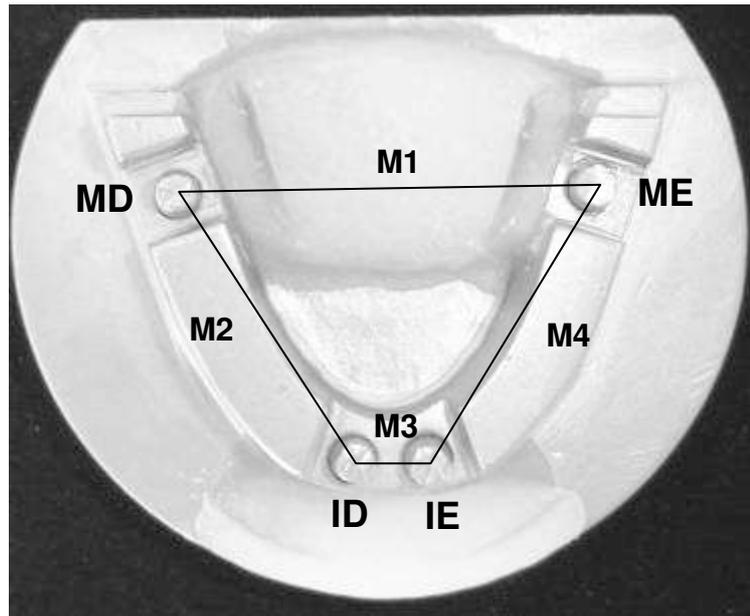


Figura 4 – Esquema das medições que serão realizadas, M1: cruzando o arco posterior (MD-ME); M2: ântero-posterior direito (MD-ID); M3: cruzando o arco anterior (ID-IE); M4: ântero-posterior esquerdo (IE-ME)

Os resultados das medições foram transformados em porcentagem de variação do modelo mestre através da seguinte fórmula (LEPE; JOHNSON, 1997):

$$\frac{(\text{medida do corpo de prova} - \text{medida do modelo mestre}) \times 100}{\text{medida do modelo mestre}}$$

Os resultados em variação de porcentagem das medições foram submetidos ao teste estatístico Kolmogorov-Smirnov (Lilliefors) para verificação da normalidade da amostra. O resultado do teste foi não-paramétrico. Por esse motivo foi escolhido o teste de Kruskal-Wallis para fazer a análise estatística do presente estudo.

5 RESULTADOS

Os valores médios das quatro medidas do modelo mestre estão dispostos na Tabela 1. Esses valores foram utilizados para calcular a variação em porcentagem dos modelos estudados.

Tabela 1 - Média e desvio-padrão das medições do modelo mestre

	M1	M2	M3	M4
	(cruzando o arco posterior)	(ântero-posterior direita)	(cruzando o arco anterior)	(ântero-posterior esquerda)
Média	44,2520 mm	34,8747 mm	7,7745 mm	35,1948 mm
Desvio-padrão	0,0078	0,0227	0,0149	0,0060

Os resultados em mm das medições realizadas nos modelos estudados podem ser observados na Tabela 2. Os resultados dessas medições transformados em porcentagem de variação podem ser observados na Tabela 3.

Tabela 2 – Valores médios dos modelos estudos em mm

	M 1		M 2		M 3		M 4	
	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp
A 1	44.2842	0.0170	34.8810	0.0593	7.7845	0.0188	35.2036	0.0061
A 2	44.3052	0.0195	34.8865	0.0154	7.7930	0.0364	35.2114	0.0096
A 3	44.3115	0.0469	34.8590	0.0500	7.7765	0.0117	35.2277	0.0289
B 1	44.2639	0.0151	34.8892	0.0329	7.7581	0.0147	35.2227	0.0248
B 2	44.2575	0.0539	34.8825	0.0184	7.7646	0.0145	35.2419	0.0213
B 3	44.2986	0.0185	34.8936	0.0291	7.7573	0.0257	35.2267	0.0202
C 1	44.2800	0.0135	34.8778	0.0148	7.7726	0.0128	35.2224	0.0239
C 2	44.2675	0.0070	34.8804	0.0171	7.7654	0.0127	35.2227	0.0226
C 3	44.2637	0.0134	34.8799	0.0119	7.7771	0.0092	35.2136	0.0150

dp – desvio-padrão

Tabela 3 – Valores médios das variações em porcentagem em relação ao modelo mestre dos modelos estudados e seus respectivos

