



UNESP – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Aion Mangino Messias

**Influência de técnicas de moldagem e de dois
vazamentos na precisão dimensional de modelos
de gesso e adaptação marginal de infraestruturas
CAD/CAM em *Y-TZP***

Araraquara

2015



UNESP – Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



Aion Mangino Messias

**Influência de técnicas de moldagem e de dois
vazamentos na precisão dimensional de modelos
de gesso e adaptação marginal de infraestruturas**

CAD/CAM em Y-TZP

**Dissertação apresentada ao programa de
Pós-graduação em Reabilitação Oral, Área
de Prótese, da Faculdade de Odontologia de
Araraquara, da Universidade Estadual
Paulista para obtenção do título de mestre
em Reabilitação Oral.**

Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

Araraquara

2015

AION MANGINO MESSIAS

INFLUÊNCIA DE TÉCNICAS DE MOLDAGEM E DE DOIS
VAZAMENTOS NA PRECISÃO DIMENSIONAL DE MODELOS
DE GESSO E ADAPTAÇÃO MARGINAL DE
INFRAESTRUTURAS *CAD/CAM* EM *Y-TZP*

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção do grau de mestre

Presidente e orientador: **Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis**

2º examinador: **Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior**

3º examinador: **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo**

Araraquara, 18 de Março de 2015.

DADOS CURRICULARES

AION MANGINO MESSIAS

NASCIMENTO: 09/09/1990 - São Carlos - SP

FILIAÇÃO: José Francisco Messias

Rosecler Aparecida Mangino Messias

2008- 2012: Curso de Graduação - Faculdade de Odontologia de Araraquara –
UNESP

2010- 2011: Estágio de Iniciação Científica no Departamento de Odontologia
Restauradora (FAPESP/IC: 2010/08998-2)

2011-2012: Estágio de Iniciação Científica no Departamento de Materiais
Odontológicos e Prótese (FAPESP/IC: 2011/19314-2)

2013- 2015: Mestrado em Reabilitação Oral - Faculdade de Odontologia de
Araraquara – UNESP (FAPESP/MS: 2013/23603-2)

Dedicatória

Em primeiro lugar, a **Deus** por iluminar meus caminhos nos momentos de maiores incertezas, inseguranças e dificuldades, tornando-os ínfimos obstáculos frente sua magnitude.

Aos meus pais, **José Francisco** e **Rosecler Messias**, por terem proporcionado o suporte necessário para que eu pudesse vencer mais esta etapa da vida e por acreditarem e permitirem que meus sonhos se realizassem, minha sincera gratidão a vocês.

Aos meus irmãos, **Tobias** e **Caique Messias**, por sempre estarem ao meu lado acreditando no meu potencial e torcendo por meu sucesso.

Aos meus avós paternos, **Benedicto** e **Cladis Messias** (*in memorian*) e meus avós maternos **Francisco** e **Yara Mangino**, exemplos de pessoas, de caráter e boa índole.

Aos meus familiares que de alguma forma contribuíram para o sucesso deste trabalho motivando-me sempre a continuar seguindo meus objetivos.

A todos que fizeram de alguma forma, parte de minha formação, com grandes técnicas ou mesmo pequenos conselhos, saibam que estarão guardados sempre em meus pensamentos.

Agradecimentos Especiais

Aos meus pais, **José Francisco e Rosecler Messias** que estiveram sempre presentes na minha formação tanto profissional quanto pessoal ajudando-me em quaisquer circunstâncias que necessitasse, tornando este sonho em realidade, bem como aos meus irmãos, **Tobias e Caique Messias**, os quais me acompanharam e incentivaram em todos os momentos de maiores dificuldades.

É de forma singela, todavia muito sincera que presto meus agradecimentos àquele que me despertou para além daquilo que se estuda ao meu orientador e amigo, Professor Dr. **José Maurício dos Santos Nunes Reis** fez-me questionar verdades e me convidou a alçar voo em sua sabedoria, mesmo sabendo que voar dependeria de mim. Muito obrigado àquele que me convenceu de que sou melhor do que suspeitava e àquele que não se limitou em teorias, pois os que assim o fazem, são professores por ocasião e não por vocação. E esta vocação é, talvez, a mais bela, pois desperta o construtor do futuro da humanidade e faz emergir valores inesgotáveis: desde um futuro escritor, até um brilhante cientista, ou, simplesmente, um ser humano melhor.

Ao Professor Dr. **Filipe de Oliveira Abi-Rached**, grande amigo e ser humano digno de feitos exemplares, pela paciência e disposição em todos os momentos dispensados a mim durante a realização deste sonho.

Ao Professor Dr. **José Cláudio Martins Segalla** e amigo, pelo conhecimento compartilhado e contribuição para meu crescimento profissional e pessoal durante esta etapa de minha vida.

À verdadeira amizade de **Natalia Domingues** que esteve presente em todos os momentos me ajudando das mais imprevisíveis maneiras para que atingisse os meus objetivos, agradeço a pessoa com a qual aprendi que o mais importante da vida não é a ascensão social ou financeira, nem tampouco receber honras. O mais importante da vida é ter sempre alguém ao seu lado que possa contar, com um sorriso sincero, um conselho, um porto seguro, enfim um AMIGO.

À **Jaqueline Ignácio, Inara Storto, Ana Carolina Engler e Taisa Pansani** que apesar de distantes fisicamente, nesta fase, me confortaram e incentivaram nos momentos mais árduos. “Mesmo que as pessoas mudem e suas vidas se reorganizem, os amigos devem ser amigos para sempre”. (Vinicius de Moraes)

Aos amigos **Gabriel Hatanaka, Gabriela Polli e Stephania Silva**, por todos os nossos dias juntos, pela compreensão, paciência, disposição a ajudar-me e pelos ensinamentos, minha admiração e gratidão.

Às pessoas que Araraquara colocou em meu caminho como peças que faltavam para completar o meu tão complexo quebra-cabeça da vida: **Chaiene Zago, Patrícia Schnneider, Carolina Mollo, Livia Jacovassi, Raphael Ferreira e Cibele Melo** vocês fizeram meus dias mais cheios de luz, alegria, companheirismo e amizade. Minha eterna gratidão.

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”** representada pela diretora, Profa. Dra. Andréia Affonso Barretto Montandon e de sua vice-diretora, Profa. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato, por minha formação profissional e oportunidade da realização deste trabalho.

Ao **Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral**, Área de Prótese, na pessoa de sua coordenadora, Profa. Dra. Ana Claudia Pavarina e de sua vice-coordenadora, Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca, pela conclusão do curso de Pós-Graduação em nível de Mestrado.

Aos funcionários e docentes do **Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** na pessoa de seu chefe Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior e de seu vice-chefe, Profa. Dra. Lígia Antunes Pereira Pinelli, pela amizade, compreensão, incentivo e ensinamentos.

À **Disciplina de Prótese Fixa Convencional e Sobre Implantes** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

À minha turma de Mestrado: **Cibele, Claudia, Lívia, Raphael, Taisa, Élen e Letícia**, por todos os momentos compartilhados e troca de experiências.

Aos Professores Drs. **José Cláudio Martins Segalla, Ligia Pereira Antunes Pinelli, Laiza Maria Grassi Fais, Filipe de Oliveira Abi-Rached e José Maurício dos Santos Nunes Reis** pela receptividade e convívio durante a realização do meu estágio de docência na Disciplina de Prótese Fixa Convencional e Sobre Implantes.

Aos **alunos de graduação da turma 85 e 86**, pelo respeito e confiança em minhas palavras, mas também pela amizade cultivada durante a realização do meu estágio de docência na Disciplina de Prótese Fixa Convencional e Sobre Implantes I e II.

Aos **funcionários da Biblioteca e da seção de Pós-Graduação**, pela amizade, receptividade, orientação e disponibilidade com que sempre me atenderam.

A todos os demais professores e funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pela amizade, atenção, acolhimento e contribuição para minha formação profissional e moral.

A todos os pacientes que atendi durante a graduação ou Mestrado, pela confiança depositada em mim.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo auxílio financeiro concedido durante o curso.

À **Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP** pela bolsa concedida para a realização deste trabalho (processo nº 2013/23603-2).

À **PROAP** pela concessão de materiais para o desenvolvimento experimental deste trabalho.

Agradeço a todos que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

"Desistir... eu já pensei seriamente nisso, mas nunca me levei realmente a sério; é que tem mais chão nos meus olhos do que o cansaço nas minhas pernas, mais esperança nos meus passos, do que tristeza nos meus ombros, mais estrada no meu coração do que medo na minha cabeça."

Cora Coralina

Messias AM. Influência de técnicas de moldagem e de dois vazamentos na precisão dimensional de modelos de gesso e adaptação marginal de infraestruturas CAD/CAM em Y-TZP [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

Resumo

Este estudo objetivou analisar a exatidão de modelos de gesso, a partir de diferentes técnicas de moldagem e segundos vazamentos de gesso, bem como mensurar o desajuste marginal de infraestruturas de zircônia sobre preparos dentais reproduzidos nesses modelos. Um modelo mestre, com preparos para coroa total nos dentes 14, 16, 21 e 25, foi obtido e infraestruturas em zircônia CAD/CAM foram confeccionadas. Moldes totais com moldeira de estoque e silicone de adição foram obtidos a partir de três técnicas de moldagem (n=15): T1) mistura simultânea; T2) reembasamento - alívio com filme de PVC e T3) reembasamento - alívio com movimentação da moldeira. Foram aguardados 120 min para o 1º. vazamento de gesso (Tipo IV). O 2º. vazamento foi realizado 120 min após a remoção dos primeiros modelos. Para a mensuração da adaptação marginal das infraestruturas utilizou-se estereomicroscópio LEICA (50x). Para a análise da precisão dimensional linear, os modelos foram fotografados e, a partir de pontos pré-definidos, mensurações oclusais lineares latero-laterais (LL) e anteroposteriores, direita (APD) e esquerda (APE), foram realizadas (*ImageJ*). Mensurações das dimensões méso-distais (MD) e vestibulo-linguais (VL) dos preparos e da distância interpreparos do segmento 14-16 foram realizadas. Após verificação da distribuição e da homocedasticidade dos dados, métodos estatísticos ($\alpha=0,05$) foram empregados para avaliar a influência das variáveis independentes. De maneira geral, os modelos geraram maiores desajustes marginais em relação ao modelo mestre, independente do vazamento (1º ou 2º). Após 1º. vazamento, a técnica simultânea apresentou tendência a apresentar valores de desajuste menores do que as demais técnicas. Com exceção da dimensão MD do dente 21, a técnica simultânea produziu dimensões MD e VL similares ao modelo mestre. Não houve diferenças nas dimensões lineares interpreparos e nas mensurações lineares oclusais (LL, APD e APE), independentemente da técnica ou vazamento. Apesar da moldagem simultânea apresentar resultados mais favoráveis em determinadas situações, todas as técnicas, independente do vazamento de gesso, produziram valores de desajuste marginal dentro dos limites recomendados.

Palavras-chave: Materiais para moldagem odontológica, técnica de moldagem odontológica, cerâmica, zircônio, projeto auxiliado por computador, adaptação marginal dentária.

Messias AM. Influence of impression techniques and two castings on dimensional accuracy of casts and marginal adaptation of zirconia infrastructures [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

Abstract

This study conducted laboratory analysis of dental casts' accuracy obtained from different impression techniques and two castings, as well as measure the cervical marginal fit of zirconia infrastructures on dental preparations played in these models. Master model was used, with crown preparations in the teeth 14, 16, 21 and 25, on which zirconia infrastructures were made by *CAD/CAM* technology. For each impression technique full molds (n=15) were obtained by a single calibration operator with stock tray and polyvinylsiloxane: (T1) simultaneous mixture; (T2) reline - relief with PVC film and (T3) reline - relief with small movement of the tray. After mold removal, it was expected 120 min to realize the first pouring (type IV gypsum). The second pouring was made after 120 min from the removal of the first cast. To measure the marginal adaptation of infrastructure was used stereomicroscope LEICA (50x). For the analysis of linear dimensional accuracy, the models were photographed and, from pre-defined points, linear lateral-side occlusal measurements (LL) and anteroposterior, right (RPA) and left (EPA), were performed (ImageJ). Measurements of mesiodistal dimensions (MD) and bucco-lingual (VL) of the preparations and interpreparos distance segment 14-16 were performed. After verification of distribution and homocedasticity data, statistical methods ($\alpha = 0.05$) were used to assess the influence of the independent variables. In general, larger models generated fringe displacement in relation to the master model, irrespective of the time of pouring (1º ou 2º). After 1st. pouring, the simultaneous technique tended to have lower misfit values than other techniques. Aside from tooth MD dimension 21 simultaneous technique produced dimensions MD and BL similar to the master model. No differences in inter-preparation linear dimensions and the occlusal linear measurements (LL, RPA and LPA), regardless of technique or pouring. Despite the simultaneous impression technique present more favorable results in certain situations, all techniques, regardless of time casting, produced marginal misfit values within the recommended limits.

Keywords: Dental Impression Materials, Dental Impression Technique, Ceramics, Zirconium, Computer-Aided Design, Dental Marginal Adaptation.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	13
REVISÃO DA LITERATURA	18
PROPOSIÇÃO	42
MATERIAL E MÉTODO	43
RESULTADO	55
DISCUSSÃO	67
CONCLUSÃO	71
REFERÊNCIAS.....	72

INTRODUÇÃO

A Odontologia contemporânea dispõe de excelentes materiais de moldagem para utilização em Prótese Fixa, Implantodontia e/ou Dentística Operatória^{20,60}. O procedimento de moldagem compreende o conjunto de operações clínicas que visa a reprodução fiel do preparo dental, a partir da seleção criteriosa da técnica, da moldeira e do material de moldagem⁴⁴. A correta realização desse procedimento é indispensável para a confecção de restaurações indiretas com adaptação marginal adequada⁴⁴, na qual o desajuste marginal é considerado clinicamente aceitável com valores entre 100 a 150 μm ¹⁶, e que contribua para a manutenção da saúde periodontal, preservando o espaço biológico^{33,54,71}. Por conseguinte, diminui-se o risco de infiltração marginal, contribuindo para a manutenção da longevidade da restauração^{71,72}. A precisão do material de moldagem tanto no aspecto dimensional, quanto na reprodução de detalhes, é pré-requisito essencial para moldagens satisfatórias. Apesar do avanço tecnológico e do domínio na técnica de desenho e fresagem nos sistemas assistidos por computador (CAD/CAM) bem do surgimento e evolução das técnicas de captura de imagens tridimensionais intrabucais, o processo de moldagem/modelagem convencional ainda possui papel fundamental na transferência de informações aos laboratórios especializados durante a confecção dos mais variados tipos de prótese⁸⁸.

Materiais à base de silicone não aquosos podem ser utilizados em situações clínicas variadas, que exijam excelente reprodução de detalhes^{20,72,97,99}. Segundo Pant et al.⁷⁵ os silicones polimerizados por reação de adição, ou polivinilsiloxanos, possuem boas propriedades mecânicas⁵⁷, estabilidade dimensional e capacidade de reprodução de detalhes^{26,52} de 1,0 a 2,0 μm , muito superior ao recomendado pela Associação Dental Americana (ADA #19)¹, como enfatizado por Tjan et al.⁹³. Normalmente são utilizados nas técnicas: A) mistura simultânea, em que os

materiais denso e fluido são misturados simultaneamente^{12,30,71}. A moldeira é preenchida com material denso, ao mesmo tempo em que a seringa é carregada com material fluido. Este, por sua vez, é injetado na região de interesse e sobre o material denso já inserido na moldeira, para posterior posicionamento na cavidade bucal. Ambos os materiais, denso e fluido, se polimerizam simultaneamente^{20,21}; B) reembasamento, no qual o material denso é manipulado, inserido na moldeira e levado à cavidade oral para obtenção de um molde preliminar, constituindo desta forma uma “moldeira individual”. O espaço para o material fluido pode ser obtido por meio de diferentes técnicas de alívio^{11,12,71,100}. Logo após a manipulação do material fluido, o mesmo deve ser colocado sobre o denso, já previamente aliviado, e o conjunto é levado à cavidade bucal do paciente para a moldagem final. A exatidão dessas técnicas de moldagem é bastante discutida na literatura^{23,30,35, 36,44,53,58,84,88,96}, porém sem demonstrar até o presente momento uma única técnica incontestavelmente aceita.

