

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE - FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PPG - MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

**Jaiane Bandoli Monteiro**

**AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE  
QUATRO SILICONAS POR CONDENSAÇÃO ATRAVÉS  
DA MEDIÇÃO TRIDIMENSIONAL POR COORDENADAS**

Juiz de Fora

2015

**JAIANE BANDOLI MONTEIRO**

**AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE  
QUATRO SILICONAS POR CONDENSAÇÃO ATRAVÉS  
DA MEDIÇÃO TRIDIMENSIONAL POR COORDENADAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica

**Orientador: Prof. Dr. Henrique Duque de Miranda Chaves Netto  
Co-orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ivone de Oliveira Salgado**

Juiz de Fora

2015

Ficha catalográfica elaborada através do Programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Monteiro, Jaiane Bandoli

Avaliação da alteração dimensional de quatro siliconas por condensação através da medição tridimensional por coordenadas / Jaiane Bandoli Monteiro. -- 2015.

72 p. : il.

Orientador: Henrique Duque de Miranda Chaves Netto

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, 2015.

1. Materiais Dentários. 2. Materiais para Moldagem Odontológica. 3. Elastômeros de Silicone. 4. Precisão da Medição Dimensional. I. Duque de Miranda Chaves Netto, Henrique, orient. II. Título.

JAIANE BANDOLI MONTEIRO

AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE QUATRO SILICONAS  
POR CONDENSAÇÃO ATRAVÉS DA MEDIÇÃO TRIDIMENSIONAL POR  
COORDENADAS

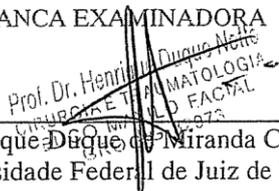
ORIENTADOR: Prof. Dr. Henrique Duque de Miranda Chaves Netto

CO-ORIENTADORA: Ivone de Oliveira Salgado

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da  
Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos (parcial) para obtenção  
do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Aprovado em 30/04/2015

BANCA EXAMINADORA

  
Prof. Dr. Henrique Duque de Miranda Chaves Netto  
Universidade Federal de Juiz de Fora

  
Prof. Dr. Ivone de Oliveira Salgado  
Universidade Federal de Juiz de Fora

  
Prof. Dr. Jalon de Moraes Vieira  
Instituto Federal de Ciência, Tecnologia e Educação do Sudeste de Minas Gerais –  
Campus Juiz de Fora

  
Prof. Dr. Milene de Oliveira  
Universidade Federal de Juiz de Fora

## **DEDICATÓRIA**

Dedico aos meus pais, Jairo e Nirlene e aos meus irmãos, Jarlene e Járlei.  
Vocês são a minha vida e tudo o que eu faço é por vocês.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, por toda a força, saúde e fé durante esse período.

À Universidade Federal de Juiz de Fora, em nome do Magnífico Reitor Prof. Dr. Júlio Maria Fonseca Chebli.

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), pelo auxílio financeiro para o desenvolvimento desse projeto.

À Faculdade de Odontologia, em nome da Diretora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria das Graças Afonso Miranda Chaves.

Ao Coordenador do Curso de Pós-Graduação Mestrado em Clínica Odontológica, Prof. Dr. Antônio Márcio Resende do Carmo.

Ao Instituto Federal de Educação, Ciências e Tecnologia do Sudeste de Minas Gerais, Câmpus Juiz de Fora, em nome do Prof. Dr. Jalon de Moraes Vieira e Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Sara Del Vecchio, pela permissão do uso da Máquina de Medição por Coordenadas.

À orientadora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ivone de Oliveira Salgado, por permitir o cumprimento dessa meta.

Ao Prof. Renato Cilli, pela amizade, apoio e confiança que me proporcionou durante as aulas laboratoriais.

Ao aluno do curso de Engenharia Mecatrônica do Instituto Federal de Educação, Ciências e Tecnologia do Sudeste de Minas Gerais, Câmpus Juiz de Fora, Luís Paulo Vasconcelos de Castro Leite, por contribuir de forma significativa para a realização da pesquisa laboratorial. Obrigada pela atenção, pela paciência e boa vontade.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Isabel Cristina Gonçalves Leite, pela disponibilidade e boa vontade para me explicar a estatística do trabalho.

À minha mãe, Nirlene, meu porto seguro, meu exemplo de vida, minha paixão. Obrigada pela sua paciência, pela sua preocupação, pelas suas simples palavras quando eu mais precisei e por nunca medir esforços para realizar os meus sonhos.

Ao meu pai, Jairo, pelos ensinamentos e por me mostrar que o caminho do sucesso depende somente da coragem e da boa vontade de cada um de nós. São as nossas escolhas que nos tornam felizes.

À minha irmã, Jarlene, minha melhor amiga, minha companheira, minha vida, porque você é e sempre será a melhor.

Ao meu irmão, Járlei, meu anjo da guarda, meu protetor, saudades eternas.

Ao meu namorado, Ricardo, pela atenção, companheirismo e por me apoiar em todas as minhas escolhas. Obrigada! Você foi e é uma peça fundamental na minha vida.

Aos meus amigos Maria de Consolação e Edson, pelo apoio, incentivo e pelo carinho durante todo esse percurso.

Às minhas amigas do curso de Mestrado em Clínica Odontológica, Lívia Salgado, Mariana Rocha Nadaes, Virgínia Alves Manso e Thaiana Cunha Damaceno, pelo apoio e companheirismo.

Aos meus familiares e aos meus amigos da Faculdade de Odontologia, por acreditarem em mim e estarem ao meu lado quando mais precisei, em especial Cláudia Medeiros, Jane Vanelli e Isadora Santos.

E a todos, que direta ou indiretamente contribuíram para essa conquista, muito obrigada.

MONTEIRO, J. B. **Avaliação da alteração dimensional de quatro siliconas por condensação através da medição tridimensional por coordenadas.** Juiz de Fora (MG), 2015. 72f. Apresentação de Dissertação (Curso de Pós-Graduação stricto sensu – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora (MG).

## RESUMO

O objetivo foi avaliar a alteração dimensional dos moldes de silicona por condensação imediatamente, 30min, 1h e 7 dias após a moldagem, com o auxílio da máquina de medição tridimensional por coordenadas. Os grupos foram divididos em: G1: Speedex Putty/Speedex Light Body (Coltene/Vigodent AS Indústria e Comércio), G2: Optosil P Plus/Xantopren L Blue (Heraeus Kulzer GmbH), G3: Zetaplus Putty/Oranwash L (Zhermack SpA) e G4: Precise SX (Dentsply Indústria e Comércio Ltda). Para a obtenção das 80 medições dos 4 materiais (n=20), foi usado um dispositivo composto por uma moldeira perfurada e uma outra parte com 3 edentações pré-estabelecidas. Para a avaliação dimensional, a máquina Crysta-Plus M 574 (Mitutoyo) realizou cada medida 3 vezes nos tempos estabelecidos e obteve-se a média aritmética. A média final das 4 distâncias I, II, III e IV do dispositivo edentado foi novamente aplicada. A análise estatística foi realizada com o teste de Kolmogorov-Smirnov que rejeitou a hipótese nula de distribuição assimétrica. Posteriormente, foi feita a ANOVA para comparar os 4 materiais simultaneamente e o teste paramétrico t de Student para comparar os materiais 2 a 2. O nível de significância global foi de  $p \leq 0,05$ . A maior contração linear foi observada na Speedex, mas não foi significativa ( $p=0,08$ ). A Zetaplus Putty/Oranwash L parece ser a mais estável ( $p=0,99$ ), mas não foi significativa. Não houve diferença estatisticamente significativa entre nenhuma silicona por condensação quando comparadas simultaneamente nos 4 tempos ou quando comparadas 2 a 2, à exceção, Precise SX e a Speedex ( $p=0,05$ ) no tempo T3. Todas as siliconas por condensação testadas apresentam alteração dimensional clinicamente aceitável e podem ser vazadas imediatamente, 30min, 1h e 7 dias após a moldagem.

Palavras-chave: Materiais Dentários. Materiais para Moldagem Odontológica. Elastômeros de silicone. Precisão da Medição Dimensional.

MONTEIRO, J. B. ***Evaluation of dimensional change of four condensation silicones by three dimensional coordinate measuring***. Juiz de Fora (MG), 2015. 72f. Apresentação de Dissertação (Curso de Pós-Graduação stricto sensu – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora (MG).

## **ABSTRACT**

*The purpose was to evaluate the dimensional changes of condensation silicone impressions by immediately, 30min, 1h and 7 days after impression, with the help of threedimensional measuring coordinate machine. The groups were divided in: G1: Speedex Putty/Speedex Light Body (Coltène/Vigodent S/A Ind and Com), G2: Optosil P Plus/Xantopren L Blue (Heraeus Kulzer GmbH), G3: Zetaplus Putty/Oranwash L (Zhermack SpA) and G4: Precise SX (Dentsply Ind and Com Ltda). To obtain 80 measurements of 4 material (n=20) was used a device consisting of a perforated tray and one another part with 3 pre-established indentations. For dimensional evaluation, the Crysta-Plus M574 machine (Mitutoyo) held each measurement 3 times at the established times and obtained the arithmetic mean. The final average of the 4 distances of I, II, III and IV the edentulous device was again applied. Statistical analysis was performed using the Kolmogorov-Smirnov test to reject the null hypothesis of asymmetric distribution. Subsequently, ANOVA was performed to compare the four materials simultaneously and Student's t parametric test to compare the 2 by 2 materials. The overall significance level of  $p \leq 0,05$ . The higher linear contraction was observed in Speedex, but was not significant ( $p=0,08$ ). The Zetaplus Putty/Oranwash L seems to be more stable ( $p=0,99$ ) but was not significant. There was no significant difference between any silicone condensation compared simultaneously in 4 times or compared 2 by 2, except, Precise SX and Speedex ( $p=0,05$ ) in T3 time. All tested condensation silicones exhibit clinically acceptable dimensional change and can be leaked immediately, 30min, 1h and 7 days after impression.*

**Keywords:** *Dental Materials. Dental Impression Materials. Silicone Elastomers. Dimensional Measurement Accuracy.*

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Moldeira perfurada (A), haste parafusada (B) e marcação (C)	46
Figura 2	Dimensões equivalentes à moldeira perfurada e localização dos dois orifícios de inserção dos pinos guias	47
Figura 3	Haste da moldeira perfurada e suas dimensões	47
Figura 4	Dispositivo com 3 edentações (A), 2 batentes laterais (B) e com 1 pino guia (C) em cada batente	48
Figura 5	Dispositivo com edentações, espaço entre as edentações, batente, pinos guias e suas dimensões	48
Figura 6	Representação esquemática das medidas I, II, III e IV obtidas no molde	49
Figura 7	Proporção dispensada sobre a placa de vidro de 50mm de pasta leve e 50mm de pasta catalisadora da silicona por condensação Speedex	52
Figura 8	Manipulação da pasta leve e do catalisador da silicona por condensação Speedex	52
Figura 9	Utilização de uma colher medidora de pasta densa e porção de catalisador referente ao diâmetro marcado do formato da colher medidora da silicona por condensação Speedex	52
Figura 10	Manipulação da pasta pesada e do catalisador da silicona por condensação Speedex	52
Figura 11	Técnica de passo único, com a inserção da pasta pesada seguida da pasta leve na moldeira metálica perfurada	52
Figura 12	Dispositivo com as edentações e os pinos guias sendo inserido e adaptado à moldeira	52
Figura 13	MMC Crysta-Plus M574 e programa computacional MCOSMOS-1 versão 2.4	53
Figura 14	Programa MCOSMOS-1 (Geopak)	53
Figura 15	Sistema de trava dos eixos X, Y e Z	54
Figura 16	Manípulo com sistema de força constante, apalpador eletrônico e ponta calibradora de zircônia	55

Figura 17	Apalpador eletrônico e molde usado para as medições	55
Figura 18	Representação esquemática do molde e das coordenadas “X” e “Y” representadas por setas. No eixo “Y”, observa-se a seta com 3 pontos equidistantes, aonde a ponta apalpadora contactou. As medidas foram obtidas a partir das setas no eixo “X”	56

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Descrição das siliconas por condensação, nome comercial, fabricante, consistência das pastas, tempo de mistura e tempo de presa, lote e data de validade	50
Tabela 2	Descrição da temperatura ambiente de armazenamento das siliconas por condensação e o tempo de vazamento recomendado e/ou estabilidade dimensional	50
Tabela 3	Média em milímetros das medições das siliconas por condensação testadas e nos diferentes tempos estabelecidos	57
Tabela 4	Porcentagem de todas as siliconas em relação ao tempo T0	58
Tabela 5	Comparação simultânea entre as 4 marcas de silicona por condensação nos 4 tempos	58
Tabela 6	Comparação entre as médias, desvio padrão e p valor de cada grupo baseado nas 4 variáveis (impressões com as siliconas por condensação) e os 4 tempos de medição	59
Tabela 7	Comparação entre as siliconas por condensação nos tempos T0, T1, T2 e T3	61

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Esquema da alteração dimensional em milímetros dos 4 materiais de moldagem em relação ao tempo	59
-----------	--	----

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA	<i>American Dental Association</i>
ANOVA	Análise de variância
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
CD	Cirurgião(ões)-Dentista(s)
CEREC	<i>Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics</i>
Dr.	Doutor
Dr <sup>a</sup> .	Doutora
Fig.	Figura(s)
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
IV	Quatro
V	Cinco
MMC	Máquina Manual de Medição Tridimensional por Coordenadas
n	Número de corpo(s) de prova ou espécime por grupo
n <sup>o</sup>	Número
PPF	Prótese(s) Parcial(ais) Fixa(s)
Prof.	Professor
Prof <sup>a</sup> .	Professora
SPSS	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
TC	Tomografia Computadorizada
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
3D	Tridimensional

## LISTA DE SÍMBOLOS

%	Por cento
±	Mais ou menos
-	Menos
≥	Maior ou igual
≤	Menor ou igual
®	Marca registrada
°C	Graus Celsius
μ	Micro
'	Apóstrofo - minuto(s)
”	Apóstrofo - segundo(s)
h	Horas
kg	Quilograma
min	Minuto
mm	Milímetro
μm	Micrometro
s	Segundo

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>16</b>
<b>2 PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>18</b>
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>19</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>46</b>
<b>4.1 METODOLOGIA</b> .....	<b>46</b>
<b>4.2 METODOLOGIA ESTATÍSTICA</b> .....	<b>56</b>
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>57</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>60</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>67</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>68</b>
<b>ANEXOS</b> .....	<b>72</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O sucesso da Odontologia reabilitadora depende em grande parte da precisão dimensional e da reprodução dos detalhes das impressões feitas com materiais de moldagem e dos seus modelos correspondentes (HAMALIAN, NASR e CHIDIAC, 2011).

O conhecimento dos diferentes materiais de moldagem utilizados em Odontologia, suas respectivas propriedades, composição, vantagens e desvantagens é necessário para que se possa evitar erros clinicamente relevantes (TORASSIAN et al., 2010; HAMALIAN, NASR e CHIDIAC, 2011; VITTI et al., 2013).

A silicona por condensação é frequentemente utilizada na clínica odontológica (SILVA e SALVADOR, 2004; LOPES, DE CEZERO e SUZUKI, 2006) e dentre os materiais de moldagem, os elastômeros se destacam por serem capazes de fornecer moldes com exatidão clínica aceitável (ANTUNES, MATSUMOTO e PANZERI, 1997).

A silicona por condensação apresenta uma estabilidade dimensional clinicamente satisfatória por um curto período de tempo após a moldagem (SILVA e SALVADOR, 2004; LOPES, DE CEZERO e SUZUKI, 2006; DE CESERO et al., 2013), o que significa que o vazamento em gesso pode ser realizado sem problemas de distorção após 3 dias da realização da moldagem (DE CESERO et al., 2013).

As técnicas de impressão empregadas, bem como suas propriedades e implicações clínicas, são variáveis que influenciam fortemente na precisão da moldagem (LUTHARDT et al., 2006; FARIA et al., 2008; TORASSIAN et al., 2010; HAMALIAN, NASR e CHIDIAC, 2011). Essa precisão decorre principalmente em função do tempo de armazenamento e da presença de umidade (CHANDRAN et al., 2010).

As alterações dimensionais que ocorrem na silicona por condensação podem dificultar o assentamento adequado das peças protéticas indiretas, em que a precisão das dimensões do molde e do modelo é de extrema importância (KALANTARI, MALEKZADEH e EMANI, 2014).

Para a avaliação das medidas geométricas e da alteração dimensional de tais moldes e modelos pode ser utilizada a máquina de medição por coordenadas (MMC) (BRUSCO et al., 2007).

Para o sucesso clínico dos procedimentos odontológicos, que dependem de reproduções fiéis das estruturas bucais, é de suma importância identificar se as alterações dimensionais ocorrem em razão do material de moldagem e do seu tempo de vazamento.

## **2 PROPOSIÇÃO**

Avaliar a alteração dimensional de moldes de 4 siliconas por condensação, imediatamente após a moldagem, 30min, 1h e 7 dias após, com o auxílio da Máquina de Medição Tridimensional por Coordenadas.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

Ciesco et al. (1981) compararam a estabilidade dimensional dos materiais de moldagem elastoméricos em diferentes intervalos de tempo. Foram utilizados 4 materiais de moldagem de consistência fluida e um de consistência moderada: 2 polissulfetos, 1 silicona por condensação, 1 silicona por adição e 1 poliéter. De acordo com a especificação nº 19 da ADA (*American Dental Association*), foi utilizado um dispositivo redondo de aço inoxidável para comparar as amostras em temperatura ambiente e na presença de umidade. Todos os materiais foram misturados de acordo com as instruções dos fabricantes, colocados no modelo e sobre ele, foi colocado um pedaço de papel celofane. Após pressionar o conjunto com uma placa de vidro, houve o extravasamento do excesso de material. Durante a polimerização, o conjunto molde e modelo foi mantido imerso em água deionizada numa temperatura de 32°C e posteriormente, armazenado numa temperatura ambiente de 22°C e umidade relativa de 59%. As leituras de 5 amostras de cada material foram feitas com um microscópio Gaertner com resolução de 0,01mm e ampliação de 32 vezes após a remoção imediata do banho, após 1h, 24h, 48h, 72h e 1 semana. Os dados foram analisados estatisticamente pelo teste t, com nível de significância de 0,05. O polissulfeto e o poliéter foram os mais precisos na primeira hora. Ocorreu uma distorção crescente de polissulfetos após à remoção do banho maria, no entanto, não houve diferença significativa entre os outros materiais. Durante as primeiras 24h, todos os materiais apresentaram uma estabilidade dimensional comparável, à exceção a silicona por condensação, a qual apresentou uma alteração dimensional linear indesejável, o que significa a presença do fenômeno de polimerização, com uma possível perda de constituintes voláteis, como o álcool. Concluíram que as variáveis ambientais também apresentaram uma grande influência sobre a estabilidade dimensional dos materiais e que os polissulfetos e as siliconas por condensação apresentaram uma precisão dimensional inferior ao poliéter e à silicona por adição.