	M 1		M 2		M 3		M 4	
	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp
A 1	0.0727	0.0383	0.0181	0.1702	0.1286	0.2421	0.0248	0.0174
A 2	0.1203	0.0442	0.0338	0.0443	0.2380	0.4679	0.0472	0.0274
A 3	0.1345	0.1059	-0.0448	0.1434	0.0253	0.1502	0.0934	0.0820
B 1	0.0269	0.0341	0.0416	0.0943	-0.2114	0.1891	0.0793	0.0706
B 2	0.0124	0.1219	0.0226	0.0528	-0.1278	0.1860	0.1338	0.0604
B 3	0.1054	0.0419	0.0542	0.0833	-0.2217	0.3307	0.0906	0.0575
C 1	0.0632	0.0306	0.0089	0.0425	-0.0240	0.1641	0.0782	0.0680
C 2	0.0350	0.0158	0.0164	0.0491	-0.1166	0.1635	0.0791	0.0643
C 3	0.0264	0.0302	0.0150	0.0340	0.0330	0.1189	0.0533	0.0427

dp – desvio-padrão

Os resultados mostraram que na medida cruzando o arco posterior (M1) não houve diferença estatística entre o grupo controle e os grupos desinfetados com o mesmo tipo de material de moldagem, sendo $p=0,37$ nos grupos de poliéster (A1, A2 e A3), $p=0,2101$ nos grupos de silicone de adição manual (B1, B2 e B3) e $p=0,1451$ nos grupos de silicone de adição Pentamix (C1, C2 e C3). Mas quando foi feita a comparação levando-se em conta o tipo de desinfetante, observou-se que dentro dos grupos sem desinfecção não houve diferença estatística, mas nos grupos que foram desinfetados com hipoclorito de sódio a 1%, houve diferença estatística entre os grupos do poliéster e silicone de adição Pentamix (A2 e C2, respectivamente) ($p=0,0133$), sendo que o grupo A2 variou $0,1203\% \pm 0,0442$ e o grupo C2, $0,0350\% \pm 0,0158$. Assim como nos grupos desinfetados com ácido peracético a 0,2%, entre os grupos do poliéster (A3, $0,1345\% \pm 0,1059$) e do silicone de adição Pentamix (C3, $0,0264\% \pm 0,0302$) ($p=0,0339$) e silicone de adição manual (B3, $0,1054\% \pm 0,0419$) e silicone de adição Pentamix (C3, $0,0264\% \pm 0,0302$) ($p=0,0196$) (figura 5). Na medida M1, 0,1% equivale a $44 \mu\text{m}$. A maior variação média na medida M1 foi do

grupo do poliéter desinfetado com ácido peracético a 0,2 % (A3, 0,1345% \pm 0,1059) e a menor foi do grupo do silicone de adição manual desinfetado com hipoclorito de sódio a 1% (B2, 0,0124% \pm 0,1219).