Para a confecção das próteses parciais fixas⁸³, os modelos de gesso são frequentemente segmentados (troquelamento), a fim de prover fácil acesso para manuseio e/ou escaneamento e, dessa forma, melhorar a adaptação marginal da coroa total que será construída sobre o preparo moldado. Embora as técnicas de troquelamento atuais tenham se desenvolvido e tornado mais precisas, desajustes marginais decorrentes de variações dimensionais podem ocorrer. Desta forma, em termos de relevância clínica, os vazamentos múltiplos a partir do mesmo molde são úteis em várias situações, como modelos complementares para ajustes internos de restaurações fundidas, além de ajustes pré-clínicos de contatos proximais usando modelos não submetidos à fragmentação (troquelado). Em contrapartida, apesar de possibilitar a correção de vieses laboratoriais, minimizando, muitas vezes, etapas clínicas, vazamentos múltiplos podem potencialmente fornecer espaço para erros

adicionais. Portanto, devem ser realizados com embasamento científico considerando variáveis como composição do elastômero, moldeira^{14,34,85}, técnica e período de vazamento necessário à recuperação elástica do material pós-deformação, de forma a não influenciar negativamente a precisão dos modelos obtidos^{9,86}.

Ainda a possibilidade de obter a partir de um único molde, vários modelos de gesso^{5, 10,87}, sem alterar suas características e dimensões poderia contribuir para a redução do custo e tempo dispensados durante a confecção das próteses⁹⁵. Ademais, para infraestruturas múltiplas em zircônia a obtenção de modelos totais não troquelados assume papel relevante, tendo em vista a não possibilidade da realização de soldas para corrigir possíveis erros relacionados às exatidão e alterações dimensionais¹³. Apesar da não realização de troquelamento para essas restaurações indiretas, frequentemente os dentes adjacentes são recortados com intuito de eliminar áreas de sombreamento, de forma a contribuir com a exatidão do escaneamento. Assim, modelos adicionais assumem papel fundamental para a finalização das próteses com a adequada aplicação da cerâmica de revestimento.

Os materiais cerâmicos podem mimetizar com excelência os dentes naturais, aspecto de elevada importância durante a confecção das próteses fixas, considerando os conceitos altamente estéticos e as exigências da sociedade atual. Estética e características como a estabilidade de cor, elevada resistência ao desgaste, e baixa condutividade térmica tem frequentemente tornado as próteses totalmente cerâmicas, unitárias e/ou múltiplas, opção inegável às próteses fixas convencionais².

A zircônia é um óxido metálico polimórfico presente em três formas cristalinas na natureza: monoclinica, tetragonal e cúbica^{20, 78}. Uma característica deste material é que ele sofre mudança de sua estrutura cristalina de tetragonal para

monoclínica^{24,25} durante resfriamento, resultando em aumento de volume de 3,0 a 5,0 %, o que pode induzir tensões que, quando acumuladas, podem resultar em falhas mecânicas⁴⁹. Dessa forma, óxidos metálicos como o óxido de cério (CeO_2), magnésio (MgO) e de ítrio (Y_2O_3) têm sido utilizados para a estabilização parcial da zircônia. A adição de 2-3,0 mol% de ítria na zircônia pura produz matriz cristalina tetragonal metaestável, mesmo em temperatura ambiente, proporcionando aumento na resistência à flexão e tenacidade à fratura^{17,92}, características idealmente necessárias para sua utilização clínica.

Devido às propriedades como elevada resistência mecânica flexural, dureza e tenacidade à fratura⁹⁴, na ordem de 800 a 1200 MPa, 12 a 13 GPa e 6 a 8 MPa/m^{1/2}, respectivamente, além de adequada biocompatibilidade⁴², estética⁵⁹ e baixa condutividade⁶¹, a zircônia parcialmente estabilizada com ítria (*Y-TZP*) tem sido muito utilizada na odontologia em vários procedimentos de prótese fixa convencional e/ou sobre implantes^{47,48,67-70,79-82,94}. Além disso, estudos dinâmicos de fadiga^{89,91} permitiram verificar que a zircônia parcialmente estabilizada pode suportar condições críticas de carregamento mecânico, sendo considerada um material promissor para a confecção de restaurações unitárias e próteses fixas anteriores e posteriores.

As tecnologias *CAD/CAM* foram desenvolvidas como alternativa ao método de fundição convencional, com o objetivo de produzir restaurações dentárias de forma padronizada, reprodutível e eficaz. O sistema *CAD/CAM* se sobrepõe à diminuição das etapas manuais laboratoriais do técnico em prótese em relação às restaurações metalocerâmicas e restaurações cerâmicas por meio das técnicas de moldagem/modelagem convencionais que dependem única e exclusivamente da sua capacidade. A utilização de blocos pré-fabricados nos procedimentos de fresagem tem permitido a produção de restaurações de qualidade superior^{16,66}, chegando a

níveis médios de desajuste marginal cervical na ordem de 23-110 μm ^{2,4,6,15,28,45,74,90}, apesar de muitos autores aceitarem o critério estabelecido por McLean von Fraunhofer⁶⁴ (1971), que estabelece o limite máximo de 120 μm de desajuste marginal cervical^{45,46,74}.

Considerando os aspectos levantados e devido à quantidade limitada de estudos que associem a exatidão entre as técnicas com variações de alívio e segundos vazamentos, bem como sua relação com a exatidão dimensional de modelos totais de gesso, com a adaptação marginal de infraestruturas de zircônia e o restrito conhecimento sobre a relevância das diferenças apontadas entre as técnicas de moldagem na qualidade das próteses, este estudo teve como hipótese nula que as diferentes técnicas de moldagem e segundos vazamentos não influenciariam a exatidão dimensional dos modelos de gesso, bem como a adaptação marginal de infraestruturas confeccionadas em *Y-TZP*.

REVISÃO DA LITERATURA

Segundo Morford et al.⁶⁸, em 1986, o silicone de adição é considerado mais estável e preciso do qualquer outro material de moldagem à base de borracha. Sua experiência clínica demonstrou que as bolhas podem ocorrer em moldes como resultado da produção e liberação de hidrogênio livre durante a polimerização. Essas cavidades podem ter tamanho e quantidade suficiente para produzir rugosidade na superfície, o que pode comprometer a precisão do modelo de gesso, afetando assim a precisão da resultante prótese fixa. O objetivo deste estudo foi investigar dois métodos de suprimir os efeitos da liberação de livre hidrogênio a partir de polivinilsiloxano e examinar a precisão, reprodutibilidade, e condição da superfície de modelos de gesso. Os resultados mostraram que a utilização de espatulação a vácuo em moldagens de polivinilsiloxano antes de verter o gesso sobre o molde produziu resultados satisfatórios.

Schelb et al.⁸⁷, em 1987, avaliaram a compatibilidade de cinco materiais de moldagem à base de polivinilsiloxano com 10 tipos de gesso tipo IV. Certos materiais de moldagem à base de polivinilsiloxano e gessos dentais específicos reproduziam uma linha ampla de 20 µm entre si. Os materiais de moldagem avaliados demonstraram maior compatibilidade quando associados com gesso odontológicos tipo pedra modificado. Antes de utilizar determinado gesso com um material de moldagem, a sua compatibilidade deve ser determinada. A exigência de que os fabricantes de materiais de moldagem identifiquem um ou mais tipos de gesso, compatíveis com os seus produtos, seria benéfica. Outros fatores que devem ser considerados na avaliação da compatibilidade são cor da superfície, rugosidade, e espaços vazios/bolhas.

Winston et al.⁹⁷, em 1992, avaliaram que os materiais de moldagem à base de polivinilsiloxano tem demonstrado excelentes propriedades, no entanto, eles são sensíveis à manipulação. Vários métodos de utilização desses materiais de alta viscosidade (“denso”) para compor as moldeiras na obtenção de quantidades uniformes durante a impressão são descritos, e suas desvantagens são apontadas. Recomenda-se que para obter os melhores resultados, deve-se utilizar moldeiras individuais de resina acrílica. Ressalta-se que há interação do polivinilsiloxano com produtos do látex e os problemas que essa inibição pode causar são demonstrados. Sugestões para evitar essa interação são delineadas, como uso de luvas de vinil.

Segundo Saunders et al.⁸⁵, em 1992, examinaram a precisão dos modelos de gesso produzidos a partir de moldagens realizadas com moldeiras de estoque de policarbonato, algumas das quais tinham sido reforçadas com resina quimicamente ativada de polimetilmetacrilato. Além disso, quatro moldeiras individuais foram feitas. Moldagens de um modelo mestre acrílico do arco mandibular em que dois preparos para coroas totais e um preparo coronário para inlay foram efetuados e moldados utilizando material polivinilsiloxano de média viscosidade. Cada preparo possuía um ponto com uma referência para mensurações posteriores. Cinco impressões foram tomadas para cada tipo de moldeira e estes foram vazados em gesso-pedra após 24 h. As distâncias entre os pontos foram mensuradas com um microscópio reflex e as médias determinadas para cada tipo de moldeira. A análise estatística mostrou que, com as moldeiras metálicas, não houve diferenças significativas entre qualquer um dos preparos, ou entre eles e o modelo de acrílico, para qualquer uma das três distâncias. Quando os resultados foram analisados a partir das moldeiras individuais houve diferenças estatísticas significativas entre o modelo de acrílico e o de gesso nas moldeiras não perfuradas, sem “stop” e entre a moldeira não perfurada, sem

“stop” e a perfurada com “stop” para a distância AB. Não houve outras diferenças significativas. Este estudo demonstrou que as variações no desenho de moldeiras não apresentaram efeito na precisão das moldagens realizadas com o polivinilsiloxano de viscosidade média utilizado.

Neste mesmo ano, Dounis et al.²¹ compararam a adaptação marginal de próteses fixas sob condições clínicas simuladas. As próteses foram feitas a partir de moldes construídos a partir de três materiais de moldagem comumente utilizados: poliéter, polivinilsiloxano (viscosidades média e densa), e hidrocolóide reversível. Um modelo maxilar com quatro dentes pilares foi utilizado como o modelo mestre e seis moldagens foram feitas com cada material. Peças fundidas individuais para cada pilar foram feitas nos modelos de gesso. As infraestruturas foram cimentadas em conjunto sobre os modelos. A adaptação marginal em cada pilar foi medida sobre o modelo mestre antes e depois das próteses serem cimentadas. O poliéter e os silicones de adição foram significativamente mais preciso do que o hidrocolóide reversível. Todas as peças individuais fundidas foram clinicamente aceitáveis. Entretanto, as restaurações confeccionadas a partir de hidrocolóide reversíveis não foram consideradas aceitáveis.

Ainda em 1992, Hung et al.³⁵ compararam a precisão de técnicas de moldagem em uma ou duas etapas. Cinco materiais à base de silicone de adição foram avaliados. Um modelo de aço inoxidável contendo dois preparos para coroas totais foi utilizado como o controle positivo. Cinco repetições para cada técnica sobre o modelo mestre foram realizadas para cada material de teste. A exatidão dos materiais foi avaliada medindo seis dimensões sobre os modelos de gesso vazados a partir das moldagens do modelo mestre. A precisão dos materiais de moldagem em consistência densa na técnica de moldagem em passo único não foi diferente da

técnica de moldagem em dois passos apenas em uma das seis dimensões. Nas demais, a técnica em única etapa era mais precisa do que a de dois passos.

Morgano et al.⁶⁹, em 1995, avaliaram a capacidade de cinco diferentes técnicas de moldagem para duplicação de modelos com dois tipos diferentes de preparos: coroa completa e onlay. Uma moldagem inicial foi feita para cada preparo dentário com o uso de cinco técnicas totalizando 10 moldagens, e um modelo mestre foi feita a partir de cada uma dessas moldagens. Infraestruturas foram confeccionadas nesses modelos mestre, e verificou-se o ajuste de cada uma no respectivo dente. Adaptações marginais das infraestruturas nos modelos mestre foram registradas sob a ampliação em quatro pontos pré-determinados. Cinco moldagens sucessivas, com a utilização de cada material de moldagem, em seguida, foram realizadas para cada dente preparado totalizando 50 moldagens teste. O ajuste das respectivas infraestruturas foi avaliada sob ampliação em quatro pontos predeterminados, e adaptações marginais foram registados. Os resultados indicaram que nenhum dos materiais de moldagem foi capaz de produzir réplicas exatas. O polissulfeto teve desempenho significativamente melhor do que os demais materiais para a produção de duplicação de modelos com preparo para coroa total. O polivinilsiloxano utilizado na simultânea produziu discrepância marginal média significativamente melhor do que as outras quatro técnicas quando avaliados preparos para onlay. As médias de discrepâncias marginais foram menores de 25 μm para todas as técnicas, exceto para o polivinilsiloxano na técnica simultânea em preparo de onlay onde o desajuste marginal médio foi de $48,18 \mu\text{m} \pm 15,28 \mu\text{m}$.

Idris et al.³⁶, em 1995, compararam técnicas em uma e duas etapas em moldagens com silicone de adição. Para cada técnica 15 moldagens foram realizadas a partir de uma base de aço inoxidável na qual foram anexados três

pilares cônicos. Os resultados indicaram que as distâncias interpilares nos modelos de gesso obtidos aumentaram ligeiramente em comparação com o modelo de aço inoxidável para ambas as técnicas. Porém as diferenças entre as técnicas não foram consideradas clinicamente importantes. As mensurações intra-pilares para o pilar sem entalhes aumentou, enquanto que pilares com entalhes diminuiu. Estas variações do modelo de aço inoxidável também foram consideradas clinicamente insignificantes.

Segundo Laufer et al.⁵², em 1996, a moldagem das margens de um dente preparado e o sulco gengival adjacente deve ter espessura suficiente para resistir à distorção e ao rasgamento quando o molde é removido da cavidade oral. O objetivo deste estudo foi comparar a precisão dimensional de elastômeros de moldagem. Os materiais foram utilizados para fazer moldagens de um modelo metálico que simulava pilares preparados com sulcos gengivais de várias larguras. Um microscópio foi utilizado para medir os pilares e larguras de impressão, e o número de defeitos de cada impressão foi registrado. Nenhuma grande diferença foi detectada nos valores máximos de distorção ou coeficientes de variação (CV) entre os materiais utilizados para fazer moldagens de pilares.

Gerrow et al.²⁶, em 1998, compararam a reprodução de 7 materiais de consistência fluida para reprodução de detalhes da superfície utilizado em combinação com 7 materiais de moldagem elastoméricos de consistência densa. A reprodução de detalhes de superfície de 7 materiais de moldagem / materiais fluido foram comparados com um modelo controle em gesso Tipo IV. Modelos de cada sistema foram obtidos em uma ordem aleatória. A reprodução de detalhes de superfície foi afetada negativamente quando um “separador” foi necessário entre o molde com material denso e o material fluido. Impregum F com Extrude Light

produziram melhor reprodução de detalhes de superfície do que os modelos controle. As moldagens com Impregum F eram incompatíveis com o Blu-Mousse, Impregum F, ou Imprint. As moldagens com polivinilsiloxano foram incompatíveis com os modelos de polivinilsiloxano, a menos que um “separador” fosse usado.