Idris, Houston e Claffey (1995) compararam a precisão dimensional de duas técnicas de moldagem com silicona por adição. Foi utilizado um modelo mestre composto de 3 dentes pilares do tipo coroa total. O material de impressão à base de silicona por adição utilizado foi President® (Coltene). As impressões foram realizadas com moldeiras metálicas perfuradas e para que o posicionamento fosse na mesma

direção, foram utilizados dispositivos de resina acrílica autopolimerizável posicionados sobre o modelo mestre. Para cada técnica, foram feitas 15 impressões do modelo mestre utilizando uma base de aço inoxidável com três pilares cônicos anexados. Todos os materiais foram misturados em proporções padronizadas de acordo com as recomendações do fabricante. Todas as impressões foram armazenadas à temperatura ambiente de 25°C por 1h e vazadas em gesso pedra melhorado tipo IV Suprastone® (Kerr). Após 1h, os modelos foram separados das impressões e cortados mecanicamente. Um molde metálico plano foi construído de modo a assegurar que cada modelo de gesso fosse cortado para que a superfície superior plana ficasse paralela à superfície inferior, como no modelo mestre. Todas as medidas foram analisadas em microscópio TM 300® (Mitutoyo), com resolução de 0,001mm. Para uma maior precisão, a distância linear entre dois pontos foi medida 10 vezes. Para a análise estatística, a ANOVA e t de Student foram realizados. As distâncias entre os pilares aumentaram ligeiramente, enquanto que entre os pilares com retenções diminuíram em comparação com o modelo mestre, para ambas as técnicas, mas as diferenças na precisão entre as técnicas não foram significantes. Da mesma forma, nenhuma das duas técnicas dificulta o ajuste das peças fundidas assim como no modelo mestre. As técnicas de um e de dois passos foram suficientemente precisas, assim como o material de silicona por adição, para a fabricação de peças fundidas individuais e próteses parciais fixas (PPF).

Antunes, Matsumoto e Panzeri (1997) avaliaram 3 sistemas diferentes de materiais de moldagem elastoméricos em relação à sua capacidade de cópia: polissulfeto Permlastic® (Kerr); siliconas por condensação Optosil-Xantopren® (Bayer) e da 3M e siliconas por adição Extrude® (Kerr); Imprint 2:5® (3M) e Express® (3M). Um manequim odontológico com dentes naturais foi usado para a instalação de uma PPF convencional de 3 elementos com preparos para receber uma coroa total metálica no dente 47 e uma coroa metalocerâmica no dente 45 (modelo mestre). As moldagens foram realizadas criteriosamente, seguindo as instruções dos fabricantes. Para o polissulfeto e as siliconas por adição, foram utilizadas moldeiras individuais de resina acrílica e para as siliconas por condensação, foram empregadas moldeiras de estoque de alumínio parciais e perfuradas. Um total de 30 moldes foi obtido (n=5), todos foram vazados com gesso pedra tipo IV e cortados para a obtenção de modelos troquelizados. A partir da confecção de PPF, fundidas em liga de níquel-cromo Durabond® (MS), obtiveram-se réplicas tridimensionais do espaço entre a restauração

e o preparo cavitário com uma pasta leve da silicona por condensação Xantopren® (Bayer), semelhante a um filme de elastômero e sobre ele uma resina acrílica autopolimerizável foi vazada. O conjunto filme de elastômero e resina acrílica foi removido. Os corpos de prova foram recortados e avaliados microscopicamente, sob um aumento de 32 vezes e foi utilizada uma régua milimetrada para efetuar a medição e registrar essa medida através de fotografias. Para a medição dos corpos de prova, 3 pontos oclusais, 3 vestibulares e 3 linguais foram selecionados, obtendo-se 9 medidas. Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística. O polissulfeto apresentou os menores valores de discrepância em relação a sua capacidade de cópia, seguido do Extrude®, Optosil-Xantopren®, Express®, silicona por condensação da 3M® e ImPrint 2:5. Não foram observadas diferenças significantes entre as siliconas por adição e por condensação. As maiores diferenças encontradas foram entre a silicona por adição Imprint 2:5® e a silicona por condensação da 3M®. Concluíram que todos os outros materiais foram capazes de fornecer moldes com exatidão clínica aceitável e que a observação do espaço interno de uma restauração protética leva a uma melhora no seu assentamento e na sua adaptação marginal.

Ceyhan, Johnson e Lepe (2003) compararam o efeito da viscosidade do material na moldeira e o tipo de moldeira duplo arco com a precisão do vazamento das impressões. As impressões foram feitas no modelo de uma hemiarcada direita, contendo uma coroa padrão de aço inoxidável de um pré-molar preparado. As variáveis avaliadas foram: o tipo de moldeira duplo arco, a viscosidade e a técnica utilizada do material de impressão. Foram realizadas 80 impressões (n=10). Uma moldeira de plástico Triple Tray® (Premier Produtos Dental) e uma de metal COE Impression Tray® (GC America) foram testadas, além de 2 diferentes viscosidades de siliconas por adição Aquasil Rigid® (Dentsply) e Aquasil Monophase® (Dentsply). A técnica de duas etapas foi empregada e os materiais de baixa viscosidade foram misturados simultaneamente. Com uma seringa, os materiais foram injetados ao redor e sobre o padrão de aço inoxidável e um peso de 1,5kg foi colocado sobre o conjunto por 12min. As impressões foram lavadas em água corrente por 10s, vazadas com gesso tipo IV Fuji-Rock® (GC America). Todos os modelos foram deixados por 24h em temperatura ambiente, seccionados e colocados numa posição fixa reproduzível para a microscopia de medição. As dimensões vestibulo-lingual, mesiodistal e oclusogengival de cada modelo foram avaliadas por 3 vezes. A resolução para medir o padrão foi de 0,001mm. A análise estatística foi realizada através de ANOVA, com

nível de significância de 0,05. Todas as interações entre os produtos não foram significantes e houve uma diferença significativa para o tipo e a viscosidade do material de impressão utilizados. O uso de um material rígido de impressão resultou em modelos de gesso que eram significativamente menores do que o modelo padrão em uma dimensão vestibulo-lingual e mais alto numa dimensão oclusogengival. Na dimensão mesiodistal, quando foi utilizado um material com moldagem em uma etapa e a moldeira metálica, os modelos de gesso apresentaram diferença estatisticamente maior do que os gerados a partir das moldeiras plásticas. Concluíram que os materiais de moldagem rígidos podem ser recomendados para uso em moldeiras duplo arco. No entanto, a magnitude das diferenças geralmente não foi significativa, pois ela poderia ser compensada com um alívio confeccionado no material.

Chen, Liang e Chen (2004) avaliaram os diferentes materiais de moldagem, os diferentes tempos de armazenamento e a proporção de carga inorgânica na precisão e na estabilidade dos materiais de moldagem. Os materiais utilizados foram 3 hidrocolóides irreversíveis: Algijace Z<sup>®</sup> (Sankin Kogyo KK), Cavex<sup>®</sup> (Cavex) e Jeltrate<sup>®</sup> (Dentsply); 4 siliconas por adição: Aquasil LV<sup>®</sup> (GC América), Exaflex regular<sup>®</sup> (GC America), Express<sup>®</sup> (3M Dental) e Rapid Liner<sup>®</sup> (Coltene), 1 silicona por condensação Coltex<sup>®</sup> (Coltene) e 2 siliconas experimentais KE106A<sup>®</sup> e KE106B<sup>®</sup> (Shinetu Chemical). Dez amostras de cada material foram preparadas no modelo de aço inoxidável de um dente com preparo para coroa total com um diâmetro de 9mm, com altura de 10mm e com um bisel para produzir uma superfície oclusal de 8mm de diâmetro. Após a realização das impressões, o gesso pedra especial MG Crystal rock<sup>®</sup> (Maruishi Gypsum) foi imediatamente vazado nas impressões de hidrocolóide irreversível, 30min para as impressões de silicona que foram destacadas da base após 1h, vazadas e armazenadas em uma caixa por 24h e para as siliconas experimentais, o gesso foi vazado após 1h. Os diâmetros das superfícies oclusais das matrizes de metal e do gesso pedra foram determinados a partir de fotografias das superfícies oclusais tiradas com uma escala do metal, usando uma câmera digital. As fotos foram medidas, usando um sistema de integração de fotomicrografia digitalizada Photomicrograph para calcular qualquer discrepância. A análise estatística foi realizada com a ANOVA e o teste de Bonferroni. Houve um efeito de interação entre os materiais de impressão e o tempo de armazenamento sobre a precisão dos materiais. Os 2 materiais Aquasil<sup>®</sup> e Exaflex<sup>®</sup> apresentaram maior precisão e estabilidade. O material experimental KE106A<sup>®</sup> e o hidrocolóide irreversível Cavex<sup>®</sup>

apresentaram as menores precisões. Os materiais Cavex® e Jeltrate® foram os que tiveram uma diminuição significativa com o tempo de armazenamento. Quando o KE106A® teve uma baixa proporção de enchimento, houve uma maior discrepância dimensional em comparação com o mesmo material com uma maior proporção de KE106B®. Concluíram que: as precisões variaram entre os 10 materiais de moldagem ao longo de três tempos; que os materiais de silicona por adição foram os mais precisos e estáveis; que a discrepância dimensional dos hidrocolóides irreversíveis aumentou com o tempo de armazenamento e que o aumento do componente de carga pode aumentar a precisão dimensional.

Shah et al. (2004) compararam a precisão da moldagem com um poliéter e uma silicona por adição, usando uma técnica de medição tridimensional com sobreposição de imagens. O modelo mestre era composto pelo segundo pré-molar esquerdo, pelo primeiro e pelo segundo molar permanente, feitos em acrílico, sendo que o primeiro molar permanente foi preparado para receber uma coroa metalocerâmica. A superfície oclusal da preparação da coroa foi medida nas coordenadas “X” e “Y” e a altura da preparação na coordenada “Z”. Um total de 20 impressões de uma arca dentária (n=10) foram realizadas com o poliéter Impregum® (3M ESPE) e com a silicona por adição President® (Coltene). As impressões foram feitas com moldeiras de estoque Polytray® (Dentsply), posicionadas de forma personalizada por 5min, permaneceram em repouso por 1h e foram vazadas com gesso pedra Orthodontic Stone® (Whip Mix Gypsums). Os dados do modelo mestre e dos moldes foram digitalizados com um *scanner* a laser sem contato RealScan USB Model 200® (3D Corp Model Digital 100) e as imagens tridimensionais foram processadas e sobrepostas por um programa computacional de visualização 3D Surf Scan® (Scansurf 3D Digital) para a obtenção de uma réplica entre as duas superfícies das imagens analisadas. A análise estatística foi realizada através do teste de Shapiro-Francia e o teste t de Student, com nível de significância de 0,05. A diferença média entre o modelo mestre e a réplica de gesso pedra feito com o Impregum® foi de 0,072mm e feito com silicona por adição foi de 0,097mm, ambas não foram estatisticamente significantes. Concluíram que ambos os materiais de moldagem são altamente precisos e os digitalizadores tridimensionais são rápidos e padronizados para a utilização na análise tridimensional de materiais odontológicos.

Silva e Salvador (2004) avaliaram a estabilidade dimensional da silicona por condensação após a imersão em soluções desinfetantes por 10min e 20min,

relacionando a importância da biossegurança no manuseio destes materiais. Foram obtidas 50 moldagens com silicona por condensação Optosil® Comfort e Xantopren® VL Plus (Heraeus Kulzer) com auxílio de um dispositivo metálico composto por uma base com 3 marcações na superfície e uma moldeira perfurada. Os materiais de moldagem pesado e leve foram dispensados e manipulados em uma única etapa, seguindo as instruções do fabricante. A moldeira foi posicionada na base e pressionada contra o material até ocorrer o encaixe das peças. Um peso de 1kg foi mantido sobre o conjunto por 7min até ocorrer a completa polimerização. Após este período, a moldeira foi separada da base, ambas foram lavadas em água corrente por 15s e posteriormente, secas. Os moldes foram submetidos à medição imediata 10 e 20min após a manutenção na mesa sem imersão em qualquer solução (grupo controle) e com imersão por 10min e 20min em solução de hipoclorito de sódio a 1% solução de Milton® (Miyako) e em solução de glutaraldeído a 2% Glutaron II® (Rioquímica). As amostras foram lavadas por mais 15s em água e secas. A distância entre os diferentes pontos foi medida três vezes e a média foi tomada como referência, indicando as alterações dimensionais lineares em áreas centrais e periféricas. Um microscópio óptico digital (Mitutoyo) com ampliação de 20 vezes e com resolução de 0,001mm foi usado para a realização das medições. Os dados sobre a estabilidade dimensional foram submetidos à ANOVA. As diferenças nas dimensões lineares da silicona por condensação não foram estatisticamente significantes após sua imersão em solução de hipoclorito de sódio a 1% e glutaraldeído a 2% por até 20min, indicando que é dimensionalmente estável por um curto período de tempo após a moldagem e que as soluções podem ser seguramente empregadas na desinfecção de moldes durante os procedimentos para a redução dos riscos de contaminação no ambiente clínico e laboratorial.

Lopes, De Cezero e Suzuki (2006) pesquisaram a influência do tempo de vazamento na estabilidade dimensional de 2 siliconas por condensação. Foi elaborado um modelo padrão metálico com 2 cilindros de diferentes diâmetros e com a mesma altura para a obtenção de 36 moldes. A técnica de moldagem empregada foi a de duas etapas, com um alívio uniforme de 1mm nas moldeiras metálicas padronizadas, retentivas e com guias de inserção. A moldagem foi realizada conforme as recomendações dos fabricantes e os moldes foram mantidos em temperatura ambiente. Posteriormente, foram divididos em 6 grupos (n=6): Zetaplus® (Zermach) e Speedex® (Vigodent), vazados nos tempos de 30min, 36h e 72h, utilizando gesso tipo

IV através do processo de espatulação mecânica a vácuo. As medições dos modelos de gesso foram realizadas em 3 áreas distintas de cada cilindro (altura cérvico-oclusal, diâmetros mesiodistal e vestibulolingual) e entre a distância dessas áreas. Um aparelho de medição tridimensional por coordenadas Zeiss UMC 850<sup>®</sup> com resolução de 0,002mm foi empregado para as medições dos modelos de gesso. As médias foram submetidas a análise descritiva e ANOVA. O material Speedex<sup>®</sup> apresentou uma diferença significativamente menor do que o Zetaplus<sup>®</sup> na altura do cilindro de menor diâmetro e na distância entre eles e não houve diferença nas demais áreas mensuradas para as 2 siliconas por condensação. As dimensões dos modelos de gesso não apresentaram diferenças significantes quando comparadas com as dimensões do modelo padrão metálico nos diferentes tempos de vazamento. Concluíram que as 2 siliconas por condensação apresentaram estabilidade dimensional nos 3 tempos de vazamento.

Luthardt et al. (2006) desenvolveram e avaliaram um procedimento para a análise qualitativa da precisão tridimensional de impressões feitas com diferentes materiais de moldagem. Os dentes dos 48 pacientes randomizados foram preparados para receber coroas totais. As moldagens foram realizadas com moldeiras de estoque. Os elastômeros e as técnicas utilizadas foram: com um poliéter Impregum Penta<sup>®</sup> (3M ESPE) numa única etapa, com 2 siliconas por adição Dimension Penta H<sup>®</sup> (3M ESPE) e Dimension Garant L<sup>®</sup> (3M ESPE) numa única etapa e com 2 siliconas por adição Dimension Penta H Quick<sup>®</sup> (3M ESPE) e Dimension Garant L Quick<sup>®</sup> (3M ESPE) em 2 etapas de moldagem. O gesso pedra tipo IV esthetic-rock<sup>®</sup> (Dentona Dental GmbH) foi usado para a obtenção dos modelos de estudos, que foram digitalizados com um sistema de digitalização óptica de alta resolução 97 ODKM<sup>®</sup> (IVB GmbH) no período de 24h a 48h após a sua preparação. Os pontos obtidos nos modelos foram sobrepostos e analisados para cada paciente e os desvios entre eles foram medidos com o programa computacional Argus e processados pelo Surface<sup>®</sup> (Imageware Inc.). As margens dos preparos e a superfície oclusal foram determinadas como referência de acordo com as áreas de representação com código de cores. A estatística para analisar qualitativamente a precisão das técnicas de moldagem foi realizada com o teste de Tukey, com nível de significância de 0,05. Os desvios médios positivos e negativos entre as superfícies de referência e as nuvens de pontos subjacentes aos dentes preparados foram 4 $\mu$ m e -4 $\mu$ m e os desvios médios máximos foram de 34 $\mu$ m e -37 $\mu$ m, que ocorreram principalmente nas faces distovestibular e vestibular. A

técnica de moldagem de uma etapa conferiu uma reprodução ampliada dos dentes preparados em comparação com a de 2 etapas, que reproduziu dentes menores. Concluíram que a posição da margem do preparo é um problema durante a moldagem clínica e que as técnicas são as variáveis de maior influência.

Brusco et al. (2007) apresentaram uma técnica automática de modelagem tridimensional e realizaram uma validação metrológica de modelos de gesso odontológicos. Foi criada uma técnica virtual em que o gesso pedra poderia ser substituído por modelos tridimensionais para resolver o problema de armazenamento e de acesso, permitindo aos Cirurgiões-Dentistas (CD) a utilização de novas ferramentas computacionais. O método de substituição na modelagem tridimensional é o mais utilizado para a avaliação do desempenho de medição, com o emprego de um sistema óptico tridimensional que captura imagens individuais dos modelos de gesso. As medidas repetidas são observadas em uma câmera óptica calibrada e os resultados são comparados com os dados de calibração para analisar o erro nos modelos. Esse sistema usa um objeto de referência para comparar as medidas com outro objeto, observando somente limites superiores, uma vez que requer a construção de modelos tridimensionais com um maior número de exames. Os principais erros nos modelos tridimensionais são devidos à aquisição, ao registro automático durante a digitalização, ao desalinhamento dos modelos e ao procedimento de tornar uma superfície em um conjunto de nuvens de pontos. Outro sistema de medição de referência usado é a MMC, que pode ser usada para avaliar a precisão das medições geométricas, incluindo as superfícies de forma livre em um contexto específico, como os modelos de gesso. A validação automática metrológica dos modelos de gesso está relacionada à presença dos pontos verdadeiros correspondentes aos modelos tridimensionais. Esses procedimentos são indicados para eliminar erros dos profissionais, permitir que pessoas sem formação em engenharia possam fazer modelos tridimensionais em diferentes situações e reduzir os custos de modelagem.

Faria et al. (2008) compararam a precisão dimensional de diferentes materiais de moldagem utilizados para PPF. Os materiais de moldagem utilizados foram: um hidrocolóide irreversível Jeltrate® (Dentsply), um polissufeto Coe-Flex® (GC America), um poliéter Impregum® (3M ESPE), uma silicona por condensação Silon® (Dentsply) e uma silicona por adição Aquasil LV® (Dentsply). Uma hemiarcada inferior direita parcialmente desdentada com preparos para coroa total do primeiro pré-molar e do

primeiro molar foi fundida em liga de cobre-cobalto para representar o modelo mestre. Para realizar as impressões, as moldeiras perfuradas foram fabricadas com resina acrílica autopolimerizável e um guia para sua inserção e remoção foi padronizado. Foram feitas 5 impressões de cada material. Para as siliconas, foram utilizadas duas técnicas de moldagem: de uma e de duas etapas. Os moldes foram vazados em gesso pedra Durone IV® (Dentsply) e após 1h, foram separados das impressões. Para determinar a precisão dos materiais de moldagem, as fotografias do modelo mestre e dos modelos de gesso pedra foram feitas usando uma câmera digital, juntamente com um paquímetro (Mitutoyo) com resolução de 1mm. Posteriormente, o programa computacional Image Tool mediu a distância entre as bordas das preparações dos dentes. Três medidas foram feitas para cada imagem e os dados foram submetidos à ANOVA e ao teste complementar de Duncan, com nível de significância de 0,05. Houve diferença significativa entre o modelo mestre e os modelos de gesso obtidos pelos diferentes materiais de moldagem. O poliéter e a silicona por adição da técnica de uma etapa foram estatisticamente diferentes do hidrocolóide irreversível, da silicona por condensação e da silicona por adição de duas etapas, os quais apresentaram diferenças menores entre si e diferença significativa em relação ao polissulfeto. Concluíram que os diferentes materiais de moldagem e as técnicas influenciam na precisão da moldagem e que o poliéter, o polissulfeto e a silicona por adição da técnica de uma etapa apresentaram uma maior estabilidade dimensional que os outros materiais testados.