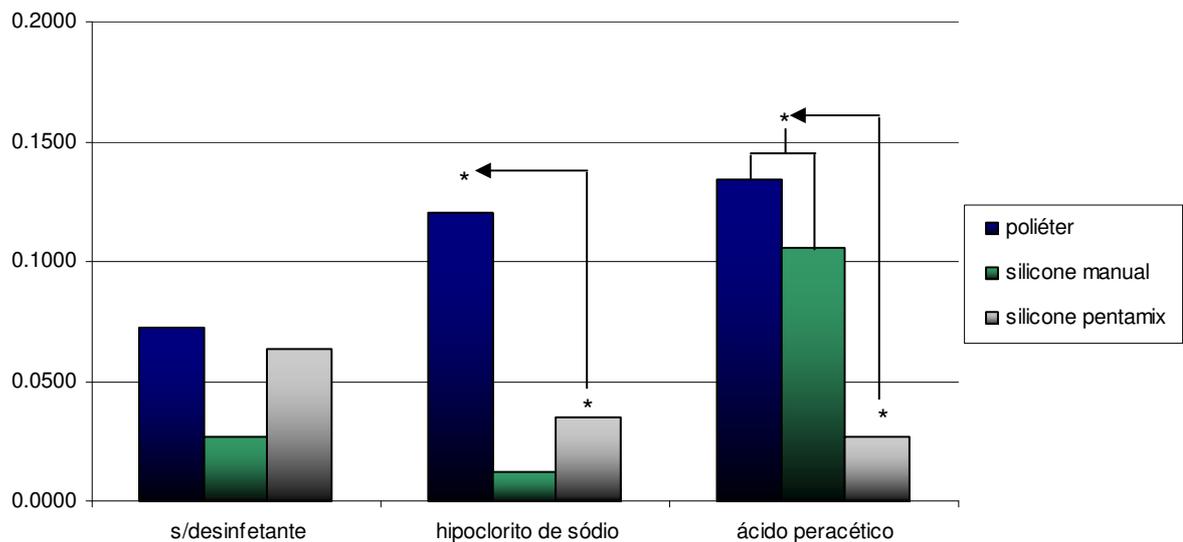


Figura 5 - Variações em porcentagem da medida cruzando o arco posterior (M1) levando em consideração o desinfetante

* Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). A origem da seta indica o menor valor médio

Na medida ântero-posterior direita (M2), os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa levando-se em consideração o tipo de material, sendo $p=0,5655$ para os grupos do poliéter (A1, A2 e A3), $p=0,8781$ para os do silicone de adição manual (B1, B2 e B3) e $p=0,9900$ para os do silicone de adição Pentamix (C1, C2 e C3) (Figura 6). Quando se levou em consideração o desinfetante, também não houve diferença estatisticamente significativa, sendo $p=0,7634$ para os grupos sem desinfecção (A1, B1 e C1), $p=0,7334$ para os grupos desinfetados com hipoclorito de sódio a 1% (A2, B2, e C2) e $p=0,7334$ para os grupos desinfetados com ácido peracético a 0,2% (A3, B3 e C3) (Figura 7). Na medida M2, 0,1% equivale a 34 μ m. A menor variação média do M2 foi do grupo silicone de adição Pentamix

sem desinfecção (C1, $0,0089 \pm 0,0425$) e a maior foi do grupo silicone de adição manual desinfetado com ácido peracético (B3, $0,0542 \pm 0,0833$).

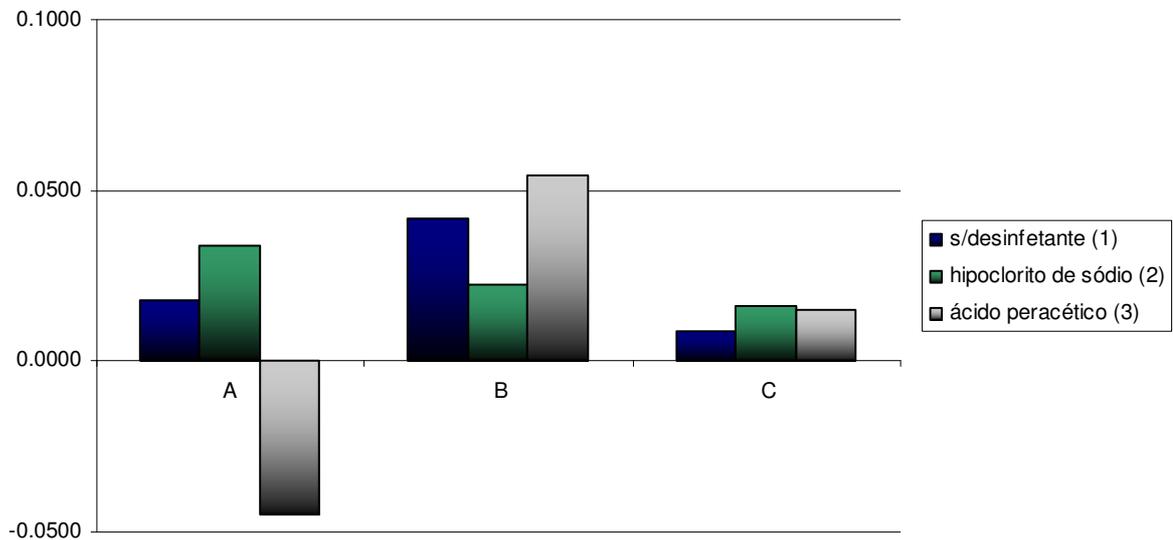


Figura 6 – Variação em porcentagem da medida ântero-posterior direita (M2) levando em consideração o material de moldagem, onde: A – poliéter; B – silicone de adição manual; C – silicone de adição Pentamix