Em 2000, Nissan et al.⁷², avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem utilizando o mesmo material de moldagem (polivinilsiloxano) em um modelo de laboratório. As técnicas de moldagem utilizadas foram: (1) 1 passo (materiais de moldagem – leve e pesado - utilizados simultaneamente); (2) 2 passos com 2,0 mm de alívio (material denso em primeiro lugar como uma moldagem preliminar para criar 2 mm de espaço para os copings pré-fabricados. Na segunda etapa, material leve); e (3) técnica de 2 passos com um espaçador de polietileno (primeiro espaçador de plástico utilizado com a moldagem com material denso em seguida, a fase com o leve). Para cada uma das técnicas, 15 moldagens foram feitas de um modelo mestre de aço inoxidável que continha 3 preparos para coroa total, que foram utilizados como controle positivo. A exatidão foi avaliada medindo 6 dimensões (intra-pilares e interpilares) nos modelos resultantes das moldagens sobre o modelo mestre. A análise de variância mostrou diferenças estatisticamente significativas entre as 3 técnicas de moldagem, para todas as medições intra-pilares e interpilares ($P < 0,001$). Discrepâncias gerais da técnica de 2 passos com 2,0 mm de alívio foram significativamente menores do que as técnicas de moldagem em 1 passo e com alívio com polietileno, mostrando-se a mais precisa.

Peregrina et al.⁷⁶, em 2003, examinaram a inibição da polimerização de 3 materiais de moldagem (polivinilsiloxano) colocados em contato com as superfícies sujeitas a contato prévio com luvas comumente usadas com surfactantes. Um $n = 20$, com 2 tipos de luvas (com e sem talco), 3 tipos de materiais de moldagem à base de

polivinilsiloxano (Aquasil, Extrude, e Affinis), 4 condições surfactante (água, sabão /lavagem com água/ álcool/ não exposto), e 2 temperaturas ambiente, 22 e 36° C foram avaliadas. Após a exposição a agentes surfactantes da luva, uma superfície de vidro foi deixada em contato com a luva tratada por um tempo determinado. Após a secagem, materiais de moldagem a base de polivinilsiloxano foram misturados em “automix” e dispensados na superfície tratada. Os espécimes foram removidos e avaliados quanto à inibição de polimerização após tempo de polimerização recomendada pelo fabricante (36° C), ou depois de 15 minutos a 22° C. As amostras foram classificadas como polimerizado, ou como inibido se qualquer resíduo polivinilsiloxano permaneceu sobre a placa. Uma análise de Qui-quadrado foi utilizada para avaliar os resultados ($\alpha=0,05$). A inibição foi encontrada apenas com um dos materiais de polivinilsiloxano quando o álcool foi usado como um surfactante. Aos 22° C, a taxa de inibição variou de 95% a 100% para ambos os tipos de luvas; a 36° C inibição variou de 40% (luvas sem talco) a 75% (luvas com talco), respectivamente. Sob essas condições in vitro, resultou na inibição de polimerização de 1 (Extrude) dos 3 materiais de moldagem polivinilsiloxano avaliados.

Johnson et al.⁴⁰, em 2003, tiveram como finalidade determinar se o tipo de material, a seleção da viscosidade, e presença de umidade afeta a reprodução de detalhes de moldagens com elastômeros. Os sistemas em única viscosidade utilizados foram: poliéter (Impregum Penta) e polivinilsiloxanos (Presidente MonoBody, Extrude MPV, e Aquasil). Sistemas em dupla viscosidade incluíam poliéter (Impregum Penta / Permadyne Garant) e polivinilsiloxanos (Dimension Penta H / Dimension Garant L, Extrude Extra / Extrude Wash, e Aquasil / Aquasil LV). Moldagens foram feitas de uma superfície padrão possuindo um "dente de serra"

com uma rugosidade média (Ra) de 2,87 μm , que foi um quarto da altura de pico a vale. Cada um dos 8 grupos de moldagem foi submetido a superfície seca (controle) e molhada. A condição molhada consistiu em 3,0 mL de água destilada aplicada à superfície do padrão. Oitenta impressões foram realizadas, 5 para cada grupo de teste. Após a definição, a superfície de cada moldagem foi varrida em 5 regiões utilizando um Surfanalyzer 4000. ANOVA de 3 fatores e o teste Student-Newman-Kuels foram utilizados para analisar os dados ($\alpha=0,05$). Houve diferenças significativas entre poliéter e materiais de polivinilsiloxano, técnicas dual e monofásica, e as duas condições de superfície ($P<0,05$). Interações entre produtos não foram significativas, permitindo a comparação dos valores médios para cada fator. A média Ra para viscosidade única foi de 2,21 μm contra 1,67 μm para dupla viscosidade. O poliéter produziu 2,12 μm contra 1,89 μm para os polivinilsiloxanos; e sob condições secas, a média foi de 2,04 μm contra 1,86 μm para condição de umidade. O material com única viscosidade reproduziu o padrão de dente em serra melhor do que o de dupla viscosidade, assim como o poliéter em comparação com silicones de adição. A umidade proporcionou Ra mais baixa ou menor reprodução de detalhes em relação à condição seca.

Cho et al.¹⁴, em 2004, avaliaram a rigidez e capacidade de resistir à deformação de 6 moldeiras plásticas comercialmente descartáveis e 1 moldeira de estoque metálica quando utilizados com um material de moldagem à base de polivinilsiloxano de alta viscosidade. Dez moldagens foram realizadas com um silicone de adição (Reprosil Putty) utilizando cada uma das 6 moldeiras: plásticas descartáveis, Moldeiras-Sani (perfurada), Moldeiras-Sani (sem perfuração), COE Disposable Spacer Tray (perfurada), COE Disposable Spacer Tray (sem perfuração), Bosworth Tray- Aways (perfurada), Track-lo Tray (perfurada), e uma moldeira de

estoque de metal (sem perfuração). Um modelo de plástico mandibular, foi utilizado como controle. As dimensões da moldeira em corte transversal do lado direito da mandíbula, na região de primeiro molar foram mensuradas antes, durante e após os procedimentos de moldagem, por meio de paquímetro digital. As dimensões entre arcos da moldeira foram medidas em intervalos semelhantes. Um examinador realizou todas as mensurações e cada uma foi repetida com variação de $\pm 0,01\text{mm}$. A análise de medidas repetidas (ANOVA) foi realizada e os valores de P foram calculados ($\alpha=0,05$). Os resultados indicaram que as moldeiras de plástico descartáveis não foram suficientemente rígidas para resistir à deformação quando utilizado com material denso de alta viscosidade. Moldeiras de metal produziram significativamente menos alterações nas dimensões entre arcos do que moldeiras plásticas ($F(1,68) = 11,25$, $P = 0,001$). Moldeiras de metal também mostraram significativamente menor mudança na dimensão transversal de arco do que as moldeiras plásticas ($F(1,68) = 15,15$, $P < 0,001$). Quando as moldeiras plásticas foram avaliadas em conjunto com o material de moldagem de alta viscosidade houve alteração dimensional, tanto em sua secção transversal como entre arcos.

O objetivo do estudo de Chen et al.¹³, em 2004, foi avaliar os efeitos de vários materiais de moldagem, diferentes tempos de armazenamento e a proporção de carga inorgânica na precisão e estabilidade de materiais de moldagem elastoméricos. Os materiais de moldagem estudados incluíram três marcas de alginato (Algiace Z, CAVEX e Jeltrate), cinco silicones de adição (Aquasil, Exaflex regular type, Express, COLTEX fine e Rapid liner) e dois materiais de moldagem experimentais de silicone projetados para o estudo (KE106A e KE106B). Moldagens de 10 matrizes de metal que simulavam preparos para coroas totais foram realizadas. Nos moldes de alginato, o gesso era imediatamente vertido. Nos moldes

de silicone o gesso era vertido 30 min após a realização da moldagem. Para a separação molde/modelo esperou 1 h. Os segundos e terceiros modelos de gesso foram obtidos 1 e 24 h mais tarde, respectivamente. Os diâmetros das superfícies oclusais dos modelo metálico e modelos de gesso foram determinados por meio de fotografias das superfícies, capturadas com uma câmera digital Kodak DC 290. As imagens foram, então, mensuradas utilizando um sistema de integração para foto micrografia digital para cálculo de qualquer discrepância. ANOVA de dois fatores foi utilizado para avaliar o efeito de materiais e tempo de armazenamento sobre a precisão dos modelos de gesso. A análise de efeitos simples, combinada com múltiplas comparações, considerando a taxa de erro por tipo, foi realizada seguindo a confirmação de que uma interação entre os dois fatores foi significativa. Os resultados mostraram que houve interação significativa entre materiais e tempo de armazenamento na precisão das moldagens. Dois materiais de silicone de adição, Aquasil e Exaflex, produziram a maior precisão e estabilidade. A KE106A, material experimental, teve a menor precisão no primeiro e segundo vazamentos e o alginato CAVEX teve a menor precisão no terceiro vazamento. As estabilidades das marcas comerciais CAVEX e Jeltrate foram as menos consistentes dos 10 materiais e aumentaram significativamente com o tempo de armazenamento. Quando o material experimental teve uma baixa proporção de partículas de carga (KE106A), houve um número significativamente maior na discrepância dimensional em comparação com o mesmo material com uma proporção mais elevada de partículas de carga (KE106B). As precisões variaram entre os 10 materiais de moldagem nos três vazamentos. De todos os materiais, os silicones de adição, Aquasil e Exaflex, apresentaram relativamente maior precisão e estabilidade. A discrepância dos alginatos aumentou

com o tempo de armazenamento. O maior conteúdo de carga inorgânica apresentou menor discrepância.

Lu et al.⁵⁷, em 2004, compararam as propriedades mecânicas, incluindo a recuperação elástica, tensão em compressão, resistência ao rasgamento, à tração e resistência de 3 materiais de moldagem hidrofílicos com baixas e altas consistências. Duas marcas de material de moldagem à base de silicone (Imprint II, 3M ESPE; Flexitime, Heraeus Kulzer) e uma marca de poliéter (Impregum, 3M ESPE) foram avaliadas. Duas consistências de cada material (leve e denso) foram investigadas. Recuperação elástica (%) e na tensão de compressão (%) foram avaliadas de acordo com a norma ISO 4823; Resistência ao rasgamento (J/m^2) e a resistência à tração (MPa) foram mensuradas seguindo o método de Webber e Ryge e a ASTM D412 (Método de teste A), respectivamente. Cinco amostras foram confeccionadas para cada grupo de um total de 24 grupos e 120 espécimes. Os resultados foram analisados por análise de variância de dois fatores, e os intervalos de significância de Fisher foram calculados ($\alpha=0,05$). A análise de correlação foi utilizada para avaliar as relações entre as propriedades. Os valores de P foram menores do que 0,0001 para o material, consistência e interação para a tensão em compressão, resistência ao rasgamento, e resistência à tração. Para a recuperação elástica, os valores de P foram menores do que 0,0001 para o material e a interação entre o material e consistência, mas igual a 0,4150 para a consistência. A tensão de compressão foi correlacionada com outras propriedades mecânicas ($P<0,05$), mas a resistência à tração e resistência ao rasgamento não foram correlacionadas. Em geral, materiais de moldagem de poliéter leve apresentaram maior tensão na compressão e menor resistência à tração em relação aos materiais de silicone de adição 'hidrofílicos'. Materiais densos apresentaram propriedades de resistência ao

rasgamento e à tração superior do que os materiais de leve. Deformação compressiva foi correlacionada com a recuperação elástica, resistência ao rasgamento, e resistência à tração. Resistência ao rasgamento e resistência à tração não foram correlacionadas.

Wadhwani et al.⁹⁶, em 2005, avaliaram a precisão de 2 tipos de materiais de moldagem de polimerização rápida quando desinfetados com glutaraldeído. Moldagens do arco mandibular de um modelo mestre dentoform modificado foram obtidas, a partir do qual foram formados modelos de trabalho. Medidas no modelo mestre incluíam dimensão anteroposterior (AP) e dimensões cross-arco (CA). Um preparo em aço inoxidável para coroa foi incorporado no modelo mestre e foi mensurado nas dimensões vestibulo-lingual (BL), mesiodistal (MD), e oclusogingival (GO) que foram comparadas com as medidas dos modelos de gesso. Os materiais examinados foram um silicone de adição (VPS-FS, Aquasil Set Ultra Rápido), um poliéter (PE- FS, Impregum Penta Soft Quick Step), e um poliéter-regulare definindo como controle (PE, Impregum Penta). Desinfecção envolvia imersão em 3,5% de ácido glutaraldeído (Banicide Avançada) durante 20 minutos, e as moldagens sem desinfecção serviram como controle. Medidas lineares foram realizadas em microscópio de medição. A interpretação estatística baseou-se em análise variância a 2 fatores e de fator único de comparação, com comparações aos pares quando apropriado. O teste de hipóteses foi realizado com $\alpha=0,05$. Nenhuma diferença foi demonstrada entre as condições desinfetada e sem desinfecção para todas as mensurações. No entanto, houve diferença estatística entre os três materiais para AP, CA, MD, e as dimensões OG. AP e dimensões CA de todos os modelos de trabalho foram maiores do que o modelo mestre. Os modelos de PE e PE-FS foram maiores em todas as dimensões em comparação com a preparação de

aço inoxidável, enquanto que os modelos de trabalho VPS-FS gerados foram reduzidos em OG e MD dimensões. As diferenças detectadas foram pequenas e não consideradas de relevância clínica. As moldagens não foram comprometidas pela desinfecção por imersão. Os modelos de trabalho foram semelhantes para PE e PE-FS. VPS-FS gerou modelos de gesso que foram menores em 2 das 3 dimensões medidas e pode exigir alívio adicional. A precisão foi aceitável para os 3 materiais de moldagem analisados.

Butta et al.¹⁰, em 2005, compararam a reprodução de detalhes de superfície entre várias combinações de materiais de moldagem à base de silicone de adição e gesso tipo IV. Sob condições padronizadas, 300 moldagens de um dispositivo de aço inoxidável (ADA especificação 19) foram realizadas utilizando 5 silicones (Examix-NDS, Doric-ES Flo-light, Panasil Contact Plus, Extrude Wash, e President Plus Jet). Quinze moldagens de cada material foram vertidas com cada produto Tipo IV gesso (Silky-Rock, Fuji Rock, Suprastone, ou Vel-Mix). Por meio de ampliação de 312 vezes, 2 examinadores independentes marcaram a reprodutibilidade de uma linha de 20 mm, tanto no modelo mestre, quanto nos modelos resultantes. A análise estatística foi realizada por meio de análise de variância a dois fatores e pós teste de Bonferroni ($\alpha=0,05$). Todos os materiais de moldagem testados reproduziram na íntegra a linha de 20 mm. Os materiais de moldagem mostraram compatibilidade distinta com os tipos de produtos IV gesso. Apenas 25% dos modelos de gesso tipo IV reproduziu completamente a linha resultante de 20 mm com margens finas. Nem todas as combinações de material de moldagem e gesso Tipo IV exibiram compatibilidade semelhante.

Samet et al.⁸³, 2005, avaliaram a qualidade dos moldes enviados para laboratórios comerciais para a confecção de próteses parciais fixas (PPF),

descrevendo a frequência de erros clinicamente detectáveis e, analisando correlações entre os diversos fatores envolvidos. Foram avaliados um total de 193 moldes de PPF, imediatamente após a chegada aos 11 laboratórios de prótese dental, por 3 examinadores calibrados. A técnica de moldagem e material utilizado, tipo de moldeira, e número de unidades preparadas foram registrados para cada molde. Os dados relativos a erros e falhas, incluindo defeitos de polimerização do material, a retenção com a moldeira, o contato com a moldeira, áreas cruciais além dos limites da moldeira, exposição de material denso através do material de leve (para moldagens em duas etapas), união inadequada de materiais, fios retratores embutidos nas moldagens, e bolhas de ar, vazios, ou rasgamentos ao longo da margem também foram documentados. Os dados foram analisados com o teste do qui-quadrado de Pearson ($\alpha=0,05$). Das moldagens, 89,1% apresentavam um ou mais erros observáveis. Foram encontradas correlações significativas entre o tipo de material e bolhas ou rasgamentos na linha de término ($R_v = 0,17$; $P < 0,025$) e entre o tipo de material e problemas de polimerização ($V_R = 0,223$; $P < 0,004$). Dentro das limitações do estudo, os moldes com poliéteres tinham mais erros detectáveis, seguido dos silicones de condensação. A alta frequência de erros detectáveis encontrados em moldes enviados para a confecção de PPF é motivo de preocupação.