Alcan, Ceylanoğlu e Baysal (2009) avaliaram a estabilidade dimensional de um hidrocolóide irreversível em diferentes tempos de armazenamento e avaliaram a precisão do modelo digital produzido pelo sistema 3Shape®. Um maxilar dentado foi utilizado como modelo mestre, tendo como referência 5 pontos equivalentes às pontas das cúspides mesiovestibulares do primeiro molar direito e esquerdo, da cúspide vestibular do segundo pré-molar e das cúspides dos caninos direito e esquerdo. Os hidrocolóides irreversíveis utilizados foram: Cavex® (Holland BV), Orthoprint® (Zhermack) e Tropicalgin® (Zhermack). Foram realizadas 105 impressões (n=35) a partir do modelo mestre, sendo que cada grupo de 7 moldagens com hidrocolóide irreversível foi avaliado nos tempos: imediato, 1, 2, 3 e 4 dias. As moldagens no tempo imediato foram vazadas em gesso pedra em até 1h após a impressão. As impressões do primeiro, segundo, terceiro e quarto dia foram colocadas em sacos plásticos fechados, à temperatura ambiente de  $(23\pm 2)^{\circ}\text{C}$  e vazadas em gesso pedra somente

após o período determinado. Os 21 modelos de gesso pedra do grupo imediato foram digitalizados tridimensionalmente por um *scanner* 3Shape® D250 (3Shape A/S) e analisados pelo programa computacional 3Shape Orthoanalyzer® (3Shape A/S). Os 84 modelos restantes não foram digitalizados. Cinco medidas lineares foram utilizadas para analisar os modelos mestre, de gesso pedra e digitais. As diferenças entre as marcas de hidrocolóide irreversível foram calculadas pelo teste de Kruskal-Wallis e as diferenças entre os modelos de gesso pedra foram determinadas pelo teste de Friedman. Os modelos de gesso pedra e os digitais foram significativamente correlacionados com o modelo mestre. As deformações nas impressões de hidrocolóide irreversível foram observadas em diferentes períodos de armazenamento e as diferentes marcas também mostraram diferenças significantes entre si nos dias 1, 3 e 4. Concluíram que os modelos ortodônticos digitais são tão confiáveis quanto os modelos tradicionais de gesso pedra e podem se tornar o padrão para uso clínico ortodôntico. O armazenamento das impressões de hidrocolóide irreversível em sacos plásticos fechados em até 4 dias causaram deformações nas impressões de hidrocolóide irreversível, mas a magnitude dessas deformações não causou nenhum efeito adverso sobre o modelo digital e não parece ser clinicamente relevante.

Leifert et al. (2009) compararam as medidas de análise tridimensional feitas em modelos digitais e em modelos de gesso. As impressões da arcada superior e inferior foram feitas com hidrocolóide irreversível em 50 pacientes escolhidos aleatoriamente. A metade foi vazada imediatamente em gesso e os modelos foram avaliados por meio de um paquímetro digital ortodôntico Pella Inc®, com resolução de 1mm, para medir as larguras mesiodistais de cada dente. Os comprimentos do arco sobre o modelo de gesso foram medidos com um fio de aço sobre os pontos de contato de primeiro molar a primeiro molar, sobre as pontas das cúspides dos caninos e as bordas incisais dos incisivos centrais e laterais. A outra metade foi medida usando ferramentas de medição do programa computacional OrthoCad® (Cadent) para a construção de modelos tridimensionais digitais, com resolução de 0,1mm. Todas as medições foram feitas por dois examinadores previamente calibrados. Os valores resultantes foram comparados com a análise estatística não paramétrica e os erros dos métodos foram calculados com o teste t de Student. Tanto para o examinador 1 quanto para o examinador 2, houve diferença significativa entre os resultados das medições superiores nos modelos convencional e digital, o que não ocorreu com as medições inferiores. Também não houve diferença significativa entre as medidas realizadas

pelos 2 examinadores. A diferença estatística nos cálculos do comprimento do arco superior foi pequena e sem significância clínica. Concluíram que a precisão do programa computacional para avaliação da análise tridimensional em modelos digitais é clinicamente aceitável e reproduzível e pode ser utilizado de forma confiável para analisar as discrepâncias no comprimento do arco quando comparado com a análise tradicional do modelo de gesso.

Chandran et al. (2010) compararam a estabilidade dimensional de 4 materiais de moldagem utilizando as técnicas de medição bidimensional e tridimensional por um período de 24h de armazenamento e presença de umidade. Os materiais avaliados foram: uma silicona por adição President regular body<sup>®</sup> (Coltène) e Kettosil<sup>®</sup> (Kettenbach) e 2 hidrocolóides irreversíveis Codent<sup>®</sup> (Codent) e Hydrogum<sup>®</sup> (Zhermack), todos manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e utilizados para moldagem de uma peça com dimensões semelhantes a um arco dentário desdentado. Os moldes foram vazados com gesso de alta resistência Moldastone<sup>®</sup> (Heraeus Kulzer) e removidos dos modelos após 30min. Quatro impressões testes foram armazenadas com uma toalha úmida de papel ao seu redor por 24h antes do vazamento dos modelos. Para investigar os efeitos da presença de umidade, 3 impressões foram feitas com a matriz de bronze, mergulhadas em uma solução de saliva artificial imediatamente após a retirada da impressão. O método bidimensional utilizado foi com o compasso de calibre digital (Mitutoyo), que serviu para medir a distância entre os pontos de referência sobre as impressões. Cada medida foi realizada por 5 vezes. O método tridimensional foi realizado com uma máquina de digitalização 3D Cyclone<sup>®</sup> (Renishaw), usada para produzir uma imagem que mostra a superfície de impressão, correspondente a uma sobreposição da matriz de bronze no modelo de gesso. As mudanças dimensionais foram avaliadas em função do tempo de armazenamento e da presença de umidade. A análise estatística foi realizada com a ANOVA. Houve diferença estatisticamente significativa nas alterações dimensionais para os materiais vazados após 24h da moldagem e para os materiais deixados em contato com a umidade. Concluíram que o método bidimensional demonstrou que todos os materiais estavam dentro do limite máximo recomendado pela ADA, de 0,5% de encolhimento em 24h, embora alguns fossem adversamente afetados pela presença de umidade. O método tridimensional foi útil para detectar as alterações lineares, particularmente nos materiais que apresentaram essas mudanças. Também pode ser útil em processos onde a precisão dimensional,

a previsibilidade dos métodos de impressão e a reprodutibilidade da técnica sejam necessárias, embora haja problemas com a análise de dados e o método de normalização.

El-Zanaty et al. (2010) compararam a precisão das medições dentárias convencionais feitas com modelos de gesso com as dos modelos de tomografia computadorizada (TC). Para fazer as medidas nos modelos convencionais de gesso e de TC, foram selecionados 34 adultos com dentições permanentes do primeiro molar de um lado até o primeiro molar do outro lado. Os modelos convencionais foram medidos com paquímetro Vernier® (OIS Orthodontics) com resolução de 0,1mm e para a obtenção dos modelos virtuais, cada indivíduo passou pela digitalização com um dispositivo de TC Speed Light Pro® num corte axial de 1,25mm e as medidas foram feitas com o programa Biodent®, as quais foram: largura mesiodistal do primeiro molar permanente de um lado ao outro; largura do arco; largura entre os incisivos laterais, entre os caninos e entre os molares de um lado ao outro das arcadas maxilares superiores e inferior; comprimento do arco anterior e posterior dos maxilares superiores e inferior; perímetro dos arcos maxilares superiores e inferior e profundidade palatina. A análise estatística foi realizada através do coeficiente de correlação de concordância. Houve excelente concordância entre ambas as modalidades de medição para a largura e o comprimento do arco, para as medidas das larguras mesiodistais da maioria dos dentes superiores e inferiores. Concluíram que o método tridimensional pode ser uma alternativa ao método convencional para a medição dos modelos dentários de gesso, pois esta tecnologia tem a vantagem adicional de eliminar a necessidade de realizar as impressões e o tempo necessário para criação dos modelos.

Pereira et al. (2010) avaliaram as alterações dimensionais lineares em modelos de gesso obtidos com diferentes materiais elastoméricos. Um modelo mestre feito com aço inoxidável foi utilizado para a obtenção das impressões, com as características da PPF com 2 dentes pilares posteriores preparados. A padronização da posição do molde, durante a moldagem, foi feita com um dispositivo, o qual apresentou o pilar principal envolvido em um recipiente fabricado com silicóna por condensação Elite Double 8® (Zhermack) e 3 pilares de resina acrílica Clássico® (Artigos Odontológicos S/A) posicionados sobre uma placa de vidro, para permitir a padronização da posição sobre o dispositivo, evitando qualquer deslocamento. Para registrar as distâncias, a superfície oclusal foi marcada com pontos de referência A, B, C e D e a superfície

vestibular com os pontos E, F, G e H. Esse dispositivo foi moldado com 4 diferentes materiais de moldagem, com 5 repetições cada, resultando em 20 amostras. Os materiais utilizados foram: polissulfeto Permlastic® regular (Kerr), silicona por condensação Optosil/Xantopren® (Heraeus Kulzer), silicona por adição Aquasil® Soft Putty (Dentsply) e poliéter Impregum® F (3M ESPE), manipulados e moldados de acordo com as instruções dos fabricantes. Durante a polimerização de cada um dos materiais foi aplicada uma carga estática de 400g. As impressões de transferência foram feitas e após 45min, o gesso especial Velmix® (Kerr) foi removido do molde. As distâncias entre os pontos identificados nos modelos de gesso foram comparadas com o modelo mestre e avaliadas através do microscópio óptico (Mitutoyo) com uma ampliação de 30 vezes e com resolução de 5µm. A análise estatística foi realizada por ANOVA, seguida pelo teste de Tukey. A silicona por adição ofereceu a melhor estabilidade dos materiais testados, seguido do poliéter, do polissulfeto e da silicona por condensação. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o poliéter e o polissulfeto. Concluíram que a silicona por adição apresentou a melhor estabilidade dimensional em comparação com os outros 3 grupos; o poliéter e o polissulfeto apresentaram-se piores do que a silicona por adição e melhores do que a silicona por condensação.

Torassian et al. (2010) compararam a estabilidade dimensional de 4 materiais de moldagem ao longo do tempo e analisaram a precisão tridimensional de medições feitas em modelos digitais e de gesso em 3 períodos de tempo. Foram realizadas 80 impressões a partir de um maxilar padrão (modelo controle) e os materiais de moldagem utilizados foram: 2 hidrocolóides irreversíveis Identific Alginat® (Dux Dental) e imprEssix Color Change Alginat® (Dentsply) e 2 hidrocolóides irreversíveis substitutos Alginot FS® (Kerr) e Position PentaQuick® (3M ESPE). Foram vazadas 15 impressões para cada material com gesso em 3 momentos: 72h (T1), 120h (T2) e 1 semana (T3). Foram criados 20 modelos digitais com a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) (Hytec), integrado com o programa computacional OraMetrix e enviado para OrthoProof para a reprodução digital em T1. As medidas ântero-posterior, transversais e verticais de cada modelo de gesso foram feitas com o paquímetro digital com resolução de 0,03mm. Todos os modelos digitais foram comparados com o modelo controle e com os modelos de gesso usando o teste estatístico de Kruskal-Wallis. Os modelos de gesso obtidos com o hidrocolóide irreversível Identific Alginat® apresentaram uma diferença estatisticamente e

cl clinicamente significativa em todas as 3 dimensões quando comparados com os modelos controle e as suas alterações dimensionais ocorreram a partir de 72h. Ao contrário dos modelos de hidrocolóides irreversíveis Alginit FS® e Position PentaQuick®, os modelos de hidrocolóide irreversível imprEssix® apresentaram uma diminuição significativa na largura intercanina e nas medidas verticais ao longo do tempo, o que significa que deve ser usado quando for feito o vazamento imediato. As medidas do modelo controle e dos modelos de gesso em todas as dimensões foram significativamente maiores do que as medições nos modelos digitais, os quais não foram clinicamente aceitáveis. Concluíram que os hidrocolóides irreversíveis substitutos podem ser dimensionamente estáveis durante um período prolongado de tempo e que a escolha do material e da técnica de replicação do modelo são importantes para que se possa evitar erros clinicamente relevantes.

Aggogeri et al. (2011) avaliaram a incerteza da medição pela MMC com base na comparação entre o processo de simulação e o método padrão de experimentação planejada. A principal vantagem do método de simulação envolve a operacionalidade da máquina e os principais problemas estão relacionados a suposições estatísticas, à qualidade e à quantidade de informações necessárias para a caracterização das máquinas e aos termos de exigências ambientais do laboratório onde as medições são realizadas. Os procedimentos da experimentação planejada para a avaliação da incerteza de medição da MMC não estão sendo plenamente satisfatórios. A máquina foi usada para a verificação das tolerâncias geométricas e dimensionais e dos valores de referência e incertezas das peças do trabalho industrial, que são uma bucha, uma haste e uma plataforma com uma bucha. O artefato foi orientado em posições que assegurem boas condições de medições, as quais devem ser realizadas em 3 coordenadas e por 3 vezes. Os fatores usados na expectativa de influenciar os resultados fornecidos pela máquina foram: o dia da semana, a parte a ser medida, a transformação logarítmica da medição e a empresa participante. As medições foram realizadas utilizando-se diferentes estratégias por cada participante e as medidas foram distribuídas por vários dias a fim de aumentar a estimativa da incerteza da medição. Todas as dimensões básicas e as tolerâncias geométricas nos desenhos técnicos foram considerados no estudo comparativo. As incertezas ligadas a valores de referência mostram que, embora a medição fosse realizada em dias diferentes, com diferentes operadores, com montagem e remoção repetida da peça a ser medida, as diferentes estratégias de medida não apresentaram bom desempenho, se opondo

ao preconizado pela ISO (*International Organization for Standardization*). Para a maioria das empresas envolvidas, as medidas foram feitas sempre sondando os mesmos pontos e como consequência, o recurso do método de aproximação deve ser considerado um recurso definitivo, levando a superestimar de alguma forma a incerteza em relação a um único valor de referência. Concluíram que existem vantagens relacionadas à aplicação de um método simulado para avaliar a incerteza de medição, pois o mesmo apresentou bons desempenhos como por exemplo a obtenção das tolerâncias dimensionais e geométricas.

Hamalian, Nasr e Chidiac (2011) realizaram uma revisão de literatura sobre os materiais de moldagem utilizados para a fabricação de restaurações fixas em Odontologia, apresentando e comparando as suas: composições, propriedades, vantagens e desvantagens, a partir da base de dados Medline. Concluíram que os materiais de impressão elastoméricos como o poliéter, a silicona por adição, o polissulfeto e a silicona por condensação são produtos que estão em processo de desenvolvimento; que o sucesso da prótese depende da precisão dimensional e da reprodução dos detalhes das impressões e dos modelos correspondentes, por isso, é necessário o conhecimento dos materiais de moldagem utilizados em Odontologia, bem como as técnicas de impressão, suas propriedades e suas implicações clínicas.

Rodriguez e Bartlett (2011) avaliaram a estabilidade dimensional de 8 materiais de moldagem por 12 semanas. Os materiais testados foram 7 siliconas por adição e 1 poliéter: Aquasil® (Dentsply Caulk), Aquasil® DECA (Dentsply Caulk), Affinis® (Coltene/Whaledent), Express® (3M ESPE), Extrude® (Kerr Hawe), President® (Coltene/Whaledent), Take 1® (Kerr Hawe) e Impregum® (3M ESPE). Um bloco de metal foi conformado para os elastômeros de acordo com a especificação nº 19 da ADA e o outro bloco de metal foi personalizado, com medidas nos eixos “X” e “Y”, que permitiu uma área de superfície maior para a medição. Foram feitas 10 impressões dos 8 materiais de moldagem em cada bloco, seguindo as instruções dos seus respectivos fabricantes. Os materiais Impregum e Aquasil DECA foram usados para moldagem de uma etapa e os outros materiais, de duas etapas. Para assegurar uma espessura uniforme das impressões, uma placa de vidro e um peso de 1kg foram posicionados em cima do bloco. As impressões ficaram estáveis por 10min e após a remoção, foram verificadas em um microscópio óptico (EMZ TR). Todas foram armazenadas por 24h e depois digitalizadas numa distância de 50mm do perfilômetro a laser sem contato Xyris 2000TL® (Taicaan Technologies), com resolução de 0,1µm.

Posteriormente, foram novamente verificadas em 2, 4, 8 e 12 semanas. No bloco que seguiu as especificações da ADA, duas medições foram obtidas no eixo "X". Para o bloco personalizado, duas medidas foram obtidas no eixo "X", duas no "Y" e duas transversais. Todos os ensaios e armazenamento foram realizados num ambiente seco e numa temperatura de  $(20\pm 1)^{\circ}\text{C}$ . A análise dos dados foi realizada com o programa computacional Boddies v1.81 surface metrology® (Technologies Taicaan). A análise estatística foi realizada através da ANOVA e o teste de Scheffè, com nível de significância de 0,05. Houve variação para todos os materiais de moldagem em comparação com as medições diretas nos blocos e em relação ao tempo. Para os blocos que seguiram as especificações da ADA, a menor precisão foi registrada na Aquasil DECA e a maior, na Extrude. A silicona por adição Aquasil DECA mostrou diferença significativa nas medidas entre 1 dia e 12 semanas. Nenhum dos outros materiais de moldagem do bloco especificado pela ADA apresentou diferença nas medições no eixo "X" ao longo de 12 semanas. Para os blocos personalizados, houve uma tendência para a contração dos materiais quando comparados com os dados do bloco especificado pela ADA. No eixo "X", a menor alteração foi observada na silicona por adição Express e a maior, na silicona President. No eixo "Y", a menor alteração foi na silicona Affinis e a maior, na silicona Aquasil. De forma transversal, a menor alteração foi na Aquasil e a maior no poliéster Impregum. Em relação ao eixo "X", a silicona Express apresentou diferenças entre a oitava e a décima segunda semana; a silicona President, entre a segunda e a quarta semana e a silicona Take 1, entre o primeiro dia e a décima segunda semana. Nenhum dos outros materiais de moldagem apresentaram diferença em medições em qualquer eixo e em qualquer intervalo de tempo ao longo das 12 semanas. Todos os materiais de moldagem são dimensionalmente estáveis em até duas semanas, mas todos apresentaram mudanças lineares, dentro dos limites permitidos e preconizados pela ADA, que deve ser menor que 1,5%. É recomendado que as impressões usadas para pesquisa odontológica sejam digitalizadas em tempos semelhantes para minimizar as alterações dimensionais.