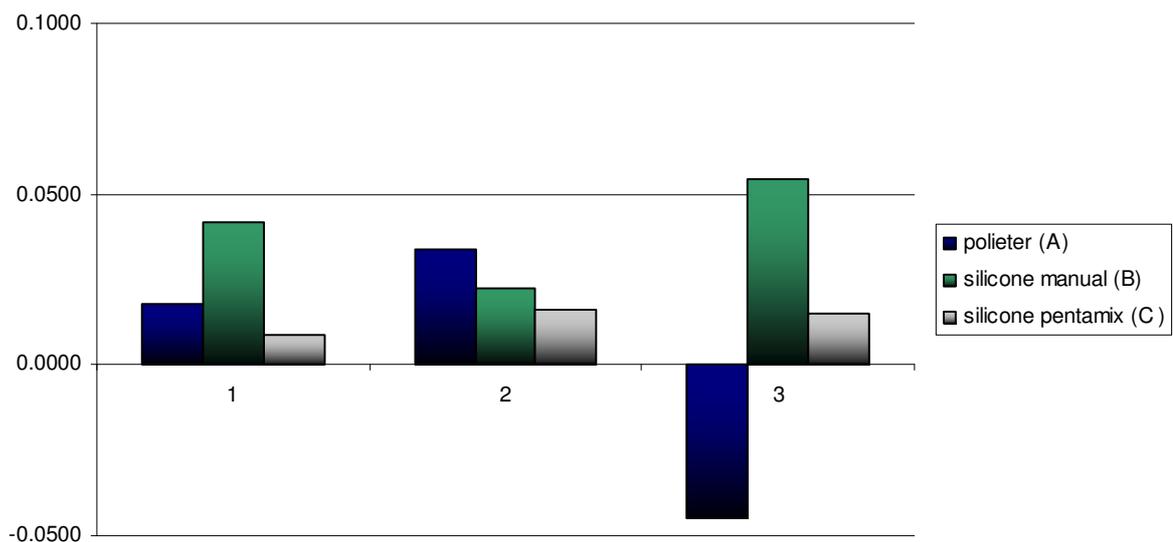


Figura 7 – Variação em porcentagem da medida ântero-posterior direita (M2) levando em consideração o desinfetante, onde: 1 – sem desinfecção; 2 – desinfetado com hipoclorito de sódio; 3 – desinfetado com ácido peracético

Na medida cruzando o arco anterior (M3), não houve diferença estatisticamente significativa levando-se em consideração o material de moldagem, sendo $p=0,8781$ para os grupos do poliéter (A1, A2 e A3), $p=0,8781$ para os grupos do silicone de adição manual (B1, B2 e B3) e $p=0,4317$ para os grupos do silicone de adição Pentamix (C1, C2 e C3). Quando se levou em consideração o desinfetante, também não houve diferença estatisticamente significativa, sendo $p=0,0750$ para os grupos sem desinfecção (A1, B1 e C1), $p=0,1845$ para os grupos com desinfecção em hipoclorito de sódio a 1% (A2, B2 e C2) e $p=0,2299$ para os grupos com desinfecção em ácido peracético a 0,2% (A3, B3 e C3). Na medida M3, 0,1% equivale a 7 μm . A maior variação média na M3 foi do grupo do poliéter desinfetado com hipoclorito de sódio a 1% (A2, $0,2380 \pm 0,4679$) e a menor foi do grupo do silicone de adição Pentamix sem desinfetante (C1, $-0,0240 \pm 0,1641$).

Na medida ântero-posterior esquerda (M4), também não houve diferença estatisticamente significativa levando-se em consideração o material de moldagem, sendo $p=0,2122$ para os grupos do poliéter (A1, A2 e A3), $p=0,3681$ para os grupos do silicone de adição manual (B1, B2 e B3) e $p=0,7558$ para os grupos do silicone de adição Pentamix (C1, C2 e C3). Quando se levou em consideração o desinfetante, também não houve diferença estatisticamente significativa, sendo $p=0,3362$ para os grupos sem desinfecção (A1, B1 e C1), $p=0,0686$ para os grupos desinfetados com hipoclorito de sódio a 1% (A2, B2 e C2) e $p=0,6355$ para os grupos desinfetados com ácido peracético a 0,2% (A3, B3 e C3). Na medida M4, 0,1% equivale a 35 μm . A maior variação média na M4 foi do grupo silicone de adição manual desinfetado com hipoclorito de sódio a 1% (B2, $0,1338 \pm 0,0604$) e a menor foi do grupo poliéter sem desinfetante (A1, $0,0248 \pm 0,0174$).