Chaimattayompol et al.¹², em 2007, tiveram como finalidade apresentar uma técnica alternativa que utiliza silicone de adição denso e fluido como material de moldagem em prótese fixa. A técnica apresentada neste artigo é uma modificação da técnica de moldagem em dois passos, sem a utilização de alívio. Utiliza-se o conceito de pressão primária a partir da polimerização parcial (30 segundos após a mistura) de um material de denso que molda quando colocado ao redor do dente

preparado, e em seguida ajuda a empurrar o material de moldagem de consistência fluida subsequentemente injetado para copiar detalhes do preparo dental. Para evitar distorções na moldagem final, o material de fluido deve ser utilizado quando o material de denso não está polimerizado. Uma vez que ambos os materiais de moldagem polimerizam juntos, a técnica é semelhante à convencional de 1 passo, mas na opinião dos autores, com vantagens : permite que o material denso pré-polimerizado forme anatomicamente ao redor do dente pilar preparado e, portanto, na opinião dos autores, cria maior pressão, forçando o material de moldagem fluido, de modo que este penetre no sulco gengival mais facilmente. Segundo os autores, detalhes precisos podem ser obtidos sem a necessidade de uma moldeira individual, necessitando de menor tempo de trabalho quando comparado com a técnica de dois passos. Além disso, não há nenhuma delaminação entre os materiais de diferentes viscosidades (denso e fluido). A principal desvantagem desta técnica é que requer a coordenação entre um dentista e seu auxiliar para injetar o material fluido no corpo do dente preparado imediatamente após a remoção do material denso pré-polimerizado da cavidade oral do paciente.

Caputi et al.¹¹, 2008, compararam a precisão dimensional de uma técnica de moldagem em única e em duas etapas. Um modelo de aço inoxidável com dois preparos foi fabricado, e 15 moldagens foram realizadas para cada técnica. Todas as moldagens foram realizadas com material de moldagem à base de silicone polimerizado por reação de adição (Aquasil) e moldeira metálica de estoque perfurada. As moldagens monofásicas foram feitas com material do corpo regular. A técnica simultânea utilizava os materiais de diferentes viscosidades em única etapa. As moldagens com a técnica de dois passos foram feitas com espaçadores de resina pré-fabricados com 2,0 mm de espessura. As moldagens de injeção de 2

passos foram feitos com o uso simultâneo de massa densa e materiais de baixa viscosidade. Nesta técnica de injeção, depois de remover o molde preliminar, um espaço foi obtido no material polimerizado, para coincidir com espaços presentes nas moldeiras. Material leve foi então adicionado ao molde preliminar e ainda injetado através do espaço após reinserção do molde preliminar sobre o modelo de aço inoxidável. A precisão das 4 diferentes técnicas de moldagem foi avaliada medindo 3 dimensões (intra e inter pilares) (Precisão de 5,0 μm) nos modelos de gesso vertidos a partir dos moldes do modelo de aço inoxidável. Os dados foram analisados por ANOVA de um fator e teste de Student-Newman-Keuls ($\alpha=0,05$). Os modelos de gesso obtido com todas as técnicas produziram dimensões significativamente maiores quando comparados com o modelo de aço inoxidável ($P<0,01$). A ordem da maior para a menor alteração em relação ao modelo de aço inoxidável foi: monofásico, técnica simultânea, técnica de dois passos, e injeção de 2 passos. Diferenças significativas entre todos os grupos para ambas as dimensões absolutas dos modelos de gesso, e alterações em relação ao modelo de aço inoxidável ($P<0,01$), foram notadas. Ambas as técnicas em duas etapas foram as que obtiveram maior precisão dimensional em termos de modelos de gesso resultante.

Wöstmann et al.⁹⁹, 2008, verificaram que condições periodontais em dentes restaurados podem influenciar fortemente a adaptação marginal da restauração, que está intimamente relacionada com a qualidade da moldagem e molde obtidos. No entanto, a influência da técnica de retração e moldagem sobre o resultado da moldagem tem escassamente sido investigada. Assim, foi o objetivo deste estudo comparar o a adaptação marginal em restaurações indiretas utilizando dois modos de retração gengival e duas diferentes técnicas de moldagem em um modelo animal.

Para simular as condições clínicas, 6 dentes em cada uma das 10 mandíbulas inferiores de vacas recém abatidas foram preparadas com linhas de término subgengivais. Duas técnicas de retração diferentes foram utilizadas para expor a linha de término: fios retratores contendo epinefrina (Surgident) e eletro-cirurgia aplicadas contra-lateralmente em 3 dentes por quadrante. Duas técnicas de moldagens por mandíbula foram realizadas sendo uma de duas etapas (TPW) e outra de uma etapa (OPW), respectivamente. Nos modelos a partir dos moldes obtidos, infraestruturas de medição foram confeccionadas e assentadas no dente original extraído. Em cada infraestrutura a discrepância marginal foi avaliada em 8 marcas de referência. Uma vez que os dados eram normalmente distribuídos, os resultados foram submetidos à análise estatística paramétrica (teste t, $p = 0,05$). A discrepância marginal global variou entre 0 e 200 μm . Houve pequena diferença, mas não significativa entre eletro-cirurgia e os fios de afastamento, enquanto TPW produziu resultados significativamente melhores do que OPW ($P < 0,05$). Dentro dos limites do estudo, pode ser concluído que a utilização de fios de afastamento gengival bem como de eletro-cirurgia conduzem a resultados aceitáveis. A diferença entre TPW e OPW sobre as discrepâncias marginais foi considerada clinicamente insignificante.

Raigrodski et al.⁸⁰, em 2009, objetivaram comparar materiais de moldagem à base de silicone de adição (VPS) utilizando a técnica de moldagem de um passo para coroas unitárias e de duas unidades. Vinte indivíduos forneceram o consentimento livre esclarecido, sendo realizados 25 preparos para coroa total. Um VPS relativamente novo com viscosidades densa (HB) e leve (LB), o qual foi definido como o grupo experimental (Imprint 3), foi comparado com um VPS padrão de média (MB) e leve (LB) viscosidades, que foi definida como o grupo de controle (Aquasil

Ultra). Moldeiras de estoque foram utilizadas para obtenção de um total de 40 moldes. A ordem de realização das moldagens foi ao acaso em relação aos diferentes grupos. Os moldes foram classificados visualmente por dois avaliadores (um clínico e um técnico em prótese dental). A avaliação resultou em dados que foram ordenados para as variáveis de resultado (alfa: excelente, sem defeitos; bravo: aceitáveis, pequenos defeitos; charlie: defeitos requerem que a moldagem seja refeita; delta: inaceitável, defeitos na linha de término). Moldes finais classificados como alfa ou bravo foram ainda avaliados por um técnico em prótese dental, e o que foi classificado como o melhor foi utilizado para a confecção coroa final. Vinte e três (92%) moldes do grupo experimental e 24 (96%) do controle controle foram classificados como alfa ou bravo pelo avaliador ($P = 0,57$; teste de McNemar para proporções emparelhadas em cluster usando GEE). Todos os 25 modelos de gesso de ambos os grupos foram classificados como alfa ou bravo pelo técnico dental. Quinze modelos foram selecionados a partir do grupo controle e 10 do grupo experimental para a confecção das coroas finais ($P=0,41$; teste binomial uma amostra para os dados agrupados usando GEE). Dentro das limitações deste estudo clínico, não houve diferença estatística no desempenho clínico dos materiais VPS experimental e controle.

Balkenhol et al.⁵, em 2010, investigaram o efeito da composição química e o tempo de polimerização na deformação permanente de materiais de moldagem com baixa viscosidade após tração. Um molde em forma de haltere (2,0 x 4,0 x 75 mm) foi utilizado para preparar amostras ($n=20$) de 6 materiais de moldagem diferentes (Affinis Light Body, Aquasil Ultra XLV, Express 2 Light Body Flow Quick, Flexitime Correct Flow, P2 Polyether Light, e Impregum Garant L DuoSoft). Depois do armazenamento em água (35° C), quer pelo tempo sugerido pelo fabricante ou por 5

minutos, os espécimes foram tracionados em 80% em máquina de ensaios mecânicos a uma velocidade de 200 mm/min. A deformação permanente (AL (%)) foi determinada após 2 horas de armazenamento em condições ambientes. ANOVA 2 de fatores seguida pelo teste de Games-Howell foram utilizados para analisar a influência de material e tempo de armazenamento ($\alpha=0,05$). Materiais de poliéter produziram deformação permanente consideravelmente mais elevada ($\Delta L > 4,0$ a $5,0\%$) do que os materiais à base de polivinilsiloxano ($P < 0,05$). Estender o tempo de polimerização sugerido pelo fabricante resultou em melhorias clinicamente relevantes na recuperação elástica para os produtos à base de poliéter. Aumentar o tempo de polimerização pode ser necessário para os materiais de moldagem à base de poliéter a fim de melhorar sua recuperação elástica, o que foi irrelevante para os silicone de adição.

Hoyos et al.³⁴, em 2011, determinaram como a rigidez da moldeira e técnica de moldagem podem influenciar a precisão de moldagens com polivinilsiloxano. Moldeiras de plástico descartáveis e moldeiras metálicas Rim-Lock foram utilizadas em combinação com duas técnicas de moldagem diferentes (simultânea e em duas etapas). Para cada combinação de técnica /moldeira, 10 moldagens foram obtidas a partir de um modelo principal com dois pilares de aço que representavam o primeiro pré-molar inferior direito e segundo molar, entre os quais uma barra de aço foi colocada. Cada pilar de aço apresentava cinco marcas, enquanto a haste de aço entre os dois pilares apresentava apenas uma marca, que serviu como um ponto de referência. Com uma medição em microscópio, coordenadas X, Y e Z foram registradas para cada marca no modelo de mestre e modelos teste. As distâncias entre as diferentes marcas e ponto de referência sobre os modelos foram calculados e comparados com as do modelo de mestre. Todas as técnicas utilizadas com as

moldeiras de plástico produziram distâncias que foram significativamente diferentes do modelo mestre ($P < 0,05$), enquanto que para as moldeiras de metal, apenas a técnica simultânea resultou em distâncias que foram significativamente diferentes do modelo mestre ($P < 0,05$). Moldeiras de plástico produziram moldagens menos precisas do que as moldeiras de metal. Quando foram utilizadas moldeiras de metal, moldagens em duas etapas foram dimensionalmente melhores do que as moldagens pela técnica simultânea.

Rodriguez et al.⁸¹, em 2011, avaliaram a estabilidade dimensional de 8 materiais de moldagem. Dez moldagens com oito materiais de moldagem foram obtidas a partir de um bloco de metal (ADA bloco) em conformidade com a especificação da Associação Dental Americana para materiais de moldagem e de outro bloco de metal (bloco personalizado) que permitiu medições ao longo de uma maior área de superfície. As moldagens e os blocos foram digitalizados em um perfilômetro a laser sem contato (Taicaan® - Southampton, Reino Unido) e por meio programa de metrologia de superfície Boddies® (Taicaan® - Medições Southampton, Reino Unido) mensurações foram feitas às 24 h, 2, 4, 8 e 12 semanas. Os materiais de moldagem avaliados foram [1] Aquasil®, [2] Aquasil® DECA, [3] Affinis®, [4] Express®, [5] Extrude®, [6] Impregum®, [7] President® e [8] Take 1® Sete silicones de adição e um poliéter [6] foram analisados. [2] e [6] foram monofásicos, o restante nas viscosidades densa e leve. Os resultados a partir das moldagens do bloco ADA mostraram que no material [1] versus as medidas obtidas diretamente a partir do bloco estavam expandidas ao longo do tempo (+31,5 μm) ($P < 0,05$). Os resultados do bloco personalizado mostraram que os materiais [4] e [7] em comparação com medições diretas com bloco expandiram ao longo do tempo (+62 μm e 63,8 μm , respectivamente). [8] contraía ao longo do tempo (-54,7 μm)

($P < 0,05$). Nenhum material mostrou mudanças lineares $> 1,5\%$ e mantiveram-se estáveis durante 12 semanas. No entanto, a gama de alterações inferidas aos estudos de tribologia foi considerada menor a partir das alterações verificadas. Todos os vazamentos de gesso devem ser realizados nos moldes após espera semelhante para reduzir os erros introduzidos por variações dimensionais.

Schaefer et al.⁸⁶, em 2012, demonstraram a precisão e reprodutibilidade de uma abordagem tridimensional (3-D) para avaliar a precisão de moldagem, quantitativamente comparando a oclusal de modelos de gesso obtidos com diferentes materiais de moldagem. Por meio de réplica em alumínio de um molar superior, moldagens de passo único com dupla viscosidade foram realizadas com um poliéter / polivinilsiloxano híbrido (Identium), um polivinilsiloxano (Panasil), e um poliéter (Impregum) ($n=5$). Modelos correspondentes foram confeccionadas com gesso Tipo IV e opticamente digitalizadas e alinhados com a referência virtual do dente de alumínio. A precisão foi analisada por computação dos desvios médios quadráticos entre a referência virtual e os modelos de gesso, enquanto os desvios entre os modelos determinou a reprodutibilidade do método. A referência virtual foi adaptada para criar 15 pontos de contato oclusal. A percentagem de desvio dos pontos de contato estava dentro de um limite de tolerância de $\pm 10 \mu\text{m}$ (PDP10 = Percentagem de Pontos divergentes dentro de $\pm 10 \mu\text{m}$ de tolerância) sendo definido como índice para avaliar a precisão oclusal. Os resultados visuais para a diferença a partir do dente de referência foram exibidos com cores, enquanto que os valores médios de desvio, bem como diferenças médias PDP10 foram analisadas com ANOVA de um fator e comparações pelo teste de Scheffé ($\alpha=0,05$). A caracterização objetiva da precisão mostrou superfícies lisas axiais subdimensionadas, enquanto as superfícies oclusais foram precisas ou alargadas

quando comparadas com as do dente original. A precisão das réplicas de gesso variaram entre 3,0 a 6,0 mm, enquanto que os resultados de reprodutibilidade variaram de 2,0 a 4,0 mm. As médias (DP) PDP10 foram: 91% Panasil (± 11), Identium 77% (± 4) e Impregum 29% (± 3). ANOVA de um fator detectou diferenças significativas entre os materiais de moldagem ($P < 0,001$). A precisão e reprodutibilidade das moldagens foram determinadas por análise de 3-D. Os resultados foram apresentados como imagens coloridas e o PDP10-index recém-desenvolvido foi utilizado com sucesso para quantificar dimensões espaciais para anatomia oclusal complexa. Materiais de impressão com valores PDP10 altos foram os que mostraram reproduzir dimensões oclusais mais precisas.