Furutani e Ozaki (2012) calcularam e estimaram a incerteza da calibração e da medição bidimensional em dois artefatos em dois tipos de MMC. O braço articulado e o braço paralelo da MMC foram calibrados para determinar os valores reais dos parâmetros cinemáticos e medir os pontos em diferentes orientações. O braço articulado apresentava um maior grau de liberdade de movimentação que o braço

paralelo, originando 3 movimentos em forma de reta no plano bidimensional dos artefatos. O artefato usado para a medida apresentou-se com algumas esferas localizadas no início da medição e no final para a formação das retas. As medidas de uma esfera a outra foram realizadas, iniciando da esfera presente no vértice do artefato em forma de triângulo maior até a esfera presente no vértice do triângulo menor. Existem 3 pontos lineares fixos no sistemas de coordenadas que são medidos quando ocorre o movimento do braço de uma posição inicial para uma posição final e o ponto move-se para alguma posição e gira em torno de um ponto fixo. Neste método de auto-calibração, os parâmetros de comprimento da MMC são calculados, não pelos artefatos, mas com base nas saídas dos sensores e nos parâmetros de comprimento para estimar a incerteza de calibração e de medição. Dessa forma, os parâmetros de comprimento são incertos devido à incerteza dos sensores. Pode-se provar que a diferença dos artefatos não afeta a distribuição de incerteza, mas o valor e a distribuição dessa incerteza são afetados pela diferença na orientação do ponto fixo; a incerteza pode ser menor, selecionando a medição de orientação de forma correta.

Kumar e Aeran (2012) investigaram a estabilidade dimensional das impressões feitas com 3 tipos de elastômeros a partir de 3 pontos pré-estabelecidos em uma moldeira personalizada. Os elastômeros utilizados foram: silicona por condensação Speedex® (Coltene Whaledent), silicona por adição Reprosil® (Dentsply) e poliéter Impregnum Soft® (3M ESPE). A moldeira personalizada de impressão continha placas guias com 2, 4 e 6mm de espaço entre a sua interface e todas as superfícies entre os pilares. As linhas de referência foram inscritas na parte superior e no lado dos pilares para representar a superfície oclusal e vestibular e as medições foram feitas para todas as dimensões do modelo mestre. Os pinos A e B do modelo mestre guiaram o assentamento correto da moldeira durante a impressão. Foram fabricados 5 conjuntos de moldeiras personalizadas e uma placa guia para cada tipo de moldeira. Cada material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e aplicado em torno dos pilares de metal e em toda a moldeira. A moldeira foi assentada com uma leve pressão, sem padronização, até que foi orientada no lugar pelos pinos de alinhamento e pelas placas guias. O excesso foi extravasado para o exterior através dos orifícios na moldeira. Foram feitas 05 impressões com cada material em cada moldeira com espaçador de 2mm, 4mm e 6mm, totalizando 45 impressões. Após 1h, as impressões foram vazadas com gesso pedra de alta resistência tipo IV Ultra rock® (Kalabhai Karson). Para medir a distância entre os pilares, a dimensão

mesiodistal e vestibulolingual e a distância entre os pilares, cada modelo foi analisado 3 vezes com o auxílio de um microscópio com resolução de 0,001mm e foi comparado com o modelo mestre. Os resultados foram analisados e submetidos à análise estatística. Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes das dimensões do gesso pedra e entre a precisão e a estabilidade dimensional dos 3 materiais testados. As impressões feitas nas moldeiras com espaçamento entre 2mm e 4mm produziram modelos de gesso pedra mais precisos, mas sem diferença significativa quando comparadas ao espaço de 6mm. Foram observadas alterações mínimas entre todos os materiais testados quando o espaço era de 2mm e quando o molde foi vazado após 1h. Concluíram que não se deve exceder o espaço para mais de 2mm para qualquer um dos materiais de impressão elastoméricos testados.

Schaefer et al. (2012) quantificaram e compararam a reprodutibilidade e a precisão de modelos de gesso obtidos a partir de diferentes materiais de moldagem com réplicas tridimensionais virtuais. Um primeiro molar de alumínio com características morfológicas semelhantes a um dente natural, fixado em um anel circular, foi replicado virtualmente para servir como referência. Para a realização da moldagem de uma etapa foram usados os materiais: um híbrido, à base de silicóna por adição e poliéter Identium<sup>®</sup> (Kettenbach), uma silicóna por adição Panasil<sup>®</sup> (Kettenbach) e um poliéter Impregum<sup>®</sup> (3M ESPE). Cinco impressões foram feitas para cada combinação de material. Todas foram vazadas em gesso tipo IV e esperou-se 45min para a remoção do molde. Os modelos foram digitalizados e para a obtenção de uma representação virtual precisa, foram estabelecidos 3 pontos para formar triângulo na sua superfície oclusal. Os registros obtidos foram sobrepostos e alinhados sobre o dente de referência. Para avaliar a precisão oclusal, as diferenças dimensionais foram calculadas e obtidas a partir da criação de 15 pontos de contato. Os resultados visuais foram analisados qualitativamente por diferença de imagens codificadas por cores. A análise estatística foi realizada através da ANOVA, teste de Scheffé, teste de Saphiro-Wilk e o teste de Levene, com nível de significância de 0,05. Quando comparados com o dente de referência, o Identium<sup>®</sup> mostrou ampliação das dimensões nos sulcos oclusais, nas regiões cervicais e em superfícies lisas vestibular e lingual. O Panasil<sup>®</sup> apresentou exatidão dimensional ao longo da superfície oclusal, mas as áreas mesial, distal e cervical apresentaram diminuição tridimensional. O Impregum<sup>®</sup> apresentou uma superfície oclusal alargada com os sulcos e as protuberâncias centrais de dimensão correta. Não houve diferença estatisticamente

significante entre a precisão e a reprodutibilidade dos modelos de gesso. Concluíram que os materiais de moldagem são precisos e reproduzem a face oclusal sem alterações tridimensionais.

De Cesero et al. (2013) determinaram a influência do tempo de armazenamento na estabilidade dimensional de modelos confeccionados a partir de moldes com a silicona por condensação Speedex® (Coltène/Whaledent). O material utilizado foi manipulado de acordo com as especificações do fabricante e em temperatura ambiente (21±5)°C. Um dispositivo metálico de impressão com uma moldeira perfurada serviu como referência. A técnica de duas etapas foi usada e os 6 moldes foram vazados em gesso pedra tipo IV Durone® (Dentsply) nos tempos de 30min, 24h e 72h após a moldagem. Após 24h, a altura e o diâmetro dos modelos foram avaliados com o auxílio de uma MMC modelo BRT-M507® (Mitutoyo). Os dados foram submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey, com nível de significância de 0,05. Não houve diferença significativa entre os grupos quando a altura e o diâmetro foram comparados em relação ao tempo de vazamento. Concluíram que a silicona por condensação Speedex® vazada nos tempos de 30min, 24h e 72h apresenta uma estabilidade dimensional clinicamente satisfatória, o que significa que o gesso pedra pode ser vazado com garantia em até 72h após a moldagem.

Ender e Mehl (2013) avaliaram um novo *scanner* de referência e sua capacidade de precisão tridimensional das impressões dentárias completas convencionais e digitais. Um modelo de referência de aço do arco dental maxilar foi fabricado e digitalizado 5 vezes com um *scanner*, resultando numa varredura com cerca de 20 milhões de pontos na superfície da moldagem. Cinco impressões convencionais foram feitas com um material à base de silicona por adição e poliéter Identium® (Kettenbach) e moldeiras de metal, utilizando a técnica de duas etapas. O tempo de polimerização foi de 10min. Após 8h de armazenamento num ambiente escuro à temperatura de 23°C, a impressão foi vazada com gesso pedra tipo IV CAM-base® (Dentona AG). Após 40min, os modelos foram retirados da impressão e armazenados por mais 48h, posteriormente, foram digitalizados com o *scanner* pelo sistema CEREC AC® (Sirona Dental Systems). Para medir a precisão e fornecer a veracidade do método de impressão digital, as impressões foram sobrepostas umas sobre as outras. A análise estatística foi realizada através do teste t de Student para amostras independentes e do teste de Levene para equalizar as variáveis entre os grupos testes, com nível de significância de 0,05. Não foram encontradas diferenças

significantes entre os grupos. O teste t de Student revelou uma diferença estatisticamente significativa em relação à precisão do *scanner* de referência. A avaliação visual da precisão mostrou pequenos desvios de 10µm nas regiões anteriores e de pré-molares, sendo mais precisas do que na região posterior. A análise visual da veracidade mostrou um desvio dos modelos virtuais tridimensionais em relação ao modelo de referência. As impressões convencionais mostraram uma maior precisão e os valores de veracidade com pequenos desvios na região do segundo molar. As impressões digitais foram significativamente menos precisas. Concluíram que o *scanner* de referência forneceu resultados precisos de medição para comparar as técnicas de impressão convencional e digital. A impressão digital é menos precisa e mostra um padrão diferente de desvio em relação à impressão convencional.

Manoj et al. (2013) avaliaram a precisão dimensional linear de 4 técnicas de moldagem usando poliéster Impregum<sup>®</sup> Soft (3M ESPE). Foi usado como referência um modelo metálico com 3 preparações fixas soldadas numa plataforma horizontal, a qual apresentava ranhuras em cada superfície para servir como locais para as medições. Uma perfuração foi feita em cada lado da plataforma horizontal para facilitar a orientação de posicionamento da moldeira metálica perfurada. O material de moldagem foi manipulado em temperatura ambiente nas proporções recomendadas pelo fabricante. Para cada técnica, 30 impressões foram realizadas. A técnica utilizada no grupo I foi a de uma etapa com material de impressão de corpo médio; no grupo II, foi a de uma etapa usando simultaneamente os materiais de corpo pesado e leve; no grupo III, foi usada a técnica de duas etapas, com a impressão preliminar com material de corpo pesado seguido do material de corpo leve e no grupo IV, as impressões foram feitas utilizando uma matriz de registro de oclusão Ramitec<sup>®</sup> (3M ESPE). Após a remoção da moldeira, as impressões foram lavadas em água corrente por 10s e secas ao ar sobre a bancada, armazenadas em um recipiente hermético, contendo gel de sílica, durante 30min e vazadas em gesso pedra tipo IV Die Stone<sup>®</sup> (Heraeus Kulzer). A MMC BH.V507<sup>®</sup> (Mitutoyo), com resolução de 0,001mm, foi utilizada para avaliar as dimensões do modelo metálico, as 3 distâncias mesiodistais, as 3 distâncias vestibulolinguais e as 2 distâncias entre cada preparação fixa. Cada distância foi medida 3 vezes e o valor médio foi calculado. Foi utilizada a ANOVA para comparar os grupos múltiplos, seguida pelo teste de Bonferroni, com o nível de significância  $\leq 0,05$ . A ANOVA revelou uma diferença significativa para cada dimensão medida, exceto entre a distância da primeira e da segunda preparação nos 4 grupos.

O teste de Bonferroni não revelou qualquer diferença entre os moldes produzidos nos grupos III e IV, entretanto, os modelos de gesso pedra apresentaram-se dimensionalmente menores. As técnicas de uma etapa produziram modelos com a maior variação nas dimensões mesiodistal e vestibulolingual. Concluíram que o sistema de impressão do modelo metálico produziu moldes clinicamente aceitáveis e que durante a confecção de uma restauração metálica fundida, os procedimentos laboratoriais não devem apenas compensar a espessura do cimento odontológico, mas também a variação das dimensões do molde.

Nassar et al. (2013) avaliaram a estabilidade dimensional de impressões de elastômeros após a realização de um procedimento clínico de desinfecção. O modelo metálico foi criado para simular uma arcada dentária com quatro cilindros, os quais apresentaram as posições e as dimensões aproximadas dos primeiros molares e dos caninos. Os materiais de moldagem testados foram dois poliéteres EXA'lence 370 monophase<sup>®</sup> (GC America) e Impregum<sup>®</sup> Penta Soft (3M ESPE) e uma silicona por adição Imprint 3 monophase<sup>®</sup> (3M ESPE). As impressões foram realizadas para a confecção de 240 modelos. Para cada material, 80 impressões foram feitas, sendo 20 para cada um dos 4 períodos de armazenamento: imediatamente, 1 dia, 1 semana e 2 semanas após a moldagem. Todas foram lavadas em água corrente por 30s e deixadas na bancada para a secagem à temperatura ambiente por 30min, depois foram imersas em solução desinfetante de glutaraldeído tamponado a 2,5% por mais 30min. Após a desinfecção, cada impressão foi enxaguada com água corrente e vazadas com gesso pedra tipo V Die Keen Green<sup>®</sup> (Heraus Kulzer) de acordo com o período de armazenamento do molde. Os modelos de gesso foram medidos com um micrômetro digital para avaliar o diâmetro dos 4 cilindros; as medidas ântero-posterior e as distâncias lineares entre os cilindros. A análise estatística foi realizada com o teste não paramétrico de Mann-Whitney. Todas as alterações dimensionais dos materiais foram inferiores a 1%, com exceção do poliéter Impregum<sup>®</sup> Penta Soft para os cilindros menores. As alterações dimensionais dos diâmetros dos cilindros foram maiores do que as medidas ântero-posterior e linear. Os moldes produzidos com o poliéter EXA'lence<sup>®</sup> foram mais precisos imediatamente e após 1 dia do vazamento em gesso, mas apresentaram alterações dimensionais com o tempo, que foram semelhantes as da silicona por adição Imprint 3<sup>®</sup> em 1 semana, assim como as do poliéter Impregum<sup>®</sup> Penta Soft por 2 semanas de armazenamento. Após 2 semanas, a silicona por adição apresentou-se mais precisa que o poliéter EXA'lence<sup>®</sup>. Os

moldes produzidos a partir do poliéter EXA'lence® demonstraram uma excelente estabilidade dimensional em diferentes vazamentos e foram comparáveis as siliconas por adição Imprint 3®. Concluíram que o vazamento das impressões deve ser realizado o mais rápido possível para evitar alterações dimensionais com o tempo.

Rudolph et al. (2013) examinaram o efeito da variação do tempo de trabalho sobre a precisão das impressões em um ensaio clínico randomizado. Foram feitas 3 impressões em cada um dos 96 voluntários, utilizando o poliéter Impregum® Penta H DuoSoft Quick (3M ESPE) e uma silicona por adição Aquasil® Ultra LV Fast Set Smart Wetting (Dentsply). Esses voluntários apresentavam-se com pelo menos um pré-molar e dois molares com contatos proximais diretos. As impressões foram vazadas em gesso pedra Esthetic-rock 285® (Dentsply) e os modelos foram troquelizados através da serra de corte fabricada com o sistema Giroform® (Amann Girrbach Dental). Entre 12 e 72h após o vazamento, o primeiro molar inferior direito e os dentes adjacentes a ele em todos os modelos foram medidos para filtrar pontos de alta resolução com um sistema de digitalização óptica sem contato Digiscan® (Amann Girrbach Dental). Como pré-requisito da análise tridimensional, os dentes das impressões foram alinhados de forma coordenada e idêntica em comparação com a impressão de referência. A análise estatística foi realizada por meio de modelos multivariados através da ANOVA e do método de Bonferroni, com nível de significância de 0,05. Houve uma diferença significativa entre os dois materiais de moldagem. A diferença média na posição do primeiro molar inferior direito em relação a impressão de referência variou em aproximadamente 12µm para o poliéter e entre 14 e 19µm para a silicona por adição. Os valores médios do poliéter na área distal do dente adjacente ao primeiro molar foram significativamente mais elevados. Foi possível avaliar a precisão de um material de moldagem usando um estudo clínico com voluntários e uma avaliação tridimensional. O poliéter e a silicona por adição são materiais de alta precisão para restaurações unitárias, mesmo quando o tempo de trabalho para o vazamento for diferente do protocolo recomendado pelo fabricante e quando as pastas pesadas dos materiais de moldagem são usadas, todas as áreas relevantes devem ser completamente cobertas com material leve, a fim de maximizar a precisão.

Vitti et al. (2013) compararam a precisão dimensional dos modelos de gesso de um arco mandibular parcialmente edêntulo feitos a partir da moldagem com 2 siliconas por condensação Zetaplus®/Oranwash® (Zhemarck) e Optosil® Comfort/Xantopren®

VL Plus (Heraeus Kulzer GmbH), 2 siliconas por adição Express® Regular Set (3M Dental Products) e Aquasil® Ultra Regular Set (Dentsply Indústria e Comércio Ltda) e 3 técnicas de moldagem: dupla mistura, reembasamento e com moldeira individual de resina acrílica. As técnicas de dupla mistura e reembasamento foram realizadas com materiais de viscosidades densa e leve e na técnica com moldeira individual foi usado somente o material leve. Um modelo metálico de referência de um arco mandibular parcialmente edêntulo foi obtido para a mensuração das distâncias ântero-posteriores e das distâncias transversais entre os caninos direito e esquerdo e os segundos molares direito e esquerdo. Os moldes foram vazados com gesso pedra tipo IV Durone® (Dentsply) após de 30min, para permitir a recuperação elástica correta dos materiais de moldagem. Cinco amostras foram produzidas para cada técnica e cada material de impressão. Como no modelo de aço inoxidável, para cada distância entre os dentes, 3 leituras foram feitas por um único operador com auxílio de um microscópio de mensuração STM® (Olympus), numa temperatura de  $(23\pm 2)^{\circ}\text{C}$  e umidade relativa do ar de  $(50\pm 10)\%$ . As médias foram calculadas e os dados foram analisados através dos testes ANOVA e Tukey, com nível de significância de 5%. Todos os materiais apresentaram contração dimensional em relação ao modelo metálico. As siliconas por condensação apresentaram os maiores valores de alteração dimensional e os modelos de gesso feitos a partir das siliconas por adição foram dimensionalmente mais precisos. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as 2 siliconas por adição e entre as 3 técnicas de moldagem. Concluíram que a escolha de um produto para uma aplicação clínica deve ser baseada nas propriedades e no tipo de material de moldagem. Os CD devem ser informados sobre as vantagens e as desvantagens de cada uma das técnicas, respeitando as limitações de cada uma e usar os materiais de moldagem adequadamente na prática clínica para proporcionar longevidade ao tratamento odontológico.

Wiranto et al. (2013) avaliaram a validade, a confiabilidade e a reprodutibilidade de medidas lineares dos modelos digitais obtidos a partir de um *scanner* bucal e de uma TCFC de impressões de hidrocolóide irreversível. O grupo experimental consistiu de 22 participantes que apresentaram os seguintes critérios: dentição permanente completa de primeiro molar a primeiro molar em ambos os arcos, ausência de aparelho ortodôntico fixo e nenhum apinhamento severo na dentição. Para cada participante, os exames intrabucais e as impressões de hidrocolóide irreversível foram feitas sucessivamente durante a mesma sessão. Um total de 22 conjuntos de modelos

de estudo estavam disponíveis para as medições digitais e manuais. O hidrocolóide irreversível Hydrogum 5<sup>®</sup> (Zhermack) foi vazado para a obtenção do modelo de gesso convencional e o hidrocolóide irreversível Blueprint<sup>®</sup> (Dentsply) foi digitalizado com o scanner Lava<sup>®</sup> (3M ESPE). O método de Bolton para a análise das distâncias mesiodistais dos dentes anteriores sobre os modelos de gesso de cada participante foi medido com o auxílio do paquímetro digital e da TCFC DigiModel<sup>®</sup>. Todas as distâncias foram comparadas com as do modelo digitalizado pelo sistema Lava<sup>®</sup>. O teste t pareado foi utilizado para determinar a validade dos dados. As medições intrabucais feitas pelo sistema Lava<sup>®</sup> e as medidas com TC não diferiram significativamente daquelas sobre os modelos de gesso. As proporções globais de Bolton dos dois tipos de modelos digitais diferiram significativamente dos modelos de gesso. Concluíram que a digitalização intrabucal e a TCFC para as impressões de hidrocolóide irreversível são métodos válidos, confiáveis e reprodutíveis para a obtenção de medições dentárias.