6 DISCUSSÃO

O controle da infecção cruzada no consultório odontológico continua a ser uma questão de grande relevância nos dias atuais. Vários estudos demonstraram a transmissão de microrganismos através de moldes em diversos tipos de materiais de moldagem (BLAIR; WASSEL, 1996; BLOCK, 2001; SANTOS, 2000; SOFOU et al., 2002).

As recomendações da American Dental Association (1996) são de que os moldes devem ser desinfetados por imersão com produtos compatíveis pelo tempo máximo de trinta minutos. Block (2001) e Herrera e Merchant (1986) também recomendam desinfecção por imersão e não por *spray*, tendo em vista que quando o *spray* é utilizado o desinfetante pode não ficar em íntimo contato com o molde em alguma região, enquanto que na desinfecção por imersão o molde fica totalmente em contato com o desinfetante, proporcionando melhor desinfecção. Por esse motivo foi feita a desinfecção por imersão no presente estudo.

Muitos estudos vêm sendo feitos com o objetivo de verificar se os desinfetantes não interferem na estabilidade dimensional do material de moldagem (JOHNSON et al., 1998; LEPE; JOHNSON, 1997; MARTIN et al., 2007; WADHWANI et al., 2005). Blair e Wassel (1996) recomendam que todos os moldes devem ser desinfetados com hipoclorito de sódio a 1%. Vários estudos mostraram a efetividade do hipoclorito de sódio como desinfetante (BLOCK, 2001; SANTOS, 2000; TAYLOR; WRIGHT; MARYAN, 2002).

O presente estudo utilizou o hipoclorito de sódio como sendo o desinfetante padrão utilizado em desinfecção de moldes odontológicos e utilizou o ácido peracético, que é ainda pouco utilizado na odontologia, mas que vindo sendo bastante estudado como substituto do glutaraldeído (HERNÁNDEZ et al., 2003a; HERNÁNDEZ et al., 2003b; VIZCAÍNO-ALCAIDE; HERRUZO-CABRERA; FERNANDEZ-ACEÑERO, 2003).

Poucos estudos utilizaram o ácido peracético como desinfetante no meio odontológico. Chassot, Poisl, Samuel (2006), avaliaram a eficácia do ácido peracético para descontaminação de resinas acrílicas termo-ativadas, quimicamente ativadas e polimerizadas em microondas. Fracaro et al. (2007) avaliaram a influência da imersão em ácido peracético sobre a reprodução de detalhes e compatibilidade dos elastômeros com gesso. Entretanto muitos estudos, em outras áreas, comprovaram a eficácia do ácido peracético como desinfetante (MCDONELL; RUSSELL, 1999; RUTALA; WEBER, 1998; STAMPI et al., 2002).

Como o objetivo deste trabalho foi verificar a estabilidade dimensional de modelos obtidos com dois tipos de material de moldagem, procurou-se simular a situação de moldagem e desinfecção nos consultórios. Por esse motivo o modelo mestre escolhido foi um que simulasse uma arcada dentária, utilizando pontos de medição, baseado nos estudos de Johnson et al. (1998), Lepe e Johnson (1997) e Wadhvani et al. (2005). Por esse motivo também os grupos controles não foram imersos em água ou qualquer outro líquido, fato esse que não é feito na prática clínica.

Os materiais de moldagem foram escolhidos para este estudo seguindo alguns estudos presentes na literatura (JOHNSON et al., 1998; LEPE; JOHNSON, 1997; MARTIN et al., 2007; WADHWANI et al., 2005).

As moldagens feitas com silicone de adição base leve e massa densa foram feitas na técnica de dois passos, sendo feito um alívio inicial com um plástico e antes da polimerização um alívio maior (em torno de 2 mm) na região das marcações, fazendo uma adaptação de Nissan et al. (2000), que mostraram uma melhor precisão na técnica de dois passos com alívio de 2 mm. Por outro lado Idris, Houston e Claffey (1995) demonstraram que não há diferença clinicamente relevante entre as técnicas de moldagem do silicone de adição.

Os modelos obtidos com os materiais de moldagem estudados após desinfecção com ácido peracético a 0,2% e hipoclorito de sódio a 1% apresentam uma boa estabilidade dimensional. Os dados obtidos estão dentro da variação aceitável pela ADA (0,5% de variação). As medições médias obtidas no presente estudo foram menores que 0,15% na medição cruzando o arco posterior que representa uma variação menor que 66 μm , 0,06% na medição ântero-posterior direita que representa uma variação menor que 20,4 μm , 0,25% na medição cruzando o arco anterior que representa uma variação menor que 17,5 μm e 0,15% na medição ântero-posterior esquerda que representa uma variação menor que 52,5 μm .