Colpani et al.¹⁶, em 2013, mensuraram a adaptação marginal e interna de diferentes infraestruturas (IS) de coroas protéticas; analisando dois tipos de metodologias (réplica e técnica de pesagem) para avaliar a adaptação de restaurações indiretas. IS cerâmicas foram fabricadas utilizando tecnologia CAD/CAM e técnica de slip-casting, e as de metal foram produzidas por fundição ($n = 10$). Para cada grupo experimental, a adaptação foi avaliada com a réplica (RT) e a técnica de pesagem (WT), utilizando um material de moldagem (silicone de baixa viscosidade) para simular o agente de cimentação. Imagens transversais da réplica de silicone de viscosidade baixa foram obtidas e analisadas com o software *Image J* para mensurar a espessura da camada em pontos pré-determinados. A camada de silicone também foi ponderada. Resultados foram analisados estatisticamente por meio de análise de variância e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Correlação de Pearson foi utilizada para analisar a relação entre os dois métodos de avaliação. Todas as IS avaliadas mostraram adaptação interna e marginal clinicamente aceitável. As IS metálicas apresentaram a melhor adaptação, independentemente da técnica de

medição (RT e WT). As IS produzidas por *CAD/CAM* apresentaram maiores valores de gap interno na área de oclusal, em relação às demais regiões avaliadas. As IS produzidas pelo técnico de laboratório dental mostraram diferenças de valores semelhantes em todas as regiões avaliadas. Não há correlação entre a RT e WT ($P>0,05$). Diferentes níveis de adaptação foram encontrados para os diferentes grupos experimentais e para os métodos de avaliação. No entanto, todas as IS avaliadas mostraram valores clinicamente aceitáveis de adaptação marginal e interna, variando respectivamente de 100-150 μm e 40 μm .

Tamac et al.⁹⁰, em 2014, compararam a adaptação marginal e interna clínica de coroas metalocerâmicas fabricadas com três técnicas: *CAD/CAM* e fresagem (CCM), sinterização direta a laser de metal (LMG) e fundição tradicional (TC). Vinte coroas metalocerâmicas de cada técnica foram fabricadas para 42 pacientes. Antes da cimentação das coroas, réplicas de silicone foram obtidas para medir a diferença marginal e adaptação interna, avaliada em 3 regiões: parede axial, ângulo axio-oclusal, e superfície oclusal. As medições foram realizadas com estereomicroscópio de luz refletida com ampliação de 20 vezes. Os dados foram analisados por análise de variância a um fator (ANOVA) e pós teste de Bonferroni ($\alpha=0,05$). Os valores médios de desajuste marginal foram de 86,64 μm para CCM, 96,23 μm de LMG, e 75,92 μm para TC. As médias na região da parede axial foram 117,5 μm para o grupo CCM, 139,02 μm para o grupo DMLS, e 121,38 μm para o grupo TC. ANOVA a um fator não revelou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos para as mensurações de desajuste marginal ($P=0,082$) e da região da parede axial ($P=0,114$). As médias para região áxio-oclusal foram 142,1 μm para CCM, 188,12 μm para DMLS, e 140,63 μm por TC, e aquelas na região da superfície oclusal foram 265,73 μm por CCM, 290,39 μm para DMLS e 201,09 μm para TC. Os valores

médios do grupo LMG foram significativamente maiores na região de ângulo axio-oclusal e o região oclusal em relação aos outros grupos ($P < 0,05$). CCM, LMG e TC de coroas metalocerâmicas apresentaram um comportamento semelhante em termos de adaptação marginal clínica. A espessura da película de cimento nas regiões oclusal e áxio-oclusal foram maiores para as coroas LMG. Fundição tradicional, tecnologia de fabricação assistida por computador e tecnologia de sinterização a laser pode ser usado para fabricar estrutura metálica para coroas metalocerâmicas em aplicação clínica diária com resultados satisfatórios.

PROPOSIÇÃO

Geral

Realizar avaliação in vitro da exatidão de modelos totais de gesso obtidos a partir de diferentes técnicas de moldagem e de dois vazamentos de gesso mensurando por meio de desajuste marginal cervical de infraestruturas de zircônia sobre os preparos dentais reproduzidos nesses modelos.

Específica

- Avaliar a adaptação marginal cervical de infraestruturas em *Y-TZP* sobre preparos dentais para coroa total anterior e posteriores, unitários e múltiplos, reproduzidos em gesso a partir de um modelo mestre.
- Avaliar a exatidão global e de regiões específicas de modelos totais de gesso em comparação com dimensões lineares de um modelo mestre.

MATERIAL E MÉTODO

Confecção do Modelo Mestre

Para a realização do estudo foi confeccionado um modelo mestre obtido a partir da duplicação de um manequim odontológico com preparos para coroa total realizados sobre os dentes 14, 16, 21 e 25. Para isso, o manequim, contendo os dentes já preparados, foi duplicado com elastômero especial para duplicação de modelos (Xiameter RTV 3-8004, Dow Corning Corp., Midland, MI, US). Em seguida, foi realizado o vazamento com material à base de polimetilmetacrilato (PMMA), de forma a se obter um modelo rígido estável e com resistência suficiente para a realização das subseqüentes moldagens (Figura 1A e B). Na base do modelo foram confeccionadas canaletas as quais serviram de guia para a padronização do assentamento das moldeiras no ato da moldagem.

Como referência para as futuras mensurações realizadas, foram confeccionados três pontos com fresa diamantada FG nº 2200 (KG SORENSEN, Cotia, SP, Brasil) em alta rotação na oclusal dos dentes pilares 16, 21 e 25. Com o mesmo propósito, na região gengival vestibular de cada dente pilar foram realizados três demarcações lineares equidistantes, as quais permitiram padronização das análises da adaptação marginal cervical vertical, nos modelos mestre e nos modelos de gesso dos grupos experimentais.

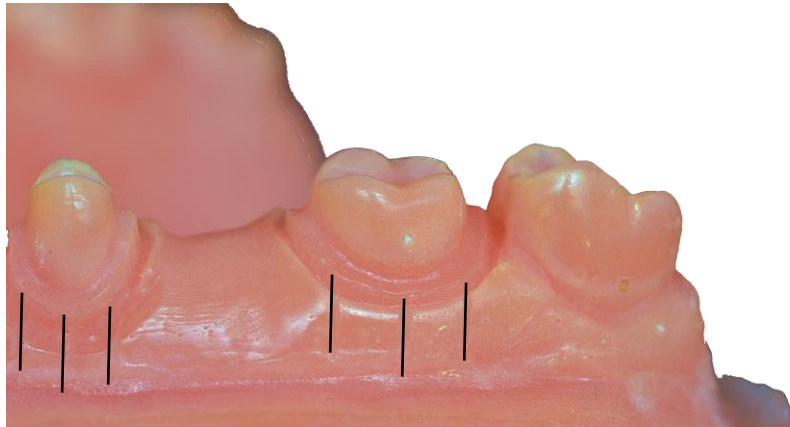
Após aplicação de spray de contraste opaco sobre o modelo mestre obtido em PMMA, realizou-se seu escaneamento (Scanner S600 ARTI, Zirkonzahn® GmbH, Gais, Itália) . Após realização da identificação das áreas de interesse, alívios necessários e desenho virtual, procedeu-se com a fresagem (Fresadora M5 Heavy, Zirkonzahn® GmbH, Gais, Itália) das infraestruturas de uma prótese fixa de três elementos com dois retentores na região maxilar superior direita (segmento de

prótese fixa 14-16) e de duas infraestruturas isoladas, uma sobre o incisivo central maxilar esquerdo (dente 21) e outra sobre o segundo pré-molar maxilar esquerdo (dente 25). As infraestruturas confeccionadas em Y-TZP CAD/CAM (Zirkonzahn® GmbH, Gais, Itália) foram assentadas sobre seus respectivos dentes pilares preparados para coroa total, para que o desajuste marginal cervical vertical fosse mensurado utilizando o programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltda., Cambridge, Inglaterra). Esse programa foi instalado em computador acoplado ao microscópio Leica (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany), o qual permitiu a análise das imagens em aumento de 50 vezes³. Os resultados obtidos foram utilizados como controle (*Baseline*) para os modelos obtidos a partir dos diferentes grupos experimentais formados pelas combinações das variáveis do estudo *Técnica de Moldagem e Vazamentos* de gesso (1º e 2º vazamentos).

Figura 1A - Modelo mestre maxilar à base de polimetilmetacrilato (PMMA), com preparos para coroa total nos dentes 14, 16, 21 e 25 e pontos de referência localizados nos dentes 16, 21 e 25



Figura 1B - Modelo mestre maxilar à base de polimetilmetacrilato (PMMA), com preparos para coroa total nos dentes 14, 16, 21 e 25 e demarcações lineares na região vestibular do mesmo, as quais serviram para padronização das mensurações de adaptação marginal cervical nos dentes 14,16, 21 e 25.



Material de moldagem

O material de moldagem utilizado foi o silicone polimerizado por reação de adição Express XT (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), nas consistências densa e fluida. Esse material foi armazenado em ambiente livre de umidade, proporcionado e manipulado seguindo as recomendações do fabricante na temperatura ambiente de 22° C, garantindo o tempo de moldagem de 5,5 minutos, em média.

O silicone de adição fluido foi manipulado em ponta de automistura acoplada em dispensador do próprio fabricante. Os primeiros 3,0 cm dessa mistura foram dispensados, garantindo a homogeneidade do material. O material denso, por sua vez, foi pesado em balança de precisão (Gehaka®, modelo BG 440, São Paulo, SP, Brasil) e 35g de cada massa: base e catalisadora, foram manipulados manualmente por único operador utilizando luvas de vinil, devido à incompatibilidade do silicone de adição com o látex^{38,43,73,76,88}. Moldeiras metálicas perfuradas de INOX – S3 (Technodent®, São Paulo, SP, Brasil) foram utilizadas nas técnicas de moldagem.

Descrição das técnicas de moldagem

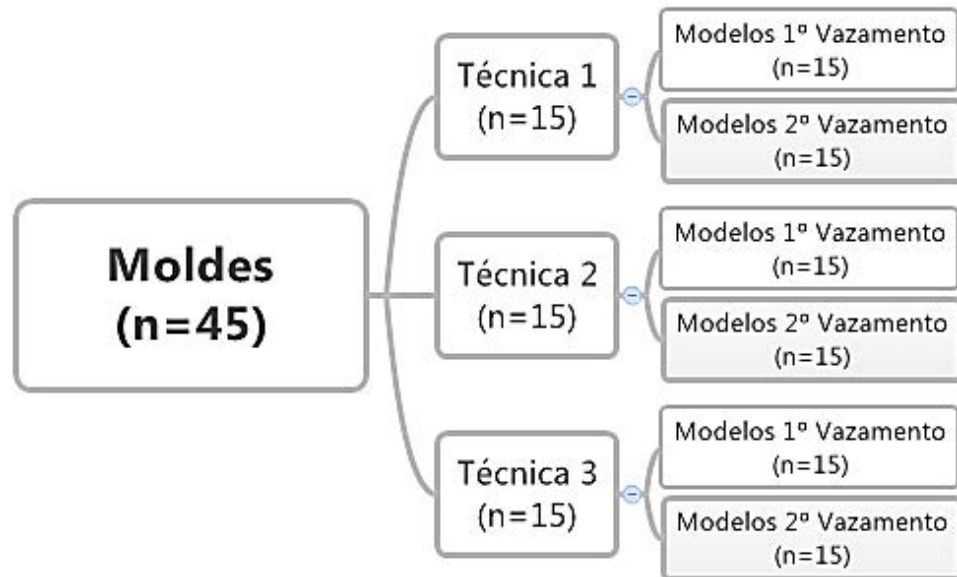
Foram utilizadas três técnicas de moldagem: (T1) mistura simultânea; (T2) reembasamento – alívio com filme de PVC e (T3) reembasamento – alívio com pequena movimentação da moldeira.

Para a técnica simultânea, os materiais denso e fluido foram misturados simultaneamente^{2,25,55}. A moldeira era preenchida com o material denso, ao mesmo tempo em que a seringa de automistura era montada com o material fluido. Este, por sua vez, foi injetado na região de interesse e sobre o material denso já inserido na moldeira, para posterior assentamento sobre o modelo mestre. Assim, ambos os materiais, denso e fluido, se polimerizaram simultaneamente²⁰.

Para a técnica de alívio com filme de PVC, o mesmo foi utilizado para recobrimento do material denso, decorrido o tempo de 4 minutos, removido após a polimerização do mesmo, posteriormente à formação do molde preliminar. Em seguida, o silicone denso foi reembasado com o de consistência fluida.

Para a técnica de alívio por meio de pequena movimentação manual, a moldeira foi carregada com o material denso, posicionada sobre o modelo mestre e comprimida em direção à arcada. Pequenas movimentações foram realizadas durante 5,0 segundos no sentido vestibulo-lingual da arcada e, após polimerização do material, a moldeira foi removida e o molde reembasado com material fluido. Todos os moldes foram removidos em movimento único no sentido cérvico-oclusal da arcada diminuindo, desta forma, possíveis distorções decorrentes do ato de retirada do molde finalizado. Foram obtidos 15 moldes/30modelos totais com moldeira de estoque para cada técnica de moldagem, conforme organograma apresentado na Figura 2.

Figura 2 - Organograma representativo das diferentes condições experimentais, totalizando 15 moldes para cada interação *técnica versus vazamento de gesso*.



Obtenção dos moldes e modelos

A sequência das moldagens realizadas por único operador calibrado foi estabelecida com base em sorteio prévio, realizado por um sujeito não participante do estudo. Esse sorteio foi aleatório quanto às variáveis independentes do estudo conforme recomendação do *Consort Statement*⁶⁵. Os moldes obtidos para cada técnica foram criteriosamente avaliados quanto à retenção na moldeira e ausência de bolhas e/ou rasgamentos. Após avaliação, respeitou-se o tempo para o vazamento do gesso de no mínimo 120 minutos, seguindo as recomendações do fabricante.

Para o vazamento foi utilizado gesso tipo IV (GC Fuji Rock EP, GC Europe, Leuven, Bélgica) espatulado mecanicamente a vácuo em equipamento elétrico (Turbo Mix; EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil), de

acordo com as recomendações do fabricante. A cuba contendo a mistura foi posicionada em vibrador para gesso (VH Equipamentos, Araraquara, SP, Brasil) para eliminação de bolhas e homogeneização da massa, a qual foi vertida no molde, também sob vibração. Os vazamentos dos modelos dos grupos experimentais foram realizados em matriz de silicone a qual possibilitou a padronização da base dos modelos de gesso permitindo, deste modo, que as análises fossem realizadas na mesma angulação no microscópio. Após 40 minutos, foi realizada a separação molde/modelo e, na ausência de bolhas e/ou fraturas, os modelos foram considerados adequados para análise. O segundo vazamento de gesso foi realizado nos moldes empregando-se os mesmos parâmetros descritos anteriormente, esperando-se o tempo de 120 minutos após a remoção do primeiro modelo para a recuperação elástica do material de moldagem^{37,50}, o que possibilitou comparações com as mensurações realizadas nos modelos obtidos no primeiro vazamento.

Análise da Adaptação Marginal Cervical

Para a análise da adaptação marginal das infraestruturas de zircônia por *CAD/CAM* confeccionadas a partir do modelo mestre, respeitando o espaço interno de alívio de 50 µm, que promove alta precisão na adaptação das restaurações indiretas²⁷, as mesmas foram passivamente assentadas sobre os preparos nos modelos de gesso obtidos a partir de cada técnica e vazamento. Da mesma maneira como realizado para obtenção das mensurações controle (*Baseline*), realizadas com as infraestruturas assentadas no modelo mestre por operador calibrado (Índice de correlação intraclasse = 0,99), o programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltda., Cambridge, England) transmitiu as imagens do microscópio Leica (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany - Figura 3) para o monitor de um computador, onde

as imagens foram registradas e os desajustes cervicais verticais mensurados. Antes de iniciar as capturas das imagens das fendas cervicais, foi realizada a calibração do programa com régua própria do sistema LEICA, que possui divisões de 100 em 100 μm . As infraestruturas de zircônia foram posicionadas sobre os seus respectivos preparos e centralizadas partindo-se de maneira gradual, de um menor aumento até o maior (50 vezes), para facilitar a centralização das imagens no monitor do computador. Para cada fotografia obtida foram realizadas leituras lineares em triplicata na fenda (interface infraestrutura/término cervical do preparo) em três regiões: méso-vestibular, central vestibular e disto-vestibular (Figura 1B). A angulação padronizada das fotografias foi garantida pela base dos modelos de gesso obtidas por meio de matriz de silicone. A média aritmética desses valores para as infraestruturas unitárias ou do segmento de prótese fixa determinou o valor do desajuste marginal cervical vertical mensurado³. Posteriormente, os 3240 dados obtidos a partir das mensurações de cada modelo foram tabulados e analisados seguindo os protocolos descritos no delineamento estatístico.