Kalantari, Malekzadeh e Emani (2014) investigaram as alterações dimensionais de 2 siliconas por condensação após a imersão em solução desinfetante de hipoclorito de sódio a 0,5%. Foi usado como referência um modelo pré-fabricado de aço inoxidável com linhas de orientação na base e com 2 dispositivos, um redondo e o outro ranhurado. Foram realizadas 30 moldagens (n=15) com os materiais Speedex<sup>®</sup> e Irasil<sup>®</sup>. As impressões foram lavadas, mantidas em temperatura ambiente por 30min, imersas na solução de hipoclorito de sódio a 0,5% por 20min, vazadas com gesso pedra tipo IV Bego<sup>®</sup> e separadas do modelo após 24h. O projetor de perfil Model 6G<sup>®</sup> (Nikon) foi utilizado para medir as 5 dimensões do modelo: a altura e o diâmetro do dispositivo redondo e do dispositivo ranhurado e a distância entre eles. Os resultados foram analisados estatisticamente pelo teste t de Student. Nos modelos de gesso do grupo da silicona por condensação Speedex<sup>®</sup> foi detectado o aumento na altura dos 2 dispositivos, mas as outras dimensões diminuíram. No grupo da silicona por condensação Irasil<sup>®</sup>, todas as dimensões aumentaram e em comparação com a amostra original, não foi observada diferença significativa entre as dimensões, exceto para a altura do dispositivo com ranhura. Concluíram que as alterações dimensionais de Speedex<sup>®</sup> podem dificultar o assentamento adequado das próteses, especialmente em casos de PPF, em que a precisão das dimensões é de extrema importância. No grupo Irasil<sup>®</sup>, o aumento da altura do dispositivo pode ser um efeito negativo durante a moldagem, podendo resultar em graves distorções das impressões dos dentes

preparados. As alterações dimensionais após a desinfecção podem ser resultado da natureza química do desinfetante e a sua reação com o material de moldagem.

Kambhampati et al. (2014) avaliaram as alterações dimensionais de matrizes obtidas a partir de impressões feitas com diferentes combinações de siliconas por adição, submetidas a variações de temperatura durante o armazenamento. O modelo mestre foi fabricado com um pré-molar e um molar representando dois pilares de uma PPF. Os materiais utilizados foram silicona por adição GC Putty® (GC America) e Aquasil® (Dentsply). Os modelos de gesso foram obtidos a partir de 45 impressões de cada material (n=15), que foram armazenadas em três temperaturas: 25°C, 37°C e 42°C. Os parâmetros incluídos para a medição foram a largura mesiodistal e vestibulo-lingual, a altura e a distância entre os pré-molares e os molares. A espessura uniforme de 2mm entre o modelo mestre e a moldeira de resina acrílica foi usada para adaptar o material de moldagem. A moldeira apresentava furos de orientação para que a impressão fosse feita de forma uniforme. O gesso pedra Kalrock® foi vazado no molde. Todas as medições foram gravadas por um projetor de perfiz, com uma precisão de 0,001mm. Cada dimensão foi medida 3 vezes sobre o molde mestre para a obtenção da média, utilizada como base para a determinação da variação relativa. A análise estatística foi realizada com o teste t de Student e mostrou um aumento significativo nas dimensões do gesso pedra obtido a partir de diferentes impressões e armazenado em diferentes temperaturas. Quando a temperatura de armazenamento foi menor do que a temperatura da boca, ocorreu uma redução significativa das dimensões originais, exceto em relação à largura mesiodistal do modelo do pré-molar. Houve um aumento relativo das dimensões marginais de todos os modelos quando a temperatura de armazenamento foi aumentada para 37°C e para 42°C. As maiores alterações dimensionais foram observadas na pasta leve das siliconas por adição e as menores, na pasta pesada. Concluíram que as siliconas por adição são mais precisas numa temperatura de 25°C e que o material de impressão utilizado em apenas uma etapa pode ser mais estável dimensionalmente quando submetido ao aumento da temperatura durante o seu armazenamento.

Sinobad et al. (2014) avaliaram a deformação de impressões de siliconas por adição e por condensação após a desinfecção com soluções antimicrobianas. Foram projetadas 12 moldeiras individualizadas com resina acrílica a partir de um modelo mestre Kavo® do arco superior, que representava o incisivo central, o primeiro pré-molar e o primeiro molar com preparações para coroas metalocerâmicas. A moldeira

foi revestida internamente por uma espessura uniforme de cera para permitir que toda a área da moldeira tivesse o mesmo espaço. Foram obtidas 120 impressões com os seguintes materiais de moldagem: 2 siliconas por condensação Oranwash® L (Zhermack) com o gel catalisador Indurent® (Zhermack) e Xantopren® L Blue (Heraeus Kulzer) com o ativador universal (Heraeus Kulzer) e 2 siliconas por adição Elite H-D® (Zhermack) e Flextime correct flow® (Heraeus Kulzer). O efeito dos desinfetantes glutaraldeído, cloreto de benzalcônio Sterigum® (Zhermack) e hipoclorito de sódio a 5,25% foi analisado em 40 amostras e outras 40 amostras (grupo controle) não foram tratadas com solução desinfetante. Uma pressão com o dedo foi feita sobre a moldeira até que os *stoppers* atingissem os dentes do modelo. Após a remoção das impressões dos modelos, foram imediatamente imersas em um recipiente contendo um dos desinfetantes testados por 10min, enxaguadas com água e secas com ar. O procedimento de medição foi realizado com uma câmera fotográfica Canon G9® ligada ao computador para a obtenção de fotografias da superfície do material de impressão. Uma série de medições ocorreu após os primeiros 10min do tratamento de desinfecção, após 30min, 1h, 24h e 7 dias, em temperatura ambiente. A comparação das variáveis foi realizada pela ANOVA e pelo teste t de Student com nível de significância de 0,1. As alterações dimensionais de todas as amostras foram significantes tanto em função do tempo como o uso dos diferentes desinfetantes. As amostras do grupo controle apresentaram alterações dimensionais de 0,178% após 30min, 0,198% após 1h, 0,440% após 1 dia e de 0,548% após 7 dias. A alteração dimensional para todas as amostras depois da desinfecção com hipoclorito de sódio a 5,25% nos primeiros 30min foi de 0,220%; após 1h foi de 0,613%; após 1 dia foi de 1,053% e após 7 dias foi de 1,505%. Para o cloreto de benzalcônio Sterigum, a alteração dimensional após 30min foi de 0,140%, após 1h foi de 0,373%, após 1 dia foi de 0,598% e 7 dias foi de 0,988%. Houve uma diferença significativa das alterações dimensionais obtidas entre o grupo das siliconas por condensação e das siliconas por adição para o mesmo tempo e para o mesmo desinfetante. As siliconas por adição são mais estáveis que as de condensação; que as maiores alterações dimensionais ocorreram na primeira hora após a separação do molde do modelo e que o início da atividade dos desinfetantes influencia fortemente na estabilidade destes materiais de moldagem. O hipoclorito de sódio a 5,25% apresentou-se como o causador das maiores alterações dimensionais, sendo que seu uso deve ser evitado e a utilização

de desinfetantes que contêm cloreto de benzalcônio e glutaraldeído não altera a estabilidade dimensional dos materiais elastoméricos.

Thota et al. (2014) determinaram o efeito do tratamento em autoclave sobre a estabilidade dimensional de 3 elastômeros em 3 diferentes intervalos de tempo. Os materiais utilizados foram divididos em 3 grupos (n=15): o grupo 1 composto pela silicona por condensação ZetaPlus® (Zhermack); o grupo 2 pela silicona por adição Aquasil® (Dentsply) e o grupo 3 pelo poliéter Impregnum® Soft (3M ESPE). Um modelo padrão de aço inoxidável foi fabricado de acordo com a especificação nº 19 da ADA, com 3 linhas paralelas superficiais nomeadas de X, Y e Z. Os materiais de impressão foram misturados de acordo com as instruções de cada fabricante, carregados para dentro do padrão metálico para fazer a moldagem e cada um foi imediatamente coberto por uma fina folha de polietileno, seguido pela aplicação de uma força sobre uma placa de metal plana rígida para encaixá-lo firmemente contra o molde. As distâncias entre as linhas foram medidas em 4 pontos específicos antes, imediatamente após e 24h após a autoclavagem, usando o estereomicroscópio Magnus MSZ-Bi® (Magnus) e o programa computacional de análise de imagem Imace Pro-Insight® (Media Cybernetics). A análise estatística foi realizada utilizando a ANOVA e o teste t de Student com nível de significância de 0,05. Dentro de cada grupo, a alteração dimensional foi observada antes e imediatamente após a autoclavagem. Nenhuma alteração foi observada entre antes e 24h após a autoclavagem nas siliconas por condensação e por adição. No poliéter, a alteração dimensional foi observada em todos os três intervalos de tempo. Concluíram que a autoclavagem é considerada um procedimento de esterilização eficaz para as siliconas por condensação e por adição, exceto para o poliéter porque pode causar alterações em sua superfície por ser um material hidrofílico e, por isso, é recomendado desinfetar as impressões com esse material de acordo com as recomendações do fabricante, seja por imersão ou por pulverização.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 METODOLOGIA

Um modelo de aço inoxidável foi elaborado pela Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ivone de Oliveira Salgado e pelo Prof. Dr. Jalon de Moraes Vieira com a finalidade de executar e padronizar as moldagens. Esse dispositivo é composto de duas partes. Uma parte é formada por uma moldeira perfurada (A) com uma haste parafusada (B) para o manuseio do dispositivo e com dois orifícios, um em cada extremidade, os quais servem para a penetração do pino guia da outra parte. Na base da moldeira existe uma marcação (C) para estabelecer a correta direção da medição (Fig. 1).

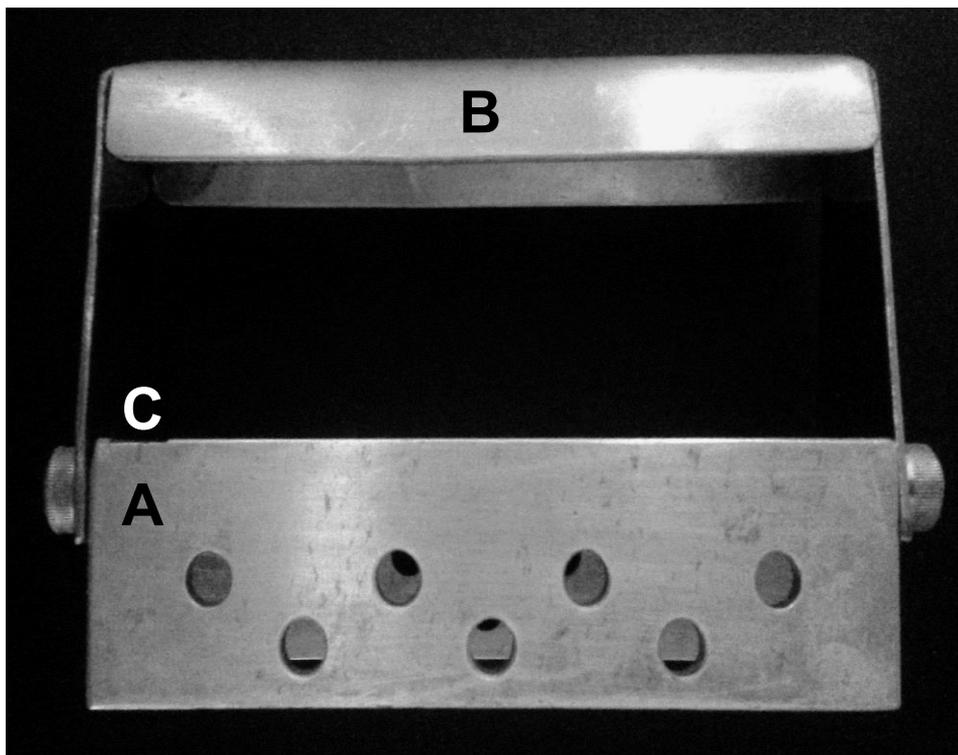


Figura 1: Moldeira perfurada (A), haste parafusada (B) e marcação (C)

A presença das perfurações de 4mm de diâmetro por toda a extensão da moldeira contribui para a saída e a redução das pressões internas do material de moldagem durante a impressão, criando retenções nas suas faces laterais e inferior.

A moldeira apresenta 24mm de largura, 75mm de comprimento e 19mm de altura e dois orifícios para a inserção dos pinos guias do dispositivo com edentações apresentam 6mm de diâmetro, com 2mm a mais que as demais perfurações da base.

Os orifícios estão localizados na base da moldeira, distalmente aos demais orifícios da base (Fig. 2).

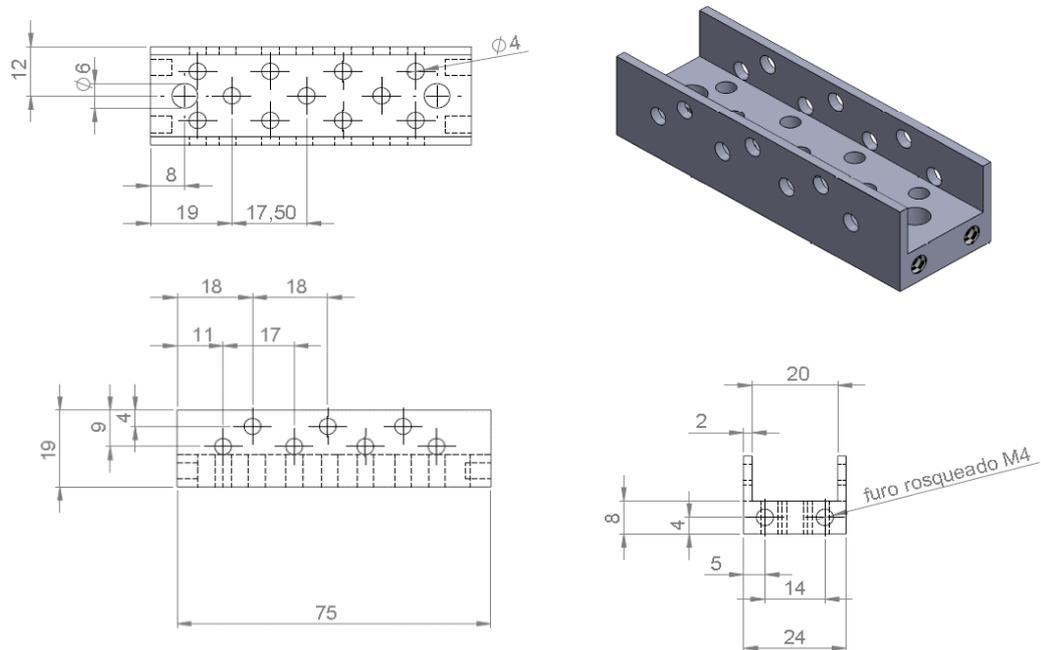


Figura 2: Dimensões equivalentes à moldeira perfurada e localização dos dois orifícios de inserção dos pinos guias

A haste apresenta uma altura de 40mm e em cada face lateral da moldeira existem 2 furos rosqueados para que a haste seja separada da moldeira após amoldagem, com o objetivo de posicionar a moldeira com o molde na mesa da MMC (Fig. 3).

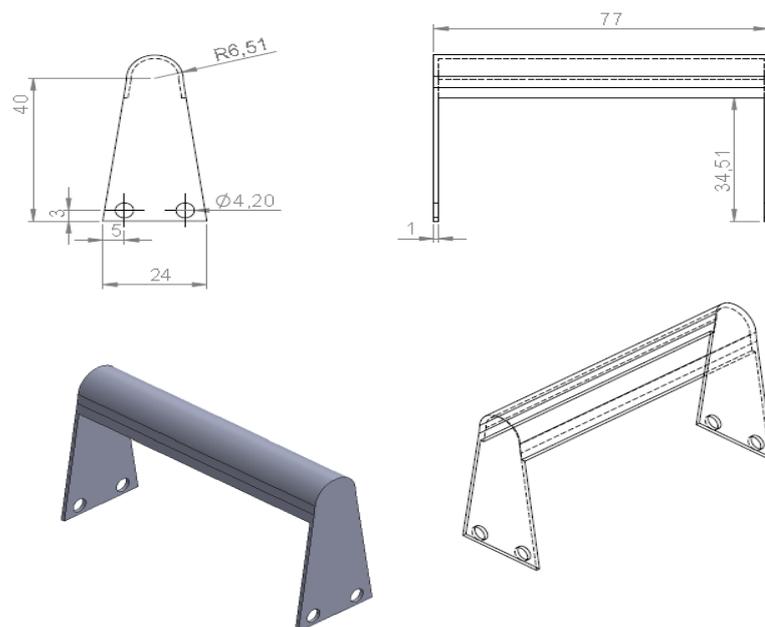


Figura 3: Haste da moldeira perfurada e suas dimensões

A outra parte do dispositivo é constituída de três edentações pré-estabelecidas (A), com dois batentes laterais (B) e um pino guia centralizado em cada batente (C) e alinhado com os orifícios de inserção dos pinos. Os batentes têm a função de limitar verticalmente a inserção da moldeira com o material, garantindo sempre a mesma força de compressão durante a moldagem e a padronização da mesma quantidade de material em todos os moldes. Os pinos guia garantem que a moldeira penetre e seja removida sempre na mesma posição, não permitindo movimentos indesejáveis durante a sua remoção e distorções do molde (Fig. 4).

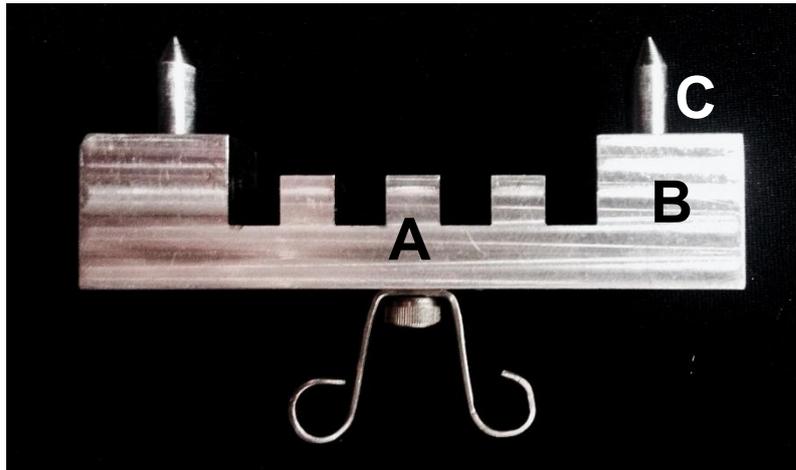


Figura 4: Dispositivo com 3 edentações (A), 2 batentes laterais (B) e com 1 pino guia (C) em cada batente

O dispositivo apresenta 75mm de comprimento e 17mm de largura, com pinos guias de 13mm de altura e 5,5mm de diâmetro e com três edentações pré-estabelecidas de 6mm de largura e 8mm de altura (Fig. 5).