Diferenças estatisticamente significantes só foram encontradas na medição cruzando o arco posterior, entre os grupos de poliéter (A2) e silicone de adição Pentamix (C2) desinfetados com hipoclorito de sódio, com uma diferença menor que 40 μm e entre os grupos de poliéter (A3) e silicone de adição Pentamix (C3) e entre os grupos de silicone de adição manual (B3) e silicone de adição Pentamix (C3) desinfetados com ácido peracético com uma diferença menor que 48 μm . Essas variações não apresentam relevância clínica, pois quando o paciente faz o

movimento de abertura de boca, pode ocorrer uma variação entre os primeiros molares (cruzando o arco posterior) de 100 a 500 μm (JOHNSON et al., 1998).

Os resultados obtidos com todos os materiais e desinfetantes estão dentro da variação encontrada na literatura. Johnson et al. (1998) demonstraram resultados que variavam menos que 44 μm nas medições cruzando o arco e menos que 34 μm nas medições antero-posteriores em relação ao modelo mestre. Wadhvani et al. (2005) demonstraram variação menor que 85 μm e 45 μm , respectivamente.

Os resultados obtidos com o poliéster foram melhores dos que os encontrados por Wadhvani et al. (2005) que verificaram um aumento médio de 82 μm na medição cruzando o arco posterior em relação ao modelo mestre e no presente estudo foi encontrado um aumento de 48,04 μm . Johnson et al. (1998) verificaram uma aumento de 23 μm nessa mesma medida.

Essas diferenças podem ser atribuídas em parte ao tipo de moldeira utilizado nestes estudos. Wadhvani et al. (2005) utilizaram moldeiras de estoque plásticas perfuradas. Enquanto que no presente estudo, foram utilizadas moldeiras metálicas perfuradas e, no estudo de Johnson et al. (1998), foram utilizadas moldeiras individuais de resina acrílica deixando 3 mm de espaço para o material de moldagem. As moldeiras individuais apresentam uma melhor precisão por ter uma quantidade menor e mais uniforme de material de moldagem fazendo com que ocorra uma menor distorção no momento da polimerização (MILLSTEIN; MAYA; SEGURA, 1998; RUEDA et al., 1996). Já quando se compara a moldeira de estoque perfurada metálica com a plástica, a diferença na precisão pode ser atribuída ao fato da moldeira metálica ser mais rígida que a plástica (BALKENHOL; FERGER; WÖSTMANN, 2007). Em contra partida, segundo Thongthammachat et al. (2002) o tipo de moldeira não interferiu na precisão da moldagem.

Nas medições cruzando o arco anterior, que simula uma prótese fixa anterior, a maior variação não passou de 20 μm , o que não impediria um bom assentamento da prótese, tendo em vista que o ligamento periodontal tem uma variação entre 90 e 240 μm , uma variação de 90 μm é aceitável clinicamente (THONGTHAMMACHAT et al., 2002)

Dentro das limitações observadas neste estudo, algumas foram mais relevantes, tais como a moldagem ter sido feita em ambiente seco enquanto que na boca há umidade, o que pode interferir na estabilidade dimensional. Por esse motivo também, a remoção da moldagem do modelo de estudo foi dificultada o que pode ocasionar alguma distorção do molde e conseqüentemente do modelo de gesso.

A alteração na estabilidade dimensional dos materiais de moldagem utilizados neste estudo após desinfecção pode ser considerada insignificante clinicamente. Não há motivos para a desinfecção não ser realizada em todos os moldes feitos com esses materiais, tanto com hipoclorito de sódio a 1% quanto com ácido peracético a 0,2%.

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que:

- Todos os modelos obtidos com os diferentes tipos de materiais de moldagem utilizados no presente estudo apresentaram boa estabilidade dimensional, não apresentando diferenças clinicamente relevantes quando imersos nos diferentes desinfetantes;
- O ácido peracético pode ser utilizado como desinfetante de moldes dentários com um tempo de imersão de dez minutos.

REFERÊNCIAS

ABDULLAH, M. A. Surface detail, compressive strength, and dimensional accuracy of gypsum casts after repeated immersion in hypochlorite solution. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 95, n. 6, p. 462-468, June 2006.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION Council on Scientific Affairs and AMERICAN DENTAL ASSOCIATION Council on Dental Practice. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. **Journal of American Dental Association**, Chicago, v. 127, p. 672-680, May 1996.