Figura 3 - Estereomicroscópio Leica (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany).



Análise da Precisão Dimensional Linear

Para a análise global da dimensão dos modelos de gesso confeccionados por cada interação *Técnica de moldagem* e *Vazamento de gesso*, os mesmos foram fotografados em extensão RAW, 300 pixels por polegada, em norma oclusal com câmera digital Nikon D7000 (Nikon Corporation, Tóquio, Japão), acoplada a flash circular com luz branca balanceada (Sigma EM-140 DG; Sigma Corporation, Nova Iorque, EUA) estando a base dos mesmos paralela ao solo.

Para padronizar a angulação, distância focal e o enquadramento da câmera foi utilizado um tripé e os modelos de gesso foram posicionados sobre demarcações em uma superfície plana as quais padronizavam sua posição em relação a câmera (Figura 4). Todos os modelos foram fotografados no mesmo dia, sequencialmente. A partir dos três pontos pré-definidos (Figura 1A), um sobre a borda incisal do elemento 21 e outros dois sobre o primeiro molar direito e segundo pré-molar esquerdo, as mensurações lineares foram realizadas nas imagens digitais, por meio da utilização do programa *ImageJ* para Windows (versão 1.45s, Maryland, MD, EUA).

A calibração do programa foi realizada com a ferramenta do “*Set Scale*” para determinar o quanto um objeto de tamanho conhecido representava em pixels nas imagens digitais²³. Assim, foi informado o quanto 1,0 mm correspondia em pixels em cada uma das imagens. Os pontos de referência citados serviram para a obtenção das dimensões lineares oclusais latero-lateral do arco (*LL*) e das dimensões lineares oclusais anteroposteriores direita (*APD*) e esquerda (*APE*)^{40,55,96} (Figura 5). Essas mensurações também foram realizadas em triplicata em cada modelo obtido, totalizando 810 leituras.

A fim de complementar as mensurações globais dos modelos confeccionados, as dimensões méso-distal (*MD*) e vestibulo-lingual (*VL*) dos preparos para coroa total dos dentes 21 e 25, bem como a distância interpreparos dos dentes 14 e 16 do segmento da prótese fixa de três elementos foram também mensuradas. Para padronização dessa análise, em cada região mensurada foi estabelecido o ângulo áxio-cervical dos preparos como ponto de referência, estando a base do modelo paralela ao solo. Essas mensurações foram realizadas em triplicata por meio da utilização de paquímetro digital com precisão de 0,01 mm (Mitutoyo Sul Americana Ltda., Suzano, SP, Brasil), totalizando 1350 leituras. Os dados foram tabulados e analisados seguindo os protocolos descritos no planejamento estatístico, tendo como controle as mensurações lineares do modelo mestre, realizadas seguindo a mesma metodologia descrita previamente. Porém, as mensurações do modelos mestre foram repetidas 5 vezes a fim de se obter valores *Baseline* confiáveis. Para certificar a estabilidade do modelo mestre de PMMA no momento de aquisição dos valores *Baseline* essas leituras foram realizadas em três momentos distintos: 1) após três tratamentos térmicos em água em ebulição durante 30 minutos, realizados no período de 48 h após a obtenção do modelo, 2) após 15 dias de armazenagem em água destilada a 37 °C e 3) após a obtenção de todos os moldes. Após constatação da estabilidade do modelo mestre, devido a reprodutibilidade das mensurações realizadas, realizou-se a média dos dados obtidos nos três momentos distintos para cada variável, determinando-se os valores *Baseline*.

Figura 4 - Linhas de demarcação utilizadas para enquadramento dos modelos para as tomadas fotográficas. As linhas vermelhas representam o plano do modelo mestre delineado sobre a superfície em que os modelos foram posicionados para digitalização. As linhas brancas são provenientes do próprio visor LCD do equipamento fotográfico.

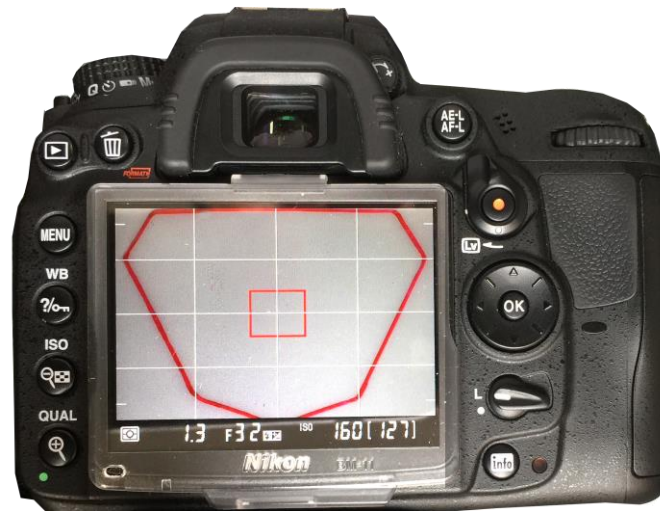
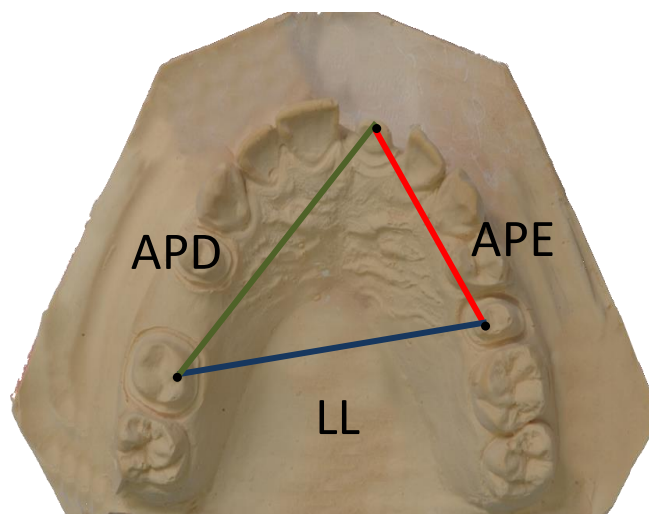


Figura 5 - Pontos de referência e linhas demarcadas para mensuração das dimensões lineares oclusais latero-lateral do arco (LL) e das dimensões lineares oclusais anteroposteriores direita (APD) e esquerda (APE).



Delineamento estatístico:

As análises estatísticas foram realizadas com auxílio do programa de computador IBM SPSS Statistics versão 20 (IBM Corporation, Armonk, NY, EUA).

Os dados obtidos a partir das mensurações de desajuste marginal cervical das infra-estruturas de zircônia Zirkonzahn® dos dentes 21 e 25, bem como do segmento de prótese fixa (14-16), das dimensões lineares APD, APE e LL, das dimensões méso-distais e vestibulo-linguais dos dentes 21 e 25, e da distância interpreparos dos dentes 14 e 16, foram submetidos aos testes normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variância (Levene). Em seguida, empregaram-se testes estatísticos específicos, com nível de significância de 5,0 %, para detectar se havia influência das *Técnica de moldagem* e dos *Dois vazamentos* de gesso sobre as variáveis em estudo dos diferentes grupos experimentais entre si e em relação ao modelo mestre.

Os dados de desajuste marginal cervical (μm) das infra-estruturas unitárias em relação aos preparos para coroa total dos dentes 21 e 25, bem como da infra-estrutura do segmento de prótese fixa 14-16 foram avaliados estatisticamente empregando-se análise de variância paramétrica a um critério (one-way ANOVA). Com base nos resultados de homocedasticidade de cada análise de variância, empregou-se o teste C de Dunnett, com nível de significância de 5,0 %, para comparar as médias dos grupos experimentais entre si e em relação aos valores *Baseline* aos pares.

Os dados das dimensões lineares (mm) oclusais anteroposteriores direita e esquerda foram submetidos à análise de variância a um critério, com nível de significância de 5,0%, sem a necessidade de aplicação de testes complementares. Os dados das dimensões lineares (mm) latero-laterais foram submetidos ao teste

não paramétrico de Kruskal-Wallis, com nível de significância de 5,0 %. Devido à aceitação da hipótese nula, esses dados também não foram submetidos a testes estatísticos complementares.

Os dados das dimensões méso-distais e vestibulo-linguais (mm) do dente 21 foram submetidos à análise de variância a um critério e ao teste complementar de Tukey HSD, ambos com nível de significância de 5,0 %. Os dados das dimensões (mm) do dente 25, bem como das mensurações da distância (mm) interpreparos dos dentes 14 e 16 foram submetidos ao teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido pelo pós-teste de Dunn, também com 5,0 % de nível de significância.

As Tabelas resultantes das comparações múltiplas (Tabelas 2, 4, 6, 9, 10, 12, 14, 16, 18, 20 e 22) foram divididas em colunas distintas, apesar das análises de variância terem sido aplicadas a um critério, com intuito de evidenciar somente os pareamentos de interesse ao leitor, tornando a visualização dos resultados mais objetiva e clara.

RESULTADO

Desajuste marginal cervical

O resumo das análises de variância a um critério e os resultados dos testes para avaliação da homogeneidade de variância (Levene) são dados nas Tabelas 1, 3 e 5, onde se pode observar o efeito significativo ($P < 0,001$) entre os grupos experimentais para os valores de desajuste marginal cervical (μm) das infraestruturas dos dentes 21, 25 e do segmento de prótese fixa 14-16, respectivamente. Com base nos resultados do teste de homogeneidade de variância, empregou-se o teste C de Dunnett (Tabelas 2, 4 e 6), em nível de 5,0 % de significância, para avaliar esses efeitos e comparar as médias de desajuste aos pares.

Tabela 1- Resumo da análise de variância relativa aos valores de desajuste marginal cervical em relação ao dente 21.

Efeito	GL	Média quadrática	F	P
Entre grupos	6	76,377	12,760	<0,001
Dentro dos grupos	98	5,986		
Total	104			

Homogeneidade de variâncias: $P < 0,001$ (Levene)

Tabela 2- Valores de média (μm) e desvios-padrão ($\pm$) do desajuste marginal cervical em relação ao dente 21 e resultados do teste C de Dunnett.

Modelo Mestre	24,94 (0,28) A	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	28,14 (1,90) BC ^a	30,08 (4,59) B ^a
PVC	27,40 (1,73) B ^a	29,50 (1,81) B ^a
Movimentação	29,59 (1,59) C ^a	32,04 (2,89) B ^a

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($P \geq 0,05$).

A partir da interpretação da Tabela 2 pode-se observar que todas as técnicas, independentemente do vazamento de gesso (1º ou 2º), produziram modelos de trabalho que geraram valores de desajuste marginal cervical maiores ($P < 0,05$) aquele observado para o dente 21 no modelo mestre.

Independentemente da técnica de moldagem utilizada, não houve diferença ($P > 0,05$) nos valores de desajuste marginal cervical mensurados entre modelos obtidos após primeiro e segundo vazamentos de gesso.

Nos modelos obtidos após primeiro vazamento de gesso, a técnica de moldagem por reembasamento com a utilização de alívio com filme de PVC proporcionou resultados similares à técnica simultânea ($P > 0,05$) e menores ($P < 0,05$) à técnica de reembasamento após movimentações na moldeira. Não houve diferença ($P > 0,05$) entre as técnicas simultânea e com movimentação da moldeira. Após segundo vazamento de gesso, todas as técnicas produziram resultados semelhantes entre si ($P > 0,05$).

Tabela 3- Resumo da análise de variância relativa aos valores de desajuste marginal cervical em relação ao dente 25.

Efeito	GL	Média quadrática	F	P
Entre grupos	6	254,377	27,953	<0,001
Dentro dos grupos	98	9,100291		
Total	104			

Homogeneidade de variâncias: $P < 0,001$ (Levene)

Tabela 4- Valores de média (μ m) e desvios-padrão ($\pm$) do desajuste marginal cervical em relação ao dente 25 e resultados do teste C de Dunnett.

Modelo Mestre	42,73 (0,53) A	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	43,50 (1,27) A ^a	49,19 (2,69) BC ^b
PVC	44,27 (1,92) AB ^a	47,83 (2,50) B ^b
Movimentação	47,18 (3,09) B ^a	54,63 (5,93) C ^b

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($P \geq 0,05$).

A partir da interpretação da Tabela 4 observa-se que, após primeiro vazamento de gesso, as técnicas simultânea e de reembasamento com alívio utilizando filme de PVC produziram resultados de desajuste semelhantes ($P>0,05$) entre si e em relação ao valor observado para a infraestrutura do dente 25 no modelo mestre. Após segundo vazamento, todas as técnicas produziram modelos de trabalho que geraram valores de desajuste marginal cervical maiores ($P<0,05$) em relação ao modelo mestre.

Após segundo vazamento, todos os modelos geraram valores de desajuste marginal cervical maiores ($P<0,05$) em relação aqueles obtidos após primeiro vazamento de gesso.

Nos modelos obtidos após primeiro vazamento de gesso, a técnica de moldagem com reembasamento após movimentação da moldeira produziu resultados semelhantes ($P>0,05$) à técnica com PVC e desajuste marginal cervical maior ($P<0,05$) à técnica simultânea.

Após segundo vazamento de gesso, a técnica com PVC produziu resultados de desajuste semelhantes à simultânea ($P>0,05$) e menores ($P<0,05$) à técnica com movimentação. Não houve diferença ($P>0,05$) entre as técnicas simultânea e com movimentação da moldeira.

Tabela 5- Resumo da análise de variância relativa aos valores de desajuste marginal cervical em relação ao segmento de prótese fixa (14-16).

Efeito	GL	Média quadrática	F	P
Entre grupos	6	195,454	16,944	<0,001
Dentro dos grupos	98	11,535542		
Total	104			

Homogeneidade de variâncias: $P<0,001$ (Levene)

Tabela 6- Valores de média (μ m) e desvios-padrão ($\pm$) do desajuste marginal cervical em relação ao segmento de prótese fixa (14-16) e resultados do teste C de Dunnett.

Modelo Mestre	40,49 (0,30) A	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	42,72 (1,39) B ^a	43,07 (1,24) B ^a
PVC	44,68 (3,52) BC ^a	49,04 (5,47) C ^a
Movimentação	49,05 (4,06) C ^a	49,19 (4,30) C ^a

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($P \geq 0,05$).

Na Tabela 6 verifica-se que todas as técnicas, independentemente dos vazamentos de gesso, produziram modelos de trabalho que geraram valores de desajuste marginal cervical maiores ($P < 0,05$) em relação aquele observado para o segmento de prótese fixa (14-16) no modelo mestre.

Semelhantemente ao observado para o dente 21, independentemente da técnica de moldagem utilizada, não houve diferença ($P > 0,05$) nos valores de desajuste marginal cervical mensurados entre modelos obtidos após primeiro e segundo vazamento de gesso.

Nos modelos obtidos após primeiro vazamento de gesso, a técnica simultânea produziu valores de desajuste marginal semelhantes ($P > 0,05$) aqueles da técnica com PVC e menores ($P < 0,05$) em relação à técnica com movimentação. Não houve diferença ($P > 0,05$) entre as técnicas com reembasamento.

Após segundo vazamento de gesso, a técnica simultânea produziu menores valores de desajuste em relação às técnicas de reembasamento, que produziram resultados semelhantes entre si ($P > 0,05$).