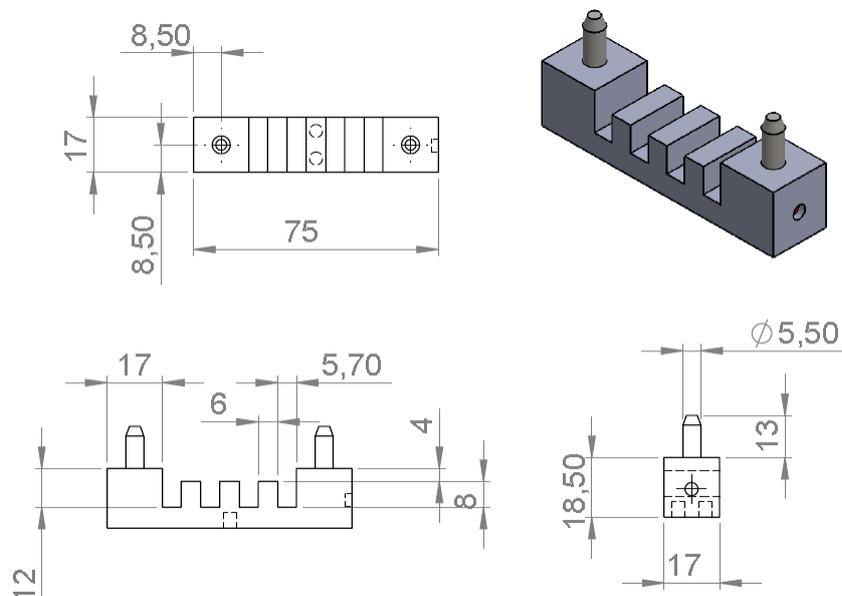


Figura 5: Dispositivo com edentações, espaço entre as edentações, batente, pinos guias e suas dimensões

A presença das edentações formam 4 espaços entre elas, com distâncias de 5,7mm e os 2 batentes laterais com 17mm de largura e 12mm de altura. A diferença de altura entre os batentes e as edentações é de 4mm, espaço destinado ao preenchimento com o material de moldagem.

As distâncias entre as edentações foram os locais onde as medidas I, II, III e IV do molde foram realizadas (Fig. 6).

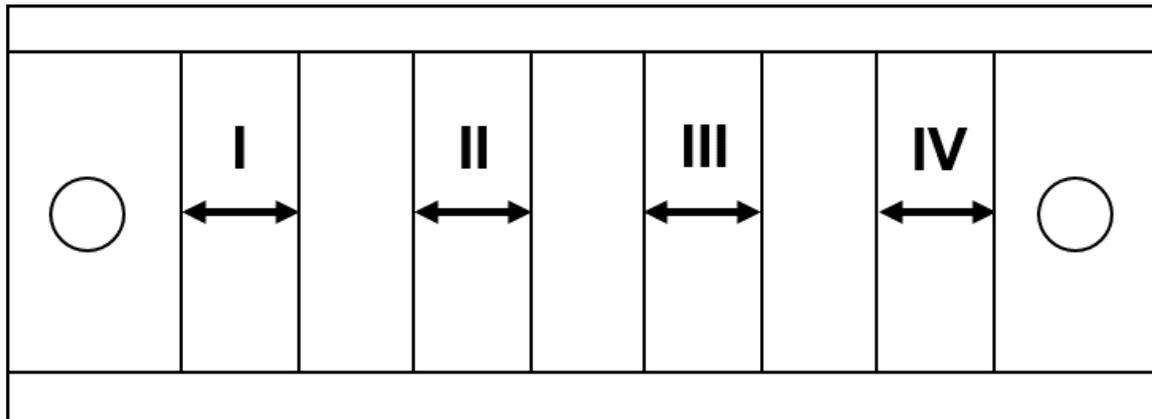


Figura 6: Representação esquemática das medidas I, II, III e IV obtidas no molde

Para a realização desta pesquisa, todos os procedimentos de moldagem foram executados por 2 operadores e a medição por um único operador no laboratório do Núcleo de Mecânica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Sudeste de Minas Gerais, Câmpus Juiz de Fora (IFET/Campus de JF), em uma sala com temperatura ambiente média de  $(23\pm 2)^{\circ}\text{C}$  e com umidade relativa do ar média de  $(50\pm 4)\%$ , utilizando um relógio termo-higrômetro Minipa modelo MT-241 (Minipa do Brasil, São Paulo, SP, Brasil). Os moldes foram armazenados em local seco, arejado e em temperatura ambiente, para que as mudanças dimensionais fossem avaliadas apenas em função do tempo.

Foram utilizadas 4 siliconas por condensação: Speedex<sup>®</sup> Putty/Speedex<sup>®</sup> Light Body (Coltene/Vigodent AS Indústria e Comércio), Optosil<sup>®</sup> Comfort Putty/Xantopren<sup>®</sup> L Blue (Heraeus Kulzer GmbH), Zetaplus<sup>®</sup> Putty/Oranwash<sup>®</sup> L (Zhermack SpA) e Precise SX<sup>®</sup> (Dentsply Indústria e Comércio Ltda). A descrição das siliconas por condensação, o nome comercial, o fabricante, a consistência das pastas, os tempos de mistura e de presa, o lote e a data de validade estão na Tabela 1 e a descrição da temperatura ambiente de armazenamento das siliconas por condensação e o tempo de vazamento do gesso no molde recomendado pelo fabricante e/ou a estabilidade dimensional, na Tabela 2.

Tabela 1: Descrição das siliconas por condensação, nome comercial, fabricante, consistência das pastas, tempo de mistura e tempo de presa, lote e data de validade

Nome comercial	Fabricante	Consistência das pastas	Tempo de mistura	Tempo de presa	Lote/data de validade
Speedex® Putty	Coltene/Vigodent S/A Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, RJ, Brasil	Densa	30s	4'30"	1303037 08/2016
Speedex® Light Body	Coltene/Vigodent S/A Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, RJ, Brasil	Fluida	30s	5'30"	1303649 08/2016
Optosil® Comfort Putty	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Hesse, Alemanha	Média	30s	6'	R390589 06/2016
Xantopren® L Blue	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Hesse, Alemanha	Fluida	30s	6'	R390589 06/2016
Zetaplus® Putty	Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália	Densa	30s	3'15"	180991 11/2016
Oranwash® L	Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália	Fluida	30s	3'30"	185233 01/2017
Precise SX®	Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil	Densa	30s	4'30"	888446F 04/2016
Precise SX®	Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil	Fluida	30s	5'30"	869090F 04/2016

Tabela 2: Descrição da temperatura ambiente de armazenamento das siliconas por condensação e o tempo de vazamento recomendado e/ou estabilidade dimensional

Nome comercial	Temperatura de armazenamento	Tempo de vazamento e/ou estabilidade dimensional
Speedex® Putty Speedex® Light Body	23°C	Vazamento pode ser feito em até 7 dias
Optosil® Comfort Putty Xantopren® L Blue	Até 25°C	Molde tem estabilidade e pode ser vazado em até 7 dias
Zetaplus® Putty Oranwash® L	23°C	Estabilidade até 24h é < -0,7% (sofre contração de até 0,7% em até 24h)
Precise SX® densa Precise SX® fluida	23°C	Não especifica na bula

Os grupos foram divididos de acordo com o tipo de material em: G1, G2, G3 e G4. Para cada grupo foram realizadas 5 moldagens, totalizando 20 locais de medição em razão da moldeira possuir 4 distâncias na coordenada "X" a serem medidas e todas foram avaliadas imediatamente à remoção da moldeira com o molde do dispositivo edentado (T0) e após 30min (T1), 1h (T2) e 7dias (T3).

O grupo G1, constituído pela pasta pesada Speedex® Putty e pela pasta leve Speedex® Light Body (Coltene/Vigodent S/A Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), apresentava como recomendação do fabricante 30s de mistura de uma colher

medidora da pasta pesada com o diâmetro de catalisador correspondente à colher marcada na massa densa e a pasta leve com o catalisador e o tempo total de presa do material é de 5min e 30s.

O grupo G2 utilizou a pasta de consistência regular Optosil® Comfort Putty e a pasta leve Xantopren® L Blue (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Hesse, Alemanha). De acordo com o fabricante, o tempo de mistura é de 30s e o tempo de presa do material é de 6min.

O grupo G3 utilizou a pasta pesada Zetaplus® Putty com a pasta leve Oranwash® L (Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália). É recomendado pelo fabricante a manipulação do catalisador Zhermack Indurent Gel® (Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) com a pasta pesada e com a pasta leve por 30s e o tempo total de presa é de 3min e 30s.

O grupo G4 utilizou a pasta densa e pasta fluida Precise SX® (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil). O fabricante recomenda a mistura da pasta densa e da pasta leve com o catalisador Precise SX® Catalisador por 30s e moldagem em uma etapa, com tempo de presa total de 5min e 30s.

A manipulação da pasta leve com o catalisador foi feita utilizando uma espátula metálica de manipulação nº 36 Duflex® (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e uma placa de vidro polida de 15mm (Prisma Instrumentos Odontológicos, Pirituba, SP, Brasil), numa proporção dispensada sobre a placa de vidro de 50mm de pasta leve e 50mm de pasta catalisadora para todas as siliconas por condensação (Fig. 7 e 8).

Para a obtenção da pasta densa, foi utilizada uma colher medidora da pasta densa de cada silicona por condensação e uma porção de catalisador referente ao diâmetro marcado no formato da colher medidora (Fig. 9). A manipulação foi feita com luva de procedimento não cirúrgica de borracha natural (Supermax Brasil Importadora S/A, Curitiba, PR, Brasil) (Fig. 10).

A técnica utilizada em todas as moldagens foi a de passo único, com a inserção na moldeira metálica da pasta pesada seguida imediatamente da pasta leve (Fig. 11). O dispositivo com os pinos guias foi inserido, adaptado na moldeira (Fig. 12) e somente foi removido após o tempo de presa recomendado pelo fabricante de cada material. Como critérios de exclusão, não se utilizou moldes com falta ou excesso de material de moldagem, com falta de homogeneidade após a manipulação ou com distorção após remoção do dispositivo com as edentações.



Figura 7: Proporção dispensada sobre a placa de vidro de 50mm de pasta leve e 50mm de pasta catalisadora da silicona por condensação Speedex

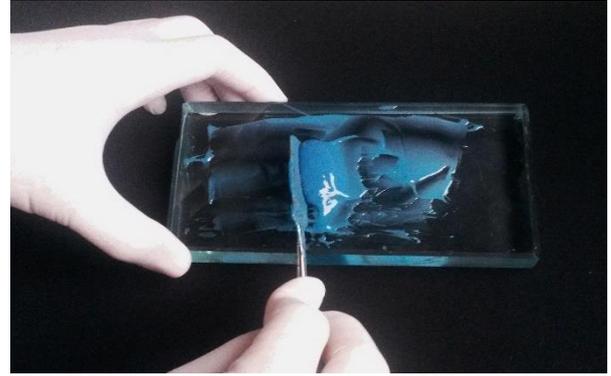


Figura 8: Manipulação da pasta leve e do catalisador da silicona por condensação Speedex



Figura 9: Utilização de uma colher medidora de pasta densa e porção de catalisador referente ao diâmetro marcado do formato da colher medidora da silicona por condensação Speedex.



Figura 10: Manipulação da pasta pesada e do catalisador da silicona por condensação Speedex

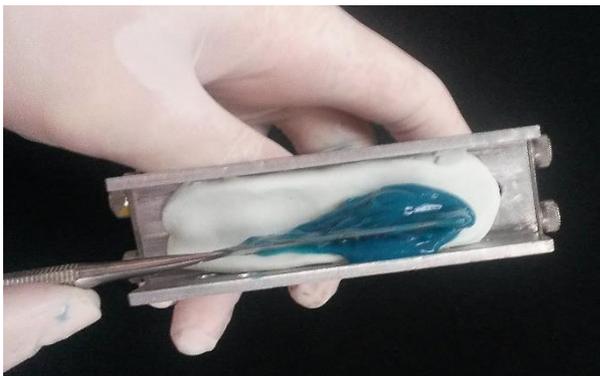


Figura 11: Técnica de passo único, com a inserção da pasta pesada seguida da pasta leve na moldeira metálica perfurada

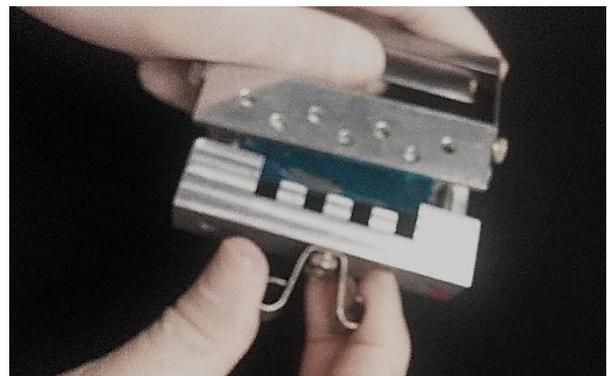


Figura 12: Dispositivo com as edentações e os pinos guias sendo inserido e adaptado à moldeira

Após a realização das moldagens, as medições foram executadas nos tempos pré-estabelecidos, utilizando a MMC Crysta-Plus M 574 (Mitutoyo Sul Americana, São

Paulo, SP, Brasil) com resolução de 0,0005mm e o programa computacional MCOSMOS-1 versão 2.4 (Geopak, Mitutoyo Controlled Open Systems for Modular Operation Support) (Fig.13).



Figura 13: MMC Crysta-Plus M574 e programa computacional MCOSMOS-1 versão 2.4

O programa de medição que permite a identificação dos pontos tridimensionais de medição e cálculos matemáticos para a medição de grandezas lineares: MCOSMOS-1 v. 2.4 (Geopak, Mitutoyo Controlled Open Systems for Modular Operation Support) está representado na Figura 14. Esse programa é utilizado para medir e analisar elementos geométricos. Suas características incluem visualização simplificada dos procedimentos e dos resultados de medição, vista gráfica em tempo real das medições e uma função para chamada direta de elementos a partir dos resultados gráficos.

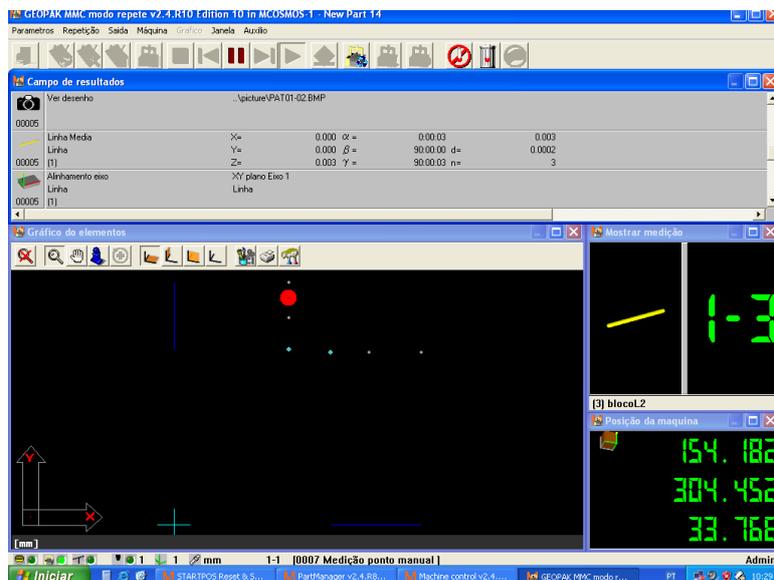


Figura 14: Programa MCOSMOS-1 (Geopak)

A MMC apresenta um pórtico móvel configurado para permitir acesso livre à área de medição e um sistema de trava, que permite que com apenas um toque, cada eixo da MMC seja travado separadamente, possibilitando ao operador o comando da movimentação por todo o curso da medição e desta forma, torna-se mais fácil posicionar o sensor de medição exatamente onde se deseja realizar a inspeção. Isso gera um maior conforto e controle manual do operador, velocidade controlada e exatidão da medição (Fig. 15).

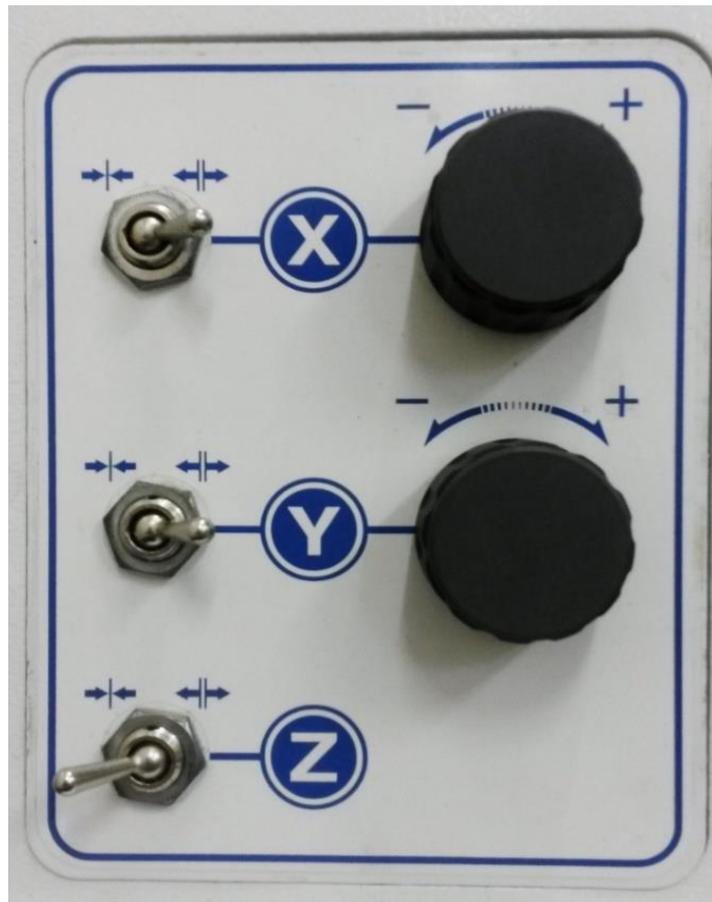


Figura 15: Sistema de trava dos eixos X, Y e Z

Na flange de operação, existe um manípulo com sistema de força constante, o qual absorve impactos para controlar o deslocamento e manter a regularidade na força aplicada na medição, mesmo quando o sistema estiver em uso pelo operador. Esta característica aumenta a reprodutibilidade e, conseqüentemente, diminui a incerteza da medição. Também serve como aparato para o uso do apalpador eletrônico.

O apalpador eletrônico é um sensor que coleta os valores das coordenadas dos pontos na superfície da peça por uma ponta de contato esférica de rubi (Fig. 16).



Figura 16: Manípulo com sistema de força constante, apalpador eletrônico e ponta calibradora de zircônia

Antes de qualquer medição dos moldes, foi usado um apalpador eletrônico de 2mm de diâmetro (Fig. 17), devidamente calibrado com uma ponta calibradora de referência de zircônia de 19,97mm de diâmetro (Fig. 16).