ADABO, G. L. et al. Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 81, n. 5, p. 621-624, May 1999.

AHMAD, S. et al. Effect of immersion disinfection with Perform-ID on alginate, an alginate alternative, an addition-cured silicone and resultant type III gypsum casts. **British Dental Journal**, London, v. 202, n. 1, p. 1-7, Jan. 2007.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips Materiais Dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. p. 83-106

ARAÚJO, P. A.; JORGENSEN, K. D. Effect of material bulk and undercuts on the accuracy of impression materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 54, n. 6, p. 791-794, Dec. 1985.

BALDRY, M. G. The bactericidal, fungicidal and sporicidal properties of hydrogen peroxide and peracetic acid. **Journal of Applied Bacteriology**, Oxford, v. 54, n. 3, p. 417-423, June 1983. (Abstract).

BALKENHOL M.; FERGER P.; WÖSTMANN B. Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 20, n. 6, p. 573-575, Nov./Dec. 2007.

BLAIR, F. M.; WASSEL, R. W. A survey of the methods of disinfection of dental impressions used in dentals hospitals in the United Kingdom. **British Dental Journal**, London, v. 180, n. 10, p. 369-375, May 1996.

BLOCK, S. S. **Disinfection, Sterilization and Preservation**. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 15, de 23 de agosto de 1988. **Diário Oficial da União**: Poder Executivo, Brasília, DF, 05 de setembro de 1988. Disponível em: <<http://www.anvisa.gov.br/saneantes/legis/especifica/desinfetante.htm>>. Acesso em: 19 jun. 2007.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 122, de 29 de novembro de 1993. **Diário Oficial da União**: Poder Executivo, Brasília, DF, 01 de dezembro de 1993. Disponível em: <<http://www.anvisa.gov.br/saneantes/legis/especifica/desinfetante.htm>>. Acesso em: 19 jun. 2007.

CHASSOT, A. N. C.; POISL, M. I. P.; SAMUEL, S. M. W. *In Vivo* and *In Vitro* Evaluation of the efficacy of a peracetic acid-based disinfectant for decontamination of acrylic resins. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 17, n. 2, p. 117-121, 2006.

FRACARO, G. B. et al. A influência da imersão em ácido peracético sobre a reprodução de detalhes e compatibilidade dos elastômeros com gesso. **Revista Odonto Ciência – Faculdade Odontologia/PUCRS**, Porto Alegre, v. 22, n. 55, p. 61-65, jan./mar. 2007.

HERNÁNDEZ, A. et al. In use evaluation of Perasafe compared with Cidex in fiberoptic bronchoscope disinfection. **Journal of Hospital Infection**, New York, v. 54, n. 1, p. 46–51, May 2003.

HERNÁNDEZ, A. et al. In-vitro evaluation of perasafe compared with 2% alkaline glutaraldehyde against *Mycobacterium* spp. **Journal of Hospital Infection**, New York, v. 54, n. 1, p. 52–56, May 2003.

HERRERA, S. P.; MERCHANT, V. A. Dimensional stability of dental impressions after immersion disinfection. **Journal of American Dental Association**, Chicago, v. 113, n. 3, p. 419-422, Sept. 1986.

HERRUZO-CABRERA, R.; VIZCAÍNO-ALCAIDE, M. J.; RODRIGUEZ, J. Comparison of the microbicidal efficacy on germ carriers of several tertiary amine compounds with ortho-phthalaldehyde and Perasafe. **Journal of Hospital Infection**, New York, v. 63, n. 1, p. 73–78, May 2006.

HUSSAINI, S. N.; RUBY, K. R. Sporicidal activity of peracetic acid against B anthracis spores. **The Veterinary Record**, London, v. 98, n. 13, p. 257-259, Mar. 1976. (Abstract).

IDRIS, B.; HOUSTON, F.; CLAFFEY, N. Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 74, n. 5, p. 535-541, Nov.1995.

JOHNSON, G. H.; DRENNON, D. G.; POWELL, G. L. Accuracy of elastomeric impressions disinfected by immersion. **Journal of American Dental Association**, Chicago, v 116, p. 525-530, Apr. 1988.

JOHNSON, G. H. et al. Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 79, n. 4, p. 446-453, Apr. 1998.

KERN, M.; RATHMER, R. M.; STRUB, J. R. Three-dimensional investigation of the accuracy of impression materials after disinfection. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 70, n. 5, p. 449-456, Nov. 1993.