Mensurações oclusais lineares (anteroposterior, direita e esquerda, e latero-lateral)

O resumo das análises de variância e os resultados dos testes para avaliação da homogeneidade de variância (Levene) para os resultados das mensurações oclusais lineares direita e esquerda são dados, respectivamente, nas Tabelas 7 e 8, onde se pode observar a validação da hipótese nula ($P=0,427$ e $P=0,845$, respectivamente). Os valores médios e desvios-padrão das mensurações lineares anteroposteriores direita e esquerda são apresentados nas Tabelas 9 e 10, respectivamente. Os resultados apresentados nessas Tabelas não foram submetidos a testes complementares devido à aceitação da hipótese nula após a interpretação da análise de variância paramétrica aplicada.

Tabela 7- Resumo da análise de variância relativa aos valores das mensurações lineares oclusais anteroposteriores direita.

Efeito	GL	Média quadrática	F	P
Entre grupos	6	0,097017	1,004	0,427
Dentro dos grupos	98	0,096665		
Total	104			

Homogeneidade de variâncias: $P=0,076$ (Levene)

Tabela 8- Resumo da análise de variância relativa aos valores das mensurações lineares oclusais anteroposteriores esquerda.

Efeito	GL	Média quadrática	F	P
Entre grupos	6	0,027313	0,447	0,845
Dentro dos grupos	98	0,061097		
Total	104			

Homogeneidade de variâncias: $P=0,091$ (Levene)

Tabela 9 - Valores de média (mm) e desvios-padrão ($\pm$) das mensurações lineares oclusais anteroposteriores direita.

Modelo Mestre	44,18 (0,16)	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	43,93 (0,16)	44,01 (0,15)
PVC	44,08 (0,22)	43,97 (0,28)
Movimentação	44,06 (0,49)	44,01 (0,49)

Tabela 10 - Valores de média (mm) e desvios-padrão ($\pm$) das mensurações lineares oclusais anteroposteriores esquerda.

Modelo Mestre	30,40 (0,23)A	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	30,49 (0,08)	30,39 (0,15)
PVC	30,49 (0,16)	30,44 (0,25)
Movimentação	30,42 (0,33)	30,40 (0,39)

O resumo da análise não paramétrica de Kruskal-Wallis para os resultados das mensurações oclusais lineares latero-laterais é dado na Tabela 11, onde também se observa a validação da hipótese nula ($P=0,140$), semelhantemente ao ocorrido para as mensurações anteroposteriores. Os valores médios e desvios-padrão dessas mensurações são apresentados na Tabela 12. Esses resultados também não foram submetidos a testes complementares, devido à aceitação da hipótese nula após a realização da análise de variância não paramétrica.

Tabela 11- Resumo da análise de Kruskal-Wallis relativa aos valores das mensurações lineares oclusais latero-laterais.

Total de amostras	H	GL	P
105	9,664	6	0,140

Tabela 12- Valores de média (mm) e desvios-padrão ($\pm$) das mensurações lineares oclusais latero-laterais.

Modelo Mestre	45,15 (0,05)	
Técnicas	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	45,28 (0,03)	45,24 (0,03)
PVC	45,24 (0,05)	45,18 (0,06)
Movimentação	45,21 (0,13)	45,16 (0,13)

Mensurações méso-distais e vestibulo-linguais das dimensões cervicais dos preparos dos dentes 21 e 25 e da distância interpreparos dos dentes 14 e 16.

O resumo das análises de variância e os resultados dos testes para avaliação da homogeneidade de variância (Levene) são dados nas Tabelas 13 e 15, onde se pode observar o efeito significativo ($P < 0,001$) entre os grupos experimentais para os valores das dimensões cervicais méso-distais e vestibulo-linguais (mm) do dente 21, respectivamente. Com base nos resultados do teste de homogeneidade de variância, empregou-se o teste de Tukey HSD (Tabelas 14 e 16), em nível de 5,0 % de significância, para avaliar os efeitos pela comparação das médias aos pares.

Tabela 13 - Resumo da análise de variância relativa às dimensões méso-distais do dente 21.

Efeito	GL	Média quadrática	F	P
Entre grupos	6	0,004007	12,596	<0,001
Dentro dos grupos	98	0,000318		
Total	104			

Homogeneidade de variâncias: $P = 0,079$ (Levene)

Tabela 14 - Valores de média (mm) e desvios-padrão ($\pm$) das dimensões méso-distais do dente 21 e resultados do teste de Tukey HSD.

Modelo Mestre	5,26 (0,02) A	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	5,28 (0,02) B ^a	5,30 (0,02) B ^b
PVC	5,31 (0,03) C ^a	5,31 (0,01) B ^a
Movimentação	5,30 (0,01) BC ^a	5,30 (0,01) B ^a

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($P \geq 0,05$).

Na Tabela 14 verifica-se que todas as técnicas, independentemente dos vazamentos de gesso, produziram modelos de trabalho com dimensões médias méso-distais do dente 21 maiores ($P < 0,05$) e relação àquela observada no modelo mestre.

Somente a técnica simultânea apresentou diferença significativa ($P < 0,05$) entre as leituras das dimensões méso-distais do dente 21 realizadas nos modelos do primeiro e segundo vazamento. Para as técnicas com reembasamento não houve diferença ($P > 0,05$) nos valores mensurados entre os modelos do primeiro e segundo vazamento de gesso.

Nos modelos obtidos após primeiro vazamento de gesso, a técnica simultânea produziu valores de dimensão méso-distal do dente 21 semelhantes ($P > 0,05$) aqueles da técnica com movimentação e menores ($P < 0,05$) em comparação à técnica com PVC. Não houve diferença ($P > 0,05$) entre as técnicas de moldagem com reembasamento.

Após segundo vazamento de gesso, todas as técnicas produziram valores de dimensão méso-distal do dente 21 semelhantes entre si ($P > 0,05$).

Tabela 15 - Resumo da análise de variância relativa às dimensões vestibulo-linguais do dente 21.

Efeito	GL	Média quadrática	F	P
Entre grupos	6	0,014523	28,695	<0,001
Dentro dos grupos	98	0,000506		
Total	104			

Homogeneidade de variâncias: $P=0,168$ (Levene)

Tabela 16 - Valores de média (mm) e desvios-padrão ($\pm$) das dimensões vestibulo-linguais do dente 21 e resultados do teste de Tukey HSD.

Modelo Mestre	3,25 (0,16) A	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	3,25 (0,26) A ^a	3,30 (0,02) B ^b
PVC	3,31 (0,02) B ^a	3,33 (0,03) C ^a
Movimentação	3,30 (0,02) B ^a	3,31 (0,02) BC ^a

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($P \geq 0,05$).

Na Tabela 16 observa-se que, após primeiro vazamento de gesso, a técnica simultânea produziu resultados de dimensão vestibulo-lingual do dente 21 semelhantes ($P > 0,05$) aquele mensurado no modelo mestre. Após segundo vazamento de gesso, todas as técnicas produziram resultados dimensionais maiores ($P < 0,05$) em relação ao modelo mestre.

Semelhantemente ao observado para as dimensões méso-distais, somente a técnica simultânea apresentou diferença significativa ($P < 0,05$) entre as leituras das dimensões vestibulo-linguais do dente 21 dos modelos do primeiro e segundo vazamentos.

Nos modelos do primeiro vazamento de gesso, a técnica simultânea produziu valores vestibulo-linguais menores ($P<0,05$) em relação às técnicas com reembasamento, que apresentaram resultados semelhantes entre si ($P>0,05$).

Após segundo vazamento de gesso, a técnica simultânea produziu valores semelhantes ($P>0,05$) à técnica com movimentação e menores ($P<0,05$) do que a técnica de reembasamento com filme de PVC. Não houve diferença ($P>0,05$) entre as técnicas de com reembasamento.

O resumo das análises não paramétricas de Kruskal-Wallis para os valores das dimensões cervicais méso-distais e vestibulo-linguais (mm) do dente 25 são dados nas Tabelas 17 e 19, respectivamente, onde se pode observar efeito significativo ($P<0,001$) entre os grupos experimentais. Para comparar os resultados dos diferentes grupos experimentais entre si e em relação ao modelo mestre, aplicou-se o teste complementar de Dunn (Tabelas 18 e 20), em nível de 5,0 % de significância.

Tabela 17- Resumo da análise de Kruskal-Wallis relativa aos valores das dimensões méso-distais do dente 25.

Total de amostras	H	GL	P
105	30,819	6	<0,001

Tabela 18- Valores dos postos médios das dimensões méso-distais do dente 25 e resultados do teste de Dunn.

Modelo Mestre	24,70 A	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	36,80 AB ^a	54,93 AB ^a
PVC	58,77 B ^a	65,03 B ^a
Movimentação	53,17 AB ^a	77,60 B ^a

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($P\geq 0,05$).

Observa-se na Tabela 18 que entre os modelos do primeiro vazamento, as técnicas simultânea e de reembasamento com movimentação produziram resultados de dimensão méso-distal do dente 25 semelhantes ($P>0,05$) aqueles mensurados no modelo mestre. Após segundo vazamento de gesso, somente a técnica simultânea produziu resultados similares ($P>0,05$) ao modelo mestre.

Não houve diferença ($P>0,05$) nos valores mensurados entre modelos obtidos após primeiro e segundo vazamento de gesso, independentemente da técnica de moldagem utilizada.

Independentemente dos vazamentos de gesso, não houve diferenças significativas ($P>0,05$) nos modelos obtidos a partir das diferentes técnicas de moldagem.

Tabela 19- Resumo da análise de Kruskal-Wallis relativa aos valores das dimensões vestibulo-linguais do dente 25.

Total de amostras	H	GL	P
105	53,724	6	<0,001

Tabela 20 - Valores dos postos médios das dimensões vestibulo-linguais do dente 25 e resultados do teste de Dunn.

Modelo Mestre	15,07 A	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	27,50 A ^a	49,60 B ^a
PVC	67,97 B ^a	72,30 B ^a
Movimentação	65,00 B ^a	73,57 B ^a

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($P\geq 0,05$).

Na Tabela 20 verifica-se que entre os modelos do primeiro vazamento, somente a técnica simultânea produziu resultados de dimensão vestibulo-lingual do dente 25 semelhantes ($P>0,05$) aos mensurados no modelo mestre. Após segundo vazamento de gesso, todas as técnicas geraram modelos com dimensões maiores ($P<0,05$) ao modelo mestre.

Não houve diferença ($P>0,05$) nos valores mensurados entre modelos obtidos após primeiro e segundo vazamento de gesso, independentemente da técnica de moldagem.

Nos modelos do primeiro vazamento, a técnica simultânea produziu valores menores ($P<0,05$) em relação às técnicas com reembasamento, que apresentaram resultados semelhantes entre si ($P>0,05$).

Após segundo vazamento, não houve diferenças significativas ($P>0,05$) nas dimensões vestibulo-linguais do dente 25, independentemente da técnica de moldagem empregada.

O resumo da análise não paramétrica de Kruskal-Wallis para os resultados das mensurações interpreparos dos dentes 14 e 16 é dado na Tabela 21, onde se observa a validação da hipótese nula ($P=0,06$). Os valores médios (mm) e desvios-padrão são apresentados na Tabela 22. Esses resultados não foram submetidos ao teste complementar de Dunn, devido à aceitação da hipótese nula.

Tabela 21- Resumo da análise de Kruskal-Wallis relativa aos valores das dimensões interpreparos dos dentes 14 e 16.

Total de amostras	H	GL	P
105	12,112	6	0,06

Tabela 22- Valores médios (mm) e desvios-padrão das dimensões interpreparos dos dentes 14 e 16.

Modelo Mestre	9,15 (0,01)	
<u>Técnicas</u>	1º Vazamento	2º Vazamento
Simultânea	9,15 (0,01)	9,14 (0,01)
PVC	9,15 (0,01)	9,15 (0,01)
Movimentação	9,15 (0,01)	9,15 (0,01)

DISCUSSÃO

A realização da moldagem odontológica é passo essencial durante o tratamento protético e, a qualidade do molde obtido está diretamente relacionada com a precisa adaptação da restauração final^{8,41,62} sendo esse quesito intrinsecamente associado aos fatores que determinam a longevidade e sucesso das restaurações indiretas³². Materiais de moldagem à base de polivinilsiloxano são extremamente populares devido à combinação de excelentes propriedades físicas, características de manipulação, e estabilidade dimensional^{7,19,51,63,77,101}.

Este estudo in vitro avaliou a influência das técnicas de moldagem e de vazamentos de gesso subsequentes (1º. e 2º vazamentos) sobre a adaptação marginal cervical de infraestruturas CAD/CAM Y-TZP, utilizando um silicone de adição e moldeira de estoque metálica. De maneira geral os valores de desajuste marginal cervical foram maiores nos grupos experimentais em relação àqueles encontrados no modelo mestre, com exceção das técnicas simultânea e de reembasamento com filme de PVC, que em determinados momentos, apresentaram semelhança entre si e com o modelo mestre. Dessa forma, rejeita-se parcialmente a hipótese nula de que as diferentes técnicas de moldagem e os dois vazamentos de gesso não influenciam a adaptação marginal de infraestruturas unitárias e múltiplas, Y-TZP.

De acordo com a literatura, o desajuste encontrado nas infraestruturas totalmente cerâmicas CAD/CAM varia em torno de 53 a 108 μm ^{29,98}, diferentemente do observado no presente estudo, onde foram encontradas médias menores de desajuste. Este fato pode ser explicado pela rigorosa padronização das técnicas de moldagem de acordo com a metodologia empregada, respeitando as limitações do material, como recuperação elástica e tempo de vazamento, além de manipulação correta e outras variáveis técnicas, tais como a padronização do assentamento das moldeiras durante a moldagem, de forma a anular a influência da carga aplicada, bem como da matriz para vazamento^{37, 69}.

Em relação às técnicas de alívio utilizadas para confecção das moldagens, apesar de não apresentarem valores estatisticamente diferentes entre si, a técnica simultânea foi a que apresentou valores mais próximos ao *Baseline* e a técnica na qual se realizou alívio com movimentação da moldeira os valores mais distantes.

A proximidade entre os valores *Baseline* e aqueles obtidos com a técnica simultânea provavelmente estão relacionados à delgada camada de material de baixa viscosidade (leve ou fluido), que permaneceu depositado nas áreas de interesse do molde. A viscosidade dos silicones para moldagem é influenciada pelo conteúdo de carga presente em sua composição química³¹. Em 1998, Mandikos⁶⁰ relatou que os materiais com viscosidade mais baixa apresentaram as maiores alterações dimensionais, devido ao seu menor conteúdo de carga. Em 1992, Fano et al.²² estudaram a estabilidade dimensional de materiais de moldagem à base de silicone. Esses autores relataram que quanto maior a viscosidade, menor será a alteração dimensional do material de moldagem. Com base na observação relacionada à espessura de material fluido obtida com a técnica simultânea, os resultados deste estudo corroboram os achados desses autores em relação à estabilidade dimensional dos elastômeros de moldagem. Apesar disso, um maior volume de conteúdo de carga faz com que haja menos elasticidade e fluidez, o que resulta em menor precisão¹³. Assim, se faz necessária a utilização de material fluido em pequenas espessuras em associação aos materiais mais viscosos (densos ou pesados), logrando, dessa forma, moldes precisos, com mínima distorção e elevada estabilidade dimensional. Ao se comparar a técnica simultânea com a técnica realizada com alívio com movimentações da moldeira, na qual maior quantidade de material fluido em relação às demais técnicas, esses resultados ainda corroboram parcialmente com os de Hung et al.³⁵ (1992), que compararam a precisão das técnicas de moldagem com silicone de adição em uma e duas etapas e verificaram que a técnica de moldagem simultânea foi mais precisa.

De maneira geral, não houve diferenças estatisticamente significantes quando os modelos obtidos no primeiro vazamento foram comparados àqueles obtidos no segundo vazamento, no que diz respeito ao desajuste marginal cervical dos modelos em relação às variáveis de análise. Esses achados podem ser sustentados por Valente et al.⁹⁵, 2012 e demais autores^{37, 50}, que concluíram que se esperado o tempo mínimo de 1 hora de uma de recuperação elástica dos materiais elastoméricos utilizados, não há alterações dimensionais significantes nos modelos vazados posteriormente ao primeiro vazamento, fato verificado no presente estudo que esperou-se o tempo de 2 horas para a realização do primeiro vazamento.