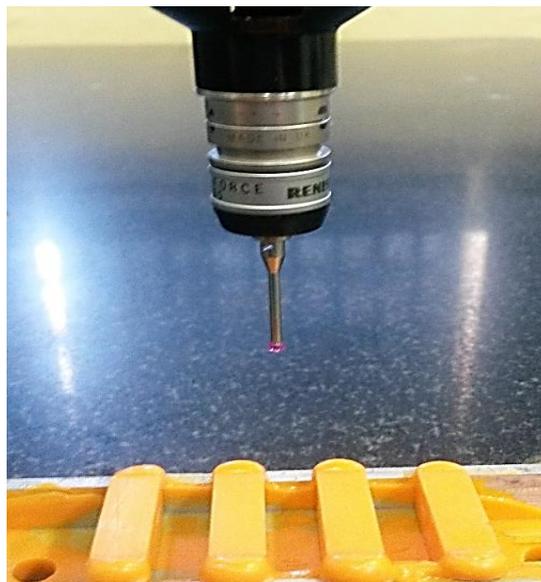


Figura 17: Apalpador eletrônico e molde usado para as medições

Com a ponta apalpadora, as medições foram realizadas em cada lado da moldagem, tocando três pontos para formar uma reta, de forma que ficassem equidistantes e sempre na mesma altura, por isso, a coordenada “Z” manteve-se fixa e foram utilizadas as coordenadas “X” e “Y”, que são a largura e o comprimento em todas as moldagens (Fig. 18). Em cada moldagem, as medidas I, II, III e IV foram obtidas pelo programa COSMOS-1 e informadas na tela do computador acoplado à MMC (Fig. 14).

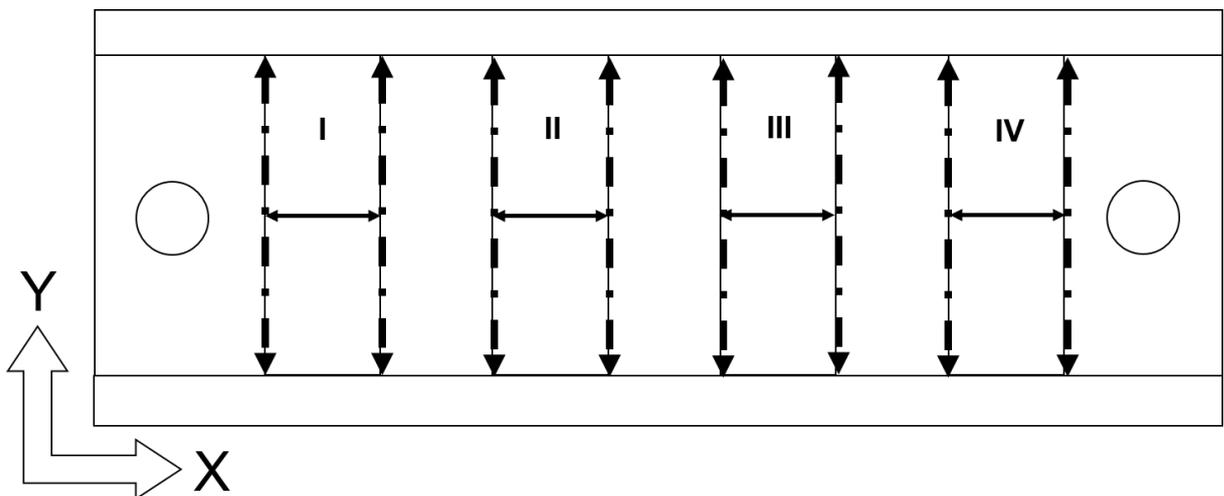


Figura 18: Representação esquemática do molde e das coordenadas “X” e “Y” representadas por setas. No eixo “Y”, observa-se a seta com 3 pontos equidistantes, aonde a ponta apalpadora contactou. As medidas foram obtidas a partir das setas no eixo “X”.

## 4.2 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada com o programa computacional SPSS (Chicago, Illinois, Estados Unidos). Primeiramente, foi feito o teste de Kolmogorov-Smirnov que rejeitou a hipótese nula de distribuição assimétrica. Posteriormente, foi feito a ANOVA, para comparar as 4 siliconas por condensação simultaneamente e o teste paramétrico t de Student para comparar os materiais 2 a 2. O nível de significância global foi de  $p \leq 0,05$ . A hipótese nula para ser testada é a de que todos os materiais se comportam da mesma forma independente de qualquer variável.

## 5 RESULTADOS

Cada medição nas medidas I, II, III e IV em cada silicona por condensação foi realizada 3 vezes e a média aritmética foi calculada para a obtenção dos resultados. Foi realizada a média aritmética das medidas I dos 5 corpos de prova de cada material testado e o mesmo procedimento foi adotado para as medidas II, III e IV nos diferentes tempos. Essas médias foram plotadas na Tabela 3.

Tabela 3: Média em milímetros das medições das siliconas por condensação testadas e os diferentes tempos estabelecidos

Material e tempo	Medidas	T0 (0min)	T1 (30min)	T2 (1 hora)	T3 (7 dias)
Speedex	I	5,7668	5,7756	5,7496	5,7348
	II	5,7426	5,7578	5,7302	5,7120
	III	5,7294	5,7506	5,7364	5,7078
	IV	5,7662	5,7640	5,7706	5,7432
Optosil P Plus Xantopren L Blue	I	5,6780	5,7120	5,7114	5,6848
	II	5,6516	5,6776	5,6802	5,6402
	III	5,6688	5,6840	5,6802	5,6418
	IV	5,7328	5,7384	5,7244	5,7098
Zetaplus Putty Oranwash L	I	5,6426	5,6798	5,7006	5,6498
	II	5,6288	5,6706	5,6832	5,6484
	III	5,6432	5,6804	5,6884	5,6568
	IV	5,6976	5,7460	5,7342	5,6988
Precise SX	I	5,6272	5,6682	5,6682	5,6514
	II	5,6100	5,6542	5,6560	5,6214
	III	5,6328	5,6762	5,6624	5,6320
	IV	5,6590	5,6938	5,7164	5,6812

Após a realização das médias das medidas I, II, III e IV nas 5 moldagens de cada material, essas médias foram novamente feitas com as medidas I, II, III e IV de cada silicona por condensação e estão representadas no Gráfico 1.

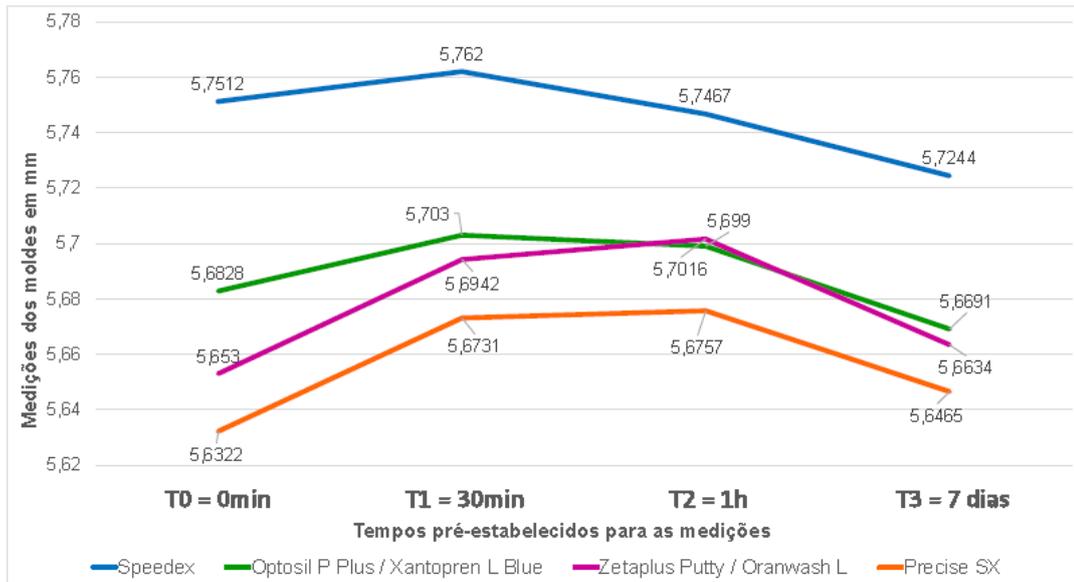


Gráfico 1: Alteração dimensional em milímetros dos 4 materiais de moldagem em relação ao tempo

Esses valores numéricos de alteração dimensional estão representados em percentagem na Tabela 4. O tempo T0 indica a alteração inicial do molde em relação ao modelo metálico usado para a confecção das moldagens.

Tabela 4: Porcentagem de todas as siliconas em relação ao tempo T0

Molde	T0* (inicial)	T1 (após 30min)	T2 (após 1h)	T3 (após 7 dias)
Speedex	+0,89%	+ 0,18%	-0,078%	-0,46%
Optosil P Plus/Xantopren L Blue	-0,30%	+0,35%	-0,28%	-0,24%
Zetaplus Putty/Oranwash L	-0,82%	+0,73%	+0,85%	-0,18%
Precise SX	-1,18%	+0,72%	+0,77%	+0,25%

\*T0 representa a porcentagem em relação ao modelo padrão (5,7mm).

Quando as 4 marcas são comparadas simultaneamente, nota-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre os 4 materiais de moldagem nos 4 tempos (Tabela 5).

Tabela 5: Comparação simultânea entre as 4 marcas de silicona por condensação nos 4 tempos

Tempos pré-estabelecidos	T0	T1	T2	T3
p valor	0,23	0,85	0,92	0,65

O teste t de Student pareado mostra a comparação entre os 4 tempos de todas as siliconas por condensação (Tabela 6):

Tabela 6: Comparação entre as médias, desvio padrão e p valor de cada grupo baseado nas 4 variáveis (impressões com as siliconas por condensação) e os 4 tempos de medição

Material	T0	T1	T2	T3	p valor
Speedex	5,7512 (0,02)	5,7620 (0,01)	5,7467 (0,02)	5,7240 (0,02)	p=0,08
Optosil P Plus Xantopren L Blue	5,6825 (0,01)	5,7030 (0,03)	5,6990 (0,02)	5,6690 (0,01)	p=0,85
Zetaplus Putty Oranwash L	5,6330 (0,001)	5,6942 (0,03)	5,7016 (0,02)	5,6634 (0,001)	p=0,99
Precise SX	5,6322 (0,001)	5,6731 (0,02)	5,6757 (0,03)	5,6465 (0,001)	p=0,53

O teste t de Student pareado mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre nenhum tempo em cada silicona por condensação. A maior contração linear do molde de silicona por condensação foi observada na Speedex, mas não foi significativa (p=0,08). A Zetaplus Putty/Oranwash L parece ser a mais estável de todas (p=0,99) por apresentar a menor diferença, que também foi não significativa.

O teste t de Student para amostras independentes compara os 4 tempos entre 2 materiais de moldagem e está representada na Tabela 7. Não houve diferença estatisticamente significativa entre nenhuma silicona por condensação.

Pode-se afirmar que não houve diferença estatisticamente significativa entre nenhuma silicona após 7 dias, a exceção pode ser vista entre a Precise SX e a Speedex (p=0,05).

Tabela 7: Comparação entre as siliconas por condensação nos tempos T0, T1, T2 e T3

Siliconas por condensação comparadas 2 a 2	p valor (T0)	p valor (T1)	p valor (T2)	p valor (T3)
Speedex X Optosil P Plus/Xantopren L Blue	0,44	0,57	0,64	0,22
Speedex X Zetaplus Putty/Oranwash L	0,29	0,52	0,66	0,08
Speedex X Precise SX	0,29	0,33	0,54	0,05*
Optosil P Plus/Xantopren L Blue X Zetaplus Putty/Oranwash L	0,37	0,94	0,98	0,91
Optosil P Plus/Xantopren L Blue X Precise SX	0,37	0,79	0,84	0,68
Zetaplus Putty/Oranwash L X Precise SX	0,97	0,85	0,82	0,47

\*p≤0,05

## 6 DISCUSSÃO

Os materiais de moldagem são utilizados para diversos procedimentos na prática odontológica, como, por exemplo, para a posterior fabricação de restaurações protéticas (IDRIS, HOUSTON e CLAFFEY, 1995; FARIA et al., 2008), para a confecção de modelos ortodônticos digitais e tradicionais de gesso odontológico (ALCAN, CEYLANOĞLU e BAYSAL, 2009; LEIFERT et al., 2009).

São materiais que devem ser misturados criteriosamente em proporções padronizadas de acordo com as recomendações do fabricante para fornecer uma exatidão clínica aceitável (IDRIS, HOUSTON e CLAFFEY, 1995; ANTUNES, MATSUMOTO e PANZERI, 1997; CHANDRAN et al., 2010; KUMAR e AERAN, 2012; SCHAEFER et al., 2012).

Todas as 4 siliconas por condensação testadas neste trabalho foram manipuladas de acordo com as instruções do fabricante e mantidas em posição durante a moldagem nos tempos estabelecidos por cada fabricante até a presa final.

De acordo com a preconização da ADA, o limite máximo recomendado de contração é de 0,5% em 24h (ADA, 2007). Os moldes não foram medidos após 24h, somente após 1h. Pode-se notar que após 1h a Speedex e a Optsosil P Plus/Xantopren L Blue mantiveram-se com alterações inferiores a 0,5%, o que não ocorreu com as siliconas por condensação Zetaplus Putty/Oranwash L e Precise SX.

Levando-se em consideração que a alteração dimensional linear dos materiais de moldagem não deve ultrapassar 1,5% da sua dimensão inicial de acordo com os limites permitidos e preconizados pela ADA (CHANDRAN et al., 2010; RODRIGUEZ e BARTLETT, 2011), todas as siliconas por condensação testadas podem ser devidamente usadas na prática clínica por apresentarem alteração linear abaixo de 1,5% da sua dimensão inicial (T0) e em até 7 dias (T3). Em relação à medição instantânea do molde (T0), a Speedex apresentou uma maior contração (0,46%) em relação à Optsosil P Plus/Xantopren L Blue (0,24%) e à Zetaplus Putty/Oranwash L (0,18%) após 7 dias de medição. A Precise SX expandiu desde o primeiro momento até 7 dias (0,25%).

Os quatro elastômeros que existem para a utilização clínica na Odontologia são as siliconas por adição e por condensação, os poliéteres e os polissulfetos (HAMALIAN, NASR e CHIDIAC, 2011). As siliconas por adição e os poliéteres

apresentam maior precisão e estabilidade em relação ao polissulfeto e a silicona por condensação (CIESCO et al., 1981; FARIA et al., 2008; PEREIRA et al., 2010; RUDOLPH et al., 2013).

A precisão dimensional das siliconas por condensação vem sendo pesquisada (ANTUNES, MATSUMOTO e PANZERI, 1997; SILVA e SALVADOR, 2004; LOPES, DE CEZERO e SUZUKI, 2006; FARIA et al., 2008; PEREIRA et al., 2010; KUMAR e AERAN, 2012; SINOBAD et al., 2014), porque são materiais que podem variar ao longo de diferentes tempos de armazenamento (ANTUNES, MATSUMOTO e PANZERI, 1997; CHEN, LIANG e CHEN, 2004; LEIFERT et al., 2009; HAMALIAN, NASR e CHIDIAC; 2011; SINOBAD et al., 2014).

As siliconas por condensação são materiais considerados dimensionalmente estáveis por até 72h após a moldagem (SILVA e SALVADOR, 2004; LOPES, DE CEZERO e SUZUKI, 2006). Após a mensuração das distâncias obtidas, Lopes, De Cezero e Suzuki (2006) não encontraram diferença estatisticamente significativa entre as siliconas por condensação Speedex e Zetaplus até 72h. Neste trabalho, nenhum dos 2 materiais apresentaram diferença entre si até 7 dias após a moldagem.

As maiores alterações dimensionais dos moldes das siliconas por condensação ocorrem na primeira hora após a moldagem (CIESCO et al., 1981; SINOBAD et al., 2014) o que significa a presença do fenômeno de polimerização, com uma possível perda de constituintes voláteis, como o álcool (CIESCO et al., 1981). Essa afirmação corrobora com a pesquisa realizada, em que na primeira hora, principalmente nos primeiros 30min, todas as siliconas por condensação testadas apresentaram expansão dimensional linear. Como mostra o Gráfico 1, após 1h, exceto a Precise SX, todos os materiais apresentaram um declínio, ou seja, apresentaram uma contração dimensional.

De acordo com Kumar e Aeran (2012) não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre a silicona por condensação, a silicona por adição e o poliéter após 1h do vazamento do gesso no molde. Nesta pesquisa, também não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre as siliconas por condensação após 1h da moldagem.

Segundo a especificação nº 19 da ADA, muitos elastômeros apresentam diferentes características de viscosidade e escoamento, que são consistências muito pesada/densa, pesada, regular e leve (ADA, 2007). A combinação de diferentes viscosidades pode influenciar diretamente a expansão ou a contração térmica do

material de moldagem (KAMBHAMPATI et al., 2014). As siliconas por condensação utilizadas no trabalho apresentaram 2 consistências: pasta densa e pasta fluida, exceto Optosil Comfort Putty/ Xantopren L Blue, que é uma combinação de pasta de consistência regular e fluida, respectivamente.

As pastas pesada e leve dos materiais de moldagem devem ser proporcionalmente medidas seguindo as instruções de cada fabricante para a obtenção do molde (SILVA e SALVADOR, 2004). Nesta pesquisa, as pastas leves foram dispensadas sobre a placa de vidro numa proporção de 1:1 em relação ao catalisador, que foi de 50mm e então misturados por 30s até realizar a completa homogeneização. As pastas pesadas ou regular foram manipuladas com 1 medida para 1 porção de catalisador referente ao diâmetro da medida marcada do formato da colher medidora de cada silicona por condensação.

Outro fator que influencia a alteração dimensional dos materiais de moldagem é a utilização de técnicas de impressão de uma ou de duas etapas (IDRIS, HOUSTON e CLAFFEY, 1995; LUTHARDT et al., 2006; FARIA et al., 2008; RODRIGUEZ e BARTLETT, 2011).

Após a manipulação do material de moldagem pela técnica de uma etapa, todas as áreas de pasta pesada devem ser completamente cobertas com material leve (RUDOLPH et al., 2013) para a obtenção da estabilidade dimensional da impressão obtida. Independente da forma de manipulação desses materiais, o importante é que eles devem ser suficientemente precisos em qualquer situação clínica (IDRIS, HOUSTON e CLAFFEY, 1995).

Neste trabalho, foi usada a técnica de uma etapa em que as pastas pesada/regular e leve foram misturadas simultaneamente com o catalisador, de acordo com o tempo de mistura recomendado por cada fabricante. Ambas foram utilizadas e inseridas na moldeira, uma em seguida da outra.

As variáveis ambientais apresentaram uma grande influência sobre a estabilidade dimensional dos materiais de moldagem (CIESCO et al., 1981). A dimensão do molde também deve ser estável mesmo quando é submetido ao aumento da temperatura durante o seu armazenamento (KAMBHAMPATI et al., 2014). Durante todo o período da pesquisa, os moldes foram armazenados em temperatura ambiente de  $(23\pm 2)^{\circ}\text{C}$ .

De acordo com a especificação nº 19 da ADA, um bloco de aço inoxidável padronizado com 3 linhas paralelas superficiais nomeadas de "X", "Y" e "Z" é usado

para representar o modelo de referência e para a moldagem com os elastômeros, com a criação de uma área de superfície para a medição (CIESCO et al., 1981; RODRIGUEZ e BARTLETT, 2011; THOTA et al., 2014).