KUGEL, G. et al. Disinfection and Communication practices: A Survey of U.S. Dental Laboratories. **Journal of American Dental Association**, Chicago, v. 131, p. 786-792, June 2000.

LEPE, X. et al. Wettability, imbibition, and mass change of disinfected low-viscosity impression materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 88, n. 3, p. 268-276, Sept. 2002.

LEPE, X.; JOHNSON, G. H. Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 78, n. 3, p. 245-249, Sept. 1997.

LEPE, X.; JOHNSON, G. H.; BERGER, J. C. Surface characteristics of polyether and addition silicone impression materials after long term disinfection. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 74, n. 2, p. 181-186, Aug. 1995.

LU, H.; NGUYEN, B.; POWERS, J. M. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 92, n. 2, p. 151-154, Aug. 2004.

MARTIN, N. et al. The dimensional stability of dental impression materials following immersion in disinfecting solutions. **Dental Materials**, Kidlington, v. 23, n. 6, p. 760-768, June 2007.

- MCDONELL, G.; RUSSELL, A. D. Antiseptics and Disinfectants: Activity, Action, and Resistance. **Clinical Microbiology Reviews**, Washington, v. 12, n. 1, p. 147-179, Jan.1999.
- MILLSTEIN, P.; MAYA, A.; SEGURA, C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. **Journal Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 25, n. 8, p. 645-648, Aug. 1998.
- NISSAN, J. et al..Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impressions techniques. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 83, n. 2, p. 161-165, Feb. 2000.
- RIOS, M. P. et al. Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and accuracy of the dental impression complex. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 76, n. 4, p. 356-362, Oct. 1996.
- RODRIGUES, E. A. C. et al. **Infecções hospitalares**: prevenção e controle. São Paulo: Savier, 1997. p. 411-420.
- RUEDA, L. J. et al.The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 367-373, July/Aug. 1996.
- RUTALA, W. A.; WEBER, D. J. Clinical effectiveness of low-temperature sterilization technologies. **Infection Control and Hospital Epidemiology**, Chicago, v. 19, n. 10, p. 798-804, Oct. 1998. (Abstract).
- SANTOS, E. M. **Desinfecção de moldes de hidrocolóide irreversível e modelos de gesso com hipoclorito de sódio**: eficiência e estabilidade dimensional. 2000. 63 f. Dissertação (Mestrado em Prótese) – Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2000.
- SOFOU, A. et al. In vitro study of transmission of bacteria from contaminated metal models to stone models via impressions. **Clinical Oral Investigations**, Berlin, v. 6, n. 3, p. 166-170, Sept. 2002.
- STAMPI, S. et al. Peracetic acid as an alternative wastewater disinfectant to chlorine dioxide. **Journal of Applied Microbiology**, Oxford, v. 93, n. 5, p. 725–731, 2002.
- TAN, H. et al. Effects of disinfecting irreversible hydrocolloid impressions on the resultant gypsum casts: Part III – dimensional changes. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 70, n. 6, p. 532-537, Dec. 1993.

TAYLOR, R. L.; WRIGHT, P. S.; MARYAN, C. Disinfection procedures: their effect on the dimensional accuracy and surface quality of irreversible hydrocolloid impression materials and gypsum casts. **Dental Materials**, Kidlington, v. 18, n. 2, p. 103-110, Mar. 2002.

THONGTHAMMACHAT, S. et al. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. **Journal of Prosthodontics**, Philadelphia, v. 11, n. 2, p. 98-108, June 2002.

THOUATI, A. et al. Dimension stability of seven elastomeric impression materials immersed in disinfectants. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 76, n. 1, p. 8-14, July 1996.

VIZCAÍNO-ALCAIDE, M. J.; HERRUZO-CABRERA, R.; FERNANDEZ-ACEÑERO, M. J. Comparison of the disinfectant efficacy of Perasafe and 2% glutaraldehyde *in vitro* tests. **Journal of Hospital Infection**, New York, v. 53, n. 2, p. 124-128, 2003.

WADHWANI, C. P. K. et al. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Augusta, v. 93, n. 6, p. 530-539, June 2005.

WALKER, M. P. et al. Surface Quality and Long-term Dimensional Stability of Current Elastomeric Impression Materials after Disinfection. **Journal of Prosthodontics**, Philadelphia, v. 16, n. 5, p. 343-351, Sept./Oct. 2007.

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial desta obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Frederico Emygdio Cabral de Vasconcellos

Taubaté, junho de 2008.