No que diz respeito às análises das mensurações oclusais lineares anteroposterior, direita e esquerda, e latero-lateral, não houve diferenças

estatisticamente significantes entre as técnicas ou entre os vazamentos de gesso em relação ao *Baseline* para todos os elementos analisados. Estes dados corroboram com os encontrados por Craig¹⁸, que reportou nenhuma diferença estatística ou clínica existente na interpretação das distâncias entre elementos pilares nas técnicas de moldagem simultânea e de reembasamento, ou seja, da precisão em relação ao modelo mestre. Uma possível explicação para esses resultados seria que por se tratar de uma mensuração em duas dimensões, esta pode não ter sido sensível o suficiente para detectar ínfimas diferenças. Johnson, Craig relataram pequenas diferenças, caracterizadas como insignificantes, nas mensurações lineares entre pilares para as técnicas simultânea e de dois passos, comparando-as com o modelo mestre³⁹. Em outro estudo³⁶ as distâncias entre pilares aumentou em todas as mensurações, em comparação com o modelo mestre de aço inoxidável, após utilização dessas técnicas. Linke et al.⁵⁶, relataram resultados similares e descobriram que o perímetro do arco de um modelo experimental foi maior do que o do modelo mestre de referência quando um material de moldagem à base de silicone de adição e uma técnica de dois passos foram utilizados. Semelhantemente, Hung et al.³⁵, utilizando silicone de adição com as técnicas de uma etapa ou duas etapas, relataram aumento nas distâncias entre pilares, apesar da moldagem simultânea apresentar valores mais próximos daqueles mensurados no modelo mestre.

Como análise complementar foram realizadas mensurações méso-distais e vestibulo-linguais das dimensões cervicais dos preparos dos dentes 21 e 25 e da distância interpreparos dos dentes 14 e 16. Em geral, foram encontrados valores próximos ao *Baseline* quando a técnica simultânea foi utilizada e maiores quando empregadas as técnicas de reembasamento. Não houve diferenças significantes nas distâncias interpreparos. Estes achados são diferentes daqueles encontrados por Nissan et al.⁷², em 2000, em estudo que utilizou espaçadores padronizados de aço inoxidável pré-fabricados para criar um espaço de alívio uniforme, observando que a técnica de dois passos com alívio de 2,0 mm foi mais precisa em comparação a técnica simultânea, provavelmente devido a padronização da quantidade de material utilizado. No entanto, os achados deste estudo corroboram com Hung et al.³⁵, onde nas análises individuais dos pilares houve aumento das dimensões dos preparos nos modelos experimentais em comparação com o modelo mestre quando a técnica de 2 passos foi utilizada, provavelmente pela expansão do gesso e grande

quantidade de material fluido, mais suscetível à alterações dimensionais, utilizado neste técnica de moldagem.

Este presente estudo apresenta como limitações, as avaliações feitas por método de mensuração de desadaptação marginal cervical apenas da superfície vestibular dos elementos de interesse, não realizando uma análise em três dimensões que se caracterizaria ideal.

Apesar de os materiais e técnicas de moldagem serem cotidianamente empregados na prática clínica, estudos futuros que avaliem as técnicas de moldagem digital a partir de tais técnicas são necessários para verificar seu desempenho clínico, visando otimizar o tempo do cirurgião-dentista.

CONCLUSÃO

Com base na proposição e metodologia empregada, e de acordo com os resultados obtidos em função dos fatores analisados, é lícito afirmar que:

- ✓ De maneira geral, os modelos geraram maiores desajustes marginais das infraestruturas *Y-TZP* em relação ao modelo mestre, independentemente dos vazamentos de gesso;
- ✓ Após 1º. vazamento, a técnica simultânea apresentou tendência a apresentar valores de desajuste menores do que as demais técnicas;
- ✓ Com exceção da dimensão *MD* do dente 21, a técnica simultânea produziu dimensões *MD* e *VL* similares ao modelo mestre;
- ✓ Não houve diferenças nas dimensões lineares interpreparos e nas mensurações lineares oclusais (*APD*, *APE* e *LL*), independentemente da técnica e dos vazamentos de gesso;
- ✓ Todas as técnicas de moldagem, bem como os dois vazamentos de gesso realizados a partir de cada molde, permitiram a obtenção de valores de desajuste marginal, aceitáveis de acordo com a literatura.

REFERÊNCIAS*

1. American Dental Association Specification No. 19 for non-aqueous elastomeric dental impression materials. J Am Dent Assoc. 1977; 94(4): 733-41.
2. Att, W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaption of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 2009; 101(4): 239-47. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60047-0.
3. Avila ED, Moraes FD, Castanharo SM, Del Acqua MA, Mollo Junior FA. Effect of splinting in accuracy of two implant impression techniques. J Oral Implantol. 2014; 40(6): 633-9.
4. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. J Prosthet Dent. 2010; 104 (4): 216-27.
5. Balkenhol M, Haunschild S, Erbe C, Wöstmann B. Influence of prolonged setting time on permanent deformation of elastomeric impression materials. J Prosthet Dent. 2010; 103(5): 288-94.
6. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of allceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 2005; 32(6): 441-7.
7. Braden M, Elliott JC. Characterization of the setting process of silicone dental rubbers. J Dent Res. 1966; 45(4): 1016-23.
8. Braden M, Inglis AT. Visco-elastic properties of dental elastomeric impression materials. Biomaterials. 1986; 7(1): 45-8.
9. Broilo JR, Ghiggi PC, Borges GA, Burnett Jr LH, Spohr AM. Accuracy of the second pour casts using dual-arch trays. Stomatologija. 2011; 13(1): 15-8.
10. Butta R, Tredwin CJ, Nesbit M, Moles DR. Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials. J Prosthet Dent. 2005; 93(6): 540-4.
11. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2008; 99(4): 274-81.

*De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: <http://www.foar.unesp.br/#!/biblioteca/manual>

12. Chaimattayompol N, Park D. A modified putty-wash vinyl polysiloxane impression technique for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(6): 483-5.
13. Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent.* 2004; 32(8): 603–9.
14. Cho GC, Chee WWL. Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(4): 354-8.
15. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(5): 577-80.
16. Colpani JT, Borba M, Bona AD. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mat.* 2013; 29(2): 174-80.
17. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. [review]. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(5): 389-404.
18. Craig RG. Evaluation of an automatic mixing system for an addition silicone impression material. *J Am Dent Assoc.* 1985; 110(2): 213-5.
19. Craig RG. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res.* 1988; 2(1): 51-64.
20. Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2): 445-70.
21. Dounis GS, Ziebert GJ, Dounis KS. A comparison of impression materials for complete-arch fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1991; 65(2): 165-9.
22. Fano V, Gennari PU, Ortalli I. Dimensional stability of silicone-base impression materials. *Dent Mat.* 1992; 8(2): 105-9.
23. Faria AC, Rodrigues RC, Macedo AP, Mattos M da G, Ribeiro RF. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Braz Oral Res.* 2008; 22(4): 293-8.
24. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature.* 1975; 258: 703-4.
25. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc.* 1972; 55: 303-5.

26. Gerrow JD, Price RB. Comparison of the surface detail reproduction of flexible die material systems. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(4): 485-9.
27. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano, JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*. 2009; 102(6): 378-84.
28. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent*. 2011; 105(4): 249-55.
29. Grey NJ, Piddock V, Wilson MA. *In vitro* comparison of conventional crowns and a new allceramic system. *J Dent*. 1993; 21(1): 47-51.
30. Haim M, Luthardt RG, Rudolph H, Koch R, Walter MH, Quaas S. Randomized controlled clinical study on the accuracy of two-stage putty-and-wash impression materials. *Int J Prosthodont*. 2009; 22(3): 296-302.
31. Herfort TW., Gerberich WW, Macosko CW, Goodkind RJ. Viscosity of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1977; 48(4): 396-404.
32. Holm C, Tidehag P, Tillberg A, Molin M. Longevity and quality of FPDs: a retrospective study of restoration 30, 20, and 10 years after insertion. *Int J Prosthodont*. 2003; 16(3): 283-9.
33. Hosseinpour D, Berg JC. The dynamic interaction of water with four dental impression materials during cure. *J Prosthodont*. 2009; 18(4): 292-300.
34. Hoyos A, Soderholm KJ. Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane Impressions. *Int J Prosthodont*. 2011; 24(1): 49-54.
35. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*. 1992; 67(5): 583-9.
36. 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*. 1995; 74(5): 535-41.
37. Johnson GH and Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent*. 1985; 53(4): 484-90.

38. Johnson GH, Chellis KD, Gordon GE, Lepe X. Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Prosthet Dent.* 1998; 79(4): 446-53.
39. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent.* 1986; 55(2): 197-203.
40. Johnson GH, Lepe X, Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric Impressions. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(4): 354-64.
41. Jorgensen KD. A new method of recording the elastic recovery of dental impression materials. *Scand J Dent Res.* 1976; 84(3): 175-82.
42. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res.* 1999; 47(4): 481-93.
43. Kahn RL, Donovan TE, Chee WWL. Interaction of gloves and rubber dam with poly (vinyl siloxane) impression material: a screening test. *Int J Prosthodont.* 1989; 2(4): 342-6.
44. Kang AH, Johnson GH, Lepe X, Wataha JC. Accuracy of a reformulated fast-set vinyl polysiloxane impression material using dual-arch trays. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(5): 332-4.
45. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011; 30(1): 97-102.
46. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51(3): 129-34.
47. Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000.* 2008; 47: 224-43.
48. Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22(8): 808-14. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02067.x.
49. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 1999; 15(6): 426-33.

50. Kumar D, Madihalli AU, Reddy KR, Rastogi N, Pradeep NT. Elastomeric impression materials: a comparison of accuracy of multiple pours. *J Contemp Dent Pract.* 2011; 12(4): 272-8.
51. Lacy AM, Fukui H, Bellman T, Jendresen MD. Time-dependent accuracy of elastomeric impression materials. Part II: polyether, polysulfides and polyvinylsiloxane. *J Prosthet Dent.* 1981; 45(3): 329-33.
52. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(5): 466-71.
53. Lee IK, DeLong R, Pintado MR, Malik R. Evaluation of factors affecting the accuracy of impressions using quantitative surface analysis. *Oper Dent.* 1995; 20(6): 246-52.
54. Leong EW, Cheng AC, Khin NT, Lee H, Leong DJ. Predictable definitive impressions for multiple indirect restorations using a modified putty and wash impression procedure. *Singapore Dent J.* 2007; 29(1): 46-9.
55. Lepe X, Johnson GH. Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(3): 245-9.
56. Linke BA, Nicholls JI, Faucher RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent.* 1985; 54(6): 794-802.
57. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(2): 151-4.
58. Luthardt RG, Koch R, Rudolph H, Walter MH. Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. *Dent Mater.* 2006; 22(1): 69-76.
59. Magne P, Paranhos MPG, Burnett LH. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater.* 2010; 26(4): 345-52.
60. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J.* 1998; 43(6): 428-34.
61. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007; 35(11): 819-26.
62. McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials.* 9th ed. Oxford: Wiley-Blackwell; 2008. p.136-77.

63. McCabe JF, Wilson HJ. Addition curing silicone rubber impression materials. An appraisal of their physical properties. *Br Dent J.* 1978; 145(1): 17-20.
64. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971; 131(3): 107-11.
65. Moher D, Schulz KF, Altman DG, Consort Group. The CONSORT statement: revised recommendations for improving the quality of reports of parallel-group randomised trials. *Clin Oral Investig.* 2003;7:2-7.
66. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM – made zirconia copings. *Dent Mater.* 2011; 27(12): 1273-8. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.006.
67. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont.* 2008; 21(3): 223–7.
68. Morford HT, Tames RR, Zardiackas LD. Effect of vacuum and pressure on accuracy, reproducibility, and surface finish of stone casts made from polyvinyl siloxane. *J Prosthet Dent.* 1986; 55 (4): 466-70.
69. Morgano SM, Milot P, Ducharme P, Rose L. Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(4): 333-40.
70. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant-abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(4): 299-309.
71. Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinylsiloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(4): 357-61.
72. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(2): 161-5.
73. Noonan JE, Goldfogel MH, Lambert RL. Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent.* 1986; 10(2):46-8.
74. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont.* 2010; 2(2): 33-8.
75. Pant R, Juszczak AS, Clark RK, Radford DR. Long-term dimensional stability and reproduction of surface detail of four polyvinyl siloxane duplicating materials. *J Dent.* 2008; 36(6): 456-61.

76. Peregrina A, Land MF, Feil P, Price C. Effect of two types of latex gloves and surfactants on polymerization inhibition of three polyvinylsiloxane impression materials. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(3): 289-92.
77. Philips RW. Skinner's science of dental materials. 9th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1991. p.145-56.
78. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20(1): 1-25.
79. Pilathadka S, Vahalová D, Vosáhlo T. The zirconia: a new dental ceramic material. Na overview. *Prague Med Rep.* 2007; 108(1): 5-12.
80. Raigrodski AJ, Dogan S, Mancl LA, Heindl H. A clinical comparison of two vinyl polysiloxane impression materials using the one-step technique. *J Prosthet Dent.* 2009; 102(3): 179-86.
81. Rodriguez JM, Bartlett DW. The dimensional stability of impression materials and its effect on in vitro tooth wear studies. *Dent Mat.* 2011; 27(3): 253-8.
82. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(4): 383-8.
83. Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss EI. A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. *J Prosthet Dent.* 2005; 94(2): 112-7.
84. Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Taylor WG. Effect of impression tray design and impression technique upon the accuracy of stone casts produced from a putty-wash polyvinyl siloxane impression material. *J Dent.* 1991; 19(5): 283-9.
85. Saunders WP, Sharkey SW, Smith GMR, Taylor WG. Effect of impression tray design upon the accuracy of stone casts produced from a single-phase medium-bodied polyvinyl siloxane impression material. *J Dent.* 1992; 20(3): 189-92.
86. Schaefer O, Schmidt M, Goebel R, Kuepper H. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012; 108(3): 165-72.
87. Schelb E, Mazzocco CV, Jones JD, Prihoda T. Compatibility of type IV dental stones with polyvinyl siloxane impression materials. *J Prosthet Dent.* 1987; 58(1): 19 – 22.

88. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(4): 228-39.
89. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials.* 2007; 28(17): 2695-705.
90. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(4): 909-13.
91. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. *J Mater Sci Mater Med.* 2007; 18(6): 1219-24.
92. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater.* 2011; 27(1): 71-82.
93. Tjan AH, Li T, Logan GI, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(2): 157-64.
94. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. [review]. *Eur J Esthet Dent.* 2009; 4(2): 130-51.
95. Valente VS, Zanetti AL, Feltrin PP, Inoue RT, de Moura CD, Pádua LE. Dimensional accuracy of stone casts obtained with multiple pours into the same mold. *ISRN Dent.* 2012; 2012: 730674. doi: 10.5402/2012/730674.
96. Wadhwani CPK, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(6): 530-9.
97. Winston WL, Chee BDS, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(5): 728-32.
98. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(1): 47-52.

99. Wöstmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M. Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. *J Dent*. 2008; 36(7): 508-12.
100. Wu AY, Donovan TE. The use of vacuum-formed resin sheets as spacers for putty-wash impressions. *J Prosthet Dent*. 2007; 97(1): 54-5.
101. Yeh CL, Powers JM, Craig RG. Properties of addition-type silicone impression materials. *J Am Dent Assoc*. 1980; 101(3): 482-4.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservados ao autor)
Araraquara, 18 de Março de 2015.

AION MANGINO MESSIAS