Nesta pesquisa, foi utilizado um dispositivo específico composto por duas partes metálicas. A primeira parte é uma moldeira perfurada com uma haste para o seu manuseio e com dois orifícios em cada extremidade. A outra parte do dispositivo é constituída por três edentações pré-estabelecidas e dois batentes laterais, com um pino guia centralizado em cada batente, para que a inserção e a remoção da moldeira fossem sempre na mesma posição e na direção dos furos de orientação, não permitindo distorções indesejáveis do molde durante o encaixe e o desajuste das duas partes do dispositivo.

Em trabalhos da literatura, observou-se que todas as impressões foram armazenadas em temperatura ambiente e vazadas em gesso pedra de alta resistência no tempo indicado nas respectivas bulas para a obtenção dos modelos de estudo (IDRIS, HOUSTON e CLAFFEY, 1995; CEYHAN, JOHNSON e LEPE, 2003; CHEN, LIANG e CHEN, 2004; SHAH et al., 2004; LOPES, DE CEZERO e SUZUKI, 2006; LUTHARDT et al., 2006; FARIA et al., 2008; ALCAN, CEYLANOĞLU e BAYSAL, 2009; CHANDRAN et al., 2010; PEREIRA et al., 2010; KUMAR e AERAN, 2012; SCHAEFER et al., 2012; RUDOLPH et al., 2013; ENDER e MEHL, 2013; NASSAR et al., 2013; KAMBHAMPATI et al., 2014).

Diferentemente dos outros autores, não houve a medição dos modelos de gesso. Os modelos vazados em gesso odontológico apresentam diferença estatisticamente significativa em relação ao modelo usado para a moldagem (FARIA et al., 2008). A precisão tridimensional avaliada nessa pesquisa foi feita diretamente no molde confeccionado com as diferentes siliconas por condensação, evitando dessa forma, as possíveis alterações produzidas pelo vazamento em gesso.

Os moldes com materiais de moldagem podem ser armazenados com uma toalha de papel úmida ao seu redor por 24h antes do vazamento do gesso (CHANDRAN et al., 2010). Também podem ser imersos em soluções desinfetantes, como as de hipoclorito de sódio e de glutaraldeído (SILVA e SALVADOR, 2004; SINOBAD et al., 2014) a fim de favorecer a biossegurança no manuseio dos materiais e a redução dos riscos de contaminação no ambiente clínico e laboratorial (SILVA e SALVADOR, 2004).

A atividade dos desinfetantes é considerada um fator relevante que influencia fortemente na estabilidade dos materiais de moldagem (CHANDRAN et al., 2010; SINOBAD et al., 2014). As siliconas por condensação sofrem alterações dimensionais após a desinfecção como resultado da natureza química do desinfetante e a sua reação com as mesmas (KALANTARI, MALEKZADEH e EMANI, 2014).

Além da umidade, o vazamento em gesso do molde após o tempo determinado pelo fabricante é um fator relevante para as alterações dimensionais dos materiais de moldagem (ALCAN, CEYLANOĞLU e BAYSAL, 2009; CHANDRAN et al., 2010; RODRIGUEZ e BARTLETT, 2011; SINOBAD et al., 2014).

Os moldes das siliconas por condensação nesta pesquisa foram armazenados em local seco e arejado para que as mudanças dimensionais fossem avaliadas apenas em função dos tempos 0min, 30min, 1h e 7 dias após a moldagem.

Existem várias formas de medição do molde ou do modelo, entre elas, a técnica automática de modelagem tridimensional com sobreposição de imagens digitalizadas (CHEN, LIANG e CHEN, 2004; SHAH et al., 2004; LUTHARDT et al., 2006; ALCAN, CEYLANOĞLU e BAYSAL, 2009; LEIFERT et al., 2009; CHANDRAN et al., 2010; SCHAEFER et al., 2012; RUDOLPH et al., 2013; ENDER e MEHL, 2013) que fornece resultados de medição que servem para comparar as impressões convencional e digital (ENDER e MEHL, 2013). São exemplos técnicas de digitalização sem contato a TC (EL-ZANATY et al., 2010; TORASSIAN et al., 2010; WIRANTO et al., 2013), o perfilômetro a *laser* sem contato (RODRIGUEZ e BARTLETT, 2011) e o sistema CAD (*Computer-Aided Design*) (ENDER e MEHL, 2013; WIRANTO et al., 2013).

Essa técnica utiliza um sistema óptico tridimensional sem contato e uma câmera óptica calibrada que captura imagens individuais dos modelos de gesso ou do molde (BRUSCO et al., 2007) e, após a filtragem de pontos de alta precisão, essas imagens são alinhadas de forma coordenada e idêntica em comparação com o modelo de referência para calcular as discrepâncias existentes nas sobreposições (CHEN, LIANG e CHEN, 2004; ALCAN, CEYLANOĞLU e BAYSAL, 2009; ENDER e MEHL, 2013; RUDOLPH et al., 2013). A maior dificuldade existente encontra-se principalmente em tornar uma superfície tridimensional num conjunto de nuvens de pontos e conseguir o registro alinhado dos modelos durante a digitalização dos mesmos (BRUSCO et al., 2007).

Tecnicamente, as vantagens da digitalização das impressões estão relacionadas à minimização das alterações dimensionais e à eliminação da

necessidade de confecção de modelos de gesso (EL-ZANATY et al., 2010; RODRIGUEZ e BARTLETT, 2011), mas o maior desafio é a obtenção a previsibilidade e a reprodutibilidade dos métodos de impressão (CHANDRAN et al., 2010), visto que a impressão digital é menos precisa e mostra um padrão de desvio diferente em relação à impressão convencional (ENDER e MEHL, 2013).

Outra técnica existente é a validação metrológica de objetos tridimensionais com o auxílio de um aparelho de medição tridimensional por coordenadas (BRUSCO et al., 2007; LOPES, DE CEZERO e SUZUKI, 2006; FURUTANI e OZAKI, 2012). Optou-se pelo uso da MMC Crysta-Plus® M 574 (Mitutoyo) porque pode ser usada para avaliar precisamente as medições geométricas, incluindo as superfícies de forma livre, como as moldagens e os modelos de gesso (BRUSCO et al., 2007).

A MMC faz a medição em três coordenadas, pois apresenta uma esfera calibradora que encontra os pontos verdadeiros correspondentes aos modelos (BRUSCO et al., 2007), que são os eixos “X”, “Y” e “Z”, o que significam, respectivamente, a largura, o comprimento e a altura do molde (SHAH et al., 2004; KAMBHAMPATI et al., 2014).

O braço articulado e o braço paralelo da MMC são calibrados para determinar os valores reais dos parâmetros cinemáticos e medir os pontos em diferentes orientações, originando 3 pontos para formar uma reta no plano bidimensional dos artefatos (FURUTANI e OZAKI, 2012). Existem 3 pontos lineares fixos no sistemas de coordenadas que são medidos quando ocorre o movimento do braço de uma posição inicial para uma posição final e o ponto move-se para qualquer posição girando em torno de um ponto fixo (AGGOGERI et al., 2011; FURUTANI e OZAKI, 2012).

Os movimentos são realizados nas coordenadas “X” e “Y” e a altura da preparação na coordenada “Z” permanece fixa (SHAH et al., 2004), assim como neste trabalho, e as medições foram realizadas tocando três pontos laterais do molde no eixo “Y”. Essa distância linear obtida a partir de 3 pontos criou uma reta e a distância entre 2 retas definiram as medidas lineares em milímetros das medidas I, II, III e IV de cada molde nos diferentes tempos.

A medição da distância entre os diferentes pontos foi feita 3 vezes e a média foi tomada como referência (SILVA e SALVADOR, 2004; FARIA et al., 2008; KUMAR e AERAN, 2012; KAMBHAMPATI et al., 2014), servindo como base para a determinação da variação relativa (KAMBHAMPATI et al., 2014). Este procedimento também foi realizado na pesquisa para aumentar a confiabilidade dos resultados.

A análise da precisão tridimensional de modelos confeccionados com materiais odontológicos utilizando programas computacionais, apesar de apresentar problemas relacionados à demora da aquisição (BRUSCO et al., 2007; CHANDRAN et al., 2010) e à dificuldade em analisar estatisticamente os dados (CHANDRAN et al., 2010; AGGOGERI et al., 2011) é uma alternativa rápida e que gera tolerâncias dimensionais e geométricas aceitáveis das medidas (SHAH et al., 2004; LEIFERT et al., 2009, AGGOGERI et al., 2011) e pode ser uma alternativa válida ao método convencional de medição dos modelos dentários de gesso (EL-ZANATY et al., 2010).

Além da importância da propriedade de estabilidade dimensional dos materiais de moldagem, os CD devem usá-los adequadamente na prática clínica para proporcionar longevidade ao tratamento odontológico (VITTI et al., 2013).

## **7 CONCLUSÃO**

Todas as siliconas por condensação testadas apresentam alteração dimensional clinicamente aceitável e podem ser vazadas imediatamente, 30min, 1h e 7 dias após a moldagem.

## REFERÊNCIAS

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. **Specification no.19: dental elastomeric impression materials**. Chicago: ADA, 2007, 9 p.

AGGOGERI, F. et al. Measurement uncertainty assessment of Coordinate Measuring Machines by simulation and planned experimentation. **CIRP J Manufact Sci Technol**, Brescia, v. 4, n. 1, p. 51-56, 2011.

ALCAN, T; CEYLANOĞLU, C; BAYSAL, B. The relationship between digital model accuracy and time-dependent deformation of alginate impressions. **Angle Orthod**, Istanbul, v. 79, n. 1, p. 30-36, Jan. 2009.

ANTUNES, R. P. A.; MATSUMOTO, W.; PANZERI, H. Avaliação da capacidade de cópia de materiais de moldagem elastoméricos de diferentes sistemas por meio de uma técnica aplicável clinicamente. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v. 11, n. 4, p. 263-271, out./dez. 1997.

BRUSCO, N. et al. Metrological validation for 3D modeling of dental plaster casts. **Med Eng Phys**, Padova, v. 29, n. 9, p. 954-966, Nov. 2007.

CEYHAN, J. A.; JOHNSON, G. H.; LEPE, X. The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions. **J Prosthet Dent**, Seattle, v. 90, p. 143-149, Aug. 2003.

CHANDRAN, D. T. et al. Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: Effects of storage time and moisture contamination. **Biomed Mater Eng**, Bistol, v. 20, p. 243-249, 2010.

CHEN, S. Y.; LIANG, W. M.; CHEN, F. N. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials, **J Dent**, Taichung, v. 32, n. 8, p. 603-609, Nov. 2004.

CIESCO, J. et al. Comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent**, Maywood, v. 45, n. 1, p. 89-94, Jan. 1981.

DE CESERO, L. et al. Influence of elastic recovery time on the dimensional stability of polydimethylsiloxane (PDS). **Polímeros**, São Carlos, v. 23, n. 4, p. 473-476, 2013.

EL-ZANATY, H. M. et al. Three-dimensional dental measurements: alternative to plaster models. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Cairo, v. 137, n. 2, p. 259-265, Feb. 2010.

ENDER, A.; MEHL, A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. **J Prosthet Dent**, Zurich, v. 109, n. 2, p. 121-128, 2013.

FARIA, A. C. L. et al. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. **Braz Oral Res**, v. 22, n. 4, p. 293-298, Oct./Dec. 2008.

FURUTANI, R.; OZAKI, M. Uncertainty of calibration of 2D planar coordinate measuring machine. **Measurement**, Tokyo, v. 45, n. 3, p. 427-430, April 2012.

HAMALIAN, T. A.; NASR, E.; CHIDIAC, J. J. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. **J Prosthodont**, Baabda, v. 20, n. 2, p. 153-160, Feb. 2011.

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. **J Prosthet Dent**, Dublin, v. 74, n. 5, p. 535-541, Nov. 1995.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 4823**: dentistry - elastomeric impression materials. 3rd ed. Geneva, 2000. 33 p.

KALANTARI, M. H.; MALEKZADEH, A.; EMAMI, A. The effect of disinfection with sodium hypochlorite 0.5% on dimensional stability of condensation silicone impression materials of Speedex and Irasil. **J Dent (Shiraz)**, Shiraz, v. 15, n. 3, p. 98-103, Sept. 2014.

KAMBHAMPATI, S. et al. Effect of temperature changes on the dimensional stability of elastomeric impression materials. **J Int Oral Health**, Azamgarh, v. 6, n. 1, p. 12-19, Feb. 2014.

KUMAR, V.; AERAN, H. Evaluation of effect of tray space on the accuracy of condensation silicone, addition silicone and polyether impression materials: an in vitro study. **J Indian Prosthodont Soc**, Meerut, v. 12, n. 3, p. 154-160, July-Sept. 2012.

LEIFERT, M. F. et al. Comparison of space analysis evaluations with digital models and plaster dental casts. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, New York, v. 136, n. 1, p. 16.e1–16.e4, July 2009.

LOPES, L. A. Z.; DE CEZERO, L.; SUZUKI, R. M. Avaliação da estabilidade dimensional de siliconas de condensação conforme o tempo de vazamento. **Rev Fac Odontol P Alegre**, Porto Alegre, v. 47, n. 1, p. 9-14, abr. 2006.

LUTHARDT, R. G. et al. Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. **Dent Mater**, Dresden, v. 22, n. 1, p. 69-76, Jan. 2006.

MANOJ, S. S. et al. A comparative evaluation of the linear dimensional accuracy of four impression techniques using polyether impression material. **J Indian Prosthodont Soc**, Kollam, v. 13, n. 4, p. 428-438, Oct./Dec. 2013.

**MCOSMOS Software**. Mitutoyo America Corporation, Illinois: 2012. Disponível em: <[http://www.mitutoyo.com/Images/003/315/2020\\_MCOSMOS.pdf/](http://www.mitutoyo.com/Images/003/315/2020_MCOSMOS.pdf/)>. Acesso em: 08 jan. 2015.

NASSAR, U. et al. An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. **J Prosthet Dent**, Edmonton, v. 109, n. 3, p. 172-178, Mar. 2013.

PEREIRA, J. R., et al. Linear dimensional changes in plaster die models using different elastomeric materials. **Braz Oral Res**, Tubarão, v. 24, n. 3, p. 336-341, July/Sept. 2010.

RODRIGUEZ, J. M.; BARTLETT, D. W. The dimensional stability of impression materials and its effect on in vitro tooth wear studies. **Dent Mater**, London, v. 27, n. 3, p. 253-258, 2011.

RUDOLPH, H. et al. Randomized controlled clinical trial on the three-dimensional accuracy of fast-set impression materials. **Clin Oral Investig**, Ulm, v. 17, n. 5, p. 1397-1406, 2013.

SHAH S. et al. The use of a 3D laser scanner using superimpositional software to assess the accuracy of impression techniques. **J Dent**, London, v. 32, p. 653-658, 2004.

SCHAEFER, O. et al. Qualitative and quantitative threedimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. **J Prosthet Dent**, Jena, v. 108, n. 3, p. 165-72, set., 2012.

SILVA, S. M. L. M.; SALVADOR, M. C. G. Effect of the disinfection technique on the linear dimensional stability of dental impression materials. **J Appl Oral Sci**, Bauru, v. 12, n. 3, p. 244-249, July/Sept. 2004.

SINOBAD, T. et al. The effect of disinfectants on dimensional stability of addition and condensation silicone impressions. **Vojnosanit Pregl**, Belgrade, v. 71, n. 3, p. 251-58, 2014.

**Sistema manual de medição por coordenadas CRYSTA-PLUS M443/M500/M700:** Catálogo E4332-196BR. Mitutoyo American Corporation. São Paulo: 2005.  
Disponível em: <<http://www.mitutoyo.com.br/produtos/mmc/pdf/crystam.pdf/>>.  
Acesso em: 08 jan. 2015.

THOTA, K. K. et al. A comparative evaluation of the dimensional stability of three different elastomeric impression materials after autoclaving - an invitro study. **J Clin Diagn Res**, Nalgonda, v. 8, n. 10, p. ZC48-ZC50, Oct. 2014.

TORASSIAN G. et al. Digital models vs plaster models using alginate and alginate substitute materials. **Angle Orthod**, Houston, v. 80, n. 4, p. 662-669, July 2010.

VITTI, R. P. et al. Dimensional accuracy of stone casts made from silicone-based impression materials and three impression techniques. **Braz Dent J**, v. 24, n. 5, p. 498-502, 2013.

WIRANTO, M. G. et al. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Groningen, v. 143, n. 1, p. 140-147, 2013.

## ANEXOS

*The Swiss spirit of perfection*



THE HARDEST MATERIALS  
MACHINED TO PERFECTION

Saphirwerk Industrieprodukte AG Erlenstrasse 36 CH-2555 Brugg Tel. +41 (0)32 374 25 85 Fax +41 (0)32 374 25 99 www.saphirwerk.com

## KALIBRIERZERTIFIKAT / CALIBRATION CERTIFICATE

Gegenstand Object	Kalibrierkugel Calibration ball	Auftrags-Nr., Datum Order No., date	1065368
Material Material	Al2O3 Keramik	Serien-Nr. Serial No.	N9167
Durchmesser (mm) Diameter	19.9753	Rundheit (µm) Roundness	0.041
Messunsicherheit Ø (µm) Uncertainty of measurement	0.3	Messunsicherheit O (µm) Uncertainty of measurement	0.04
Datum Date	07.01.2014	Für die Messung For the Measurement	K.Hänzi

**Umfang der Kalibrierung / Extend of Calibration**  
Gemessen wurde(n) der Durchmesser und die Abweichung in der Rundheit der Kalibrierkugel.  
Measured are Diameter and the value of the local roundness deviation of the calibration ball.

**Messverfahren / Measuring method**  
Durchmesser und Rundheitsprüfung der Kugel wurde am Äquator - 90° zum Schaft resp. Referenz gemessen.  
Diameter and roundness describe the equator of the calibration ball which is perpendicular to the stem's axis / reference.

Die Rundheit wurde nach ISO 12181 ermittelt. Sie ist definiert als der kleinste Abstand zweier zum Ausgleichskreis konzentrischer Kreise, die alle Punkte des gemessenen Profils einschliessen. Der Ausgleichskreis wurde nach der Methode der kleinsten Quadrate berechnet (LS).  
The roundness is determined according to ISO 12181. It is defined as the smallest distance of two circles, concentric to the reference circle, which include all points of the measured profile. The reference circle is calculated by the methode of LS (least squares).

**Rückverfolgbarkeit / traceability**  
Die Messungen erfolgten in einem akkr. Labor. Verwendete Referenznormale unterliegen der Überwachung durch das Metas. \*)  
Measurements are done in an accr. Laboratory. Used references are supervised by Metas. \*)  
\*) Metas = Federal Office of Metrology in Switzerland

**Messunsicherheit / uncertainty of measurement**  
Die angegebene erweiterte Messunsicherheit ist die Standardunsicherheit der Messung multipliziert mit einem Erweiterungsfaktor k = 2, was bei einer Normalverteilung einem Vertrauensniveau von etwa 95% entspricht.  
The reported expanded uncertainty of measurement is stated as the standard uncertainty of measurement multiplied by the coverage factor k = 2, which for a normal distribution corresponds to a coverage probability of approximately 95%.

FormulareDeBase-N9167.doc  
FO 03.0018 SWIP Werks-Zertifikat DE

Seite 1 von 1