



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



STEPHANIA CAROLINE RODOLFO SILVA

**INFLUÊNCIA DE TÉCNICAS DE MOLDAGEM COM E SEM CASQUETES NA
EXATIDÃO DIMENSIONAL DE MODELOS DE GESSO E ADAPTAÇÃO
MARGINAL DE INFRAESTRUTURAS EM ZIRCÔNIA**

Araraquara

2016



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



STEPHANIA CAROLINE RODOLFO SILVA

**INFLUÊNCIA DE TÉCNICAS DE MOLDAGEM COM E SEM CASQUETES NA
EXATIDÃO DIMENSIONAL DE MODELOS DE GESSO E ADAPTAÇÃO
MARGINAL DE INFRAESTRUTURAS EM ZIRCÔNIA**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para título de Mestre em Reabilitação Oral.

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

Araraquara

2016

Silva, Stephania Caroline Rodolfo

Influência de técnicas de moldagem com e sem casquetes na exatidão dimensional de modelos de gesso e adaptação marginal de infraestruturas em zircônia/ Stephania Caroline Rodolfo Silva .-- Araraquara: [s.n.], 2016.

68 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

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

1. Materiais para moldagem odontológica 2. Técnica de moldagem odontológica 3. Cerâmica 4. Zircônio 5. Projeto auxiliado por computador 6. Adaptação marginal dentária I. Título

STEPHANIA CAROLINE RODOLFO SILVA

**INFLUÊNCIA DE TÉCNICAS DE MOLDAGEM COM E SEM CASQUETES NA
EXATIDÃO DIMENSIONAL DE MODELOS DE GESSO E ADAPTAÇÃO
MARGINAL DE INFRAESTRUTURAS EM ZIRCÔNIA**

Dissertação para obtenção do grau de mestre

Comissão julgadora

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

2º Examinador Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

3º Examinador Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Araraquara, 20 de junho de 2016.

DADOS CURRICULARES

STEPHANIA CAROLINE RODOLFO SILVA

NASCIMENTO: 11/10/1991 - Jundiaí - SP

FILIAÇÃO: Ronaldo dos Anjos Silva

Renata Cristina Rodolfo

2009- 2013: Curso de Graduação - Faculdade de Odontologia de Araraquara –
UNESP

2010-2010: Estágio de Iniciação Científica no Departamento de Morfologia

2012-2013: Estágio de Iniciação Científica no Departamento de Materiais
Odontológicos e Prótese (PIBIC/REITORIA)

2014- 2016: Mestrado em Reabilitação Oral - Faculdade de Odontologia de
Araraquara – UNESP (CAPES)

2015-2016: Curso de Atualização em Prótese Fixa: estética com ênfase em
restaurações adesivas indiretas, na Associação Paulista dos
Cirurgiões Dentistas – Regional Araraquara.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Renata Cristina Rodolfo e Ronaldo dos Anjos Silva**, pela oportunidade e suporte necessário para a realização de mais uma etapa em minha vida e por acreditarem e investirem nos meus sonhos, mesmo em momentos difíceis. Sem toda dedicação, amor e carinho de vocês, nada seria possível.

Aos meus padrinhos, **Rosana Rodrigues Todaro e Nelson Todaro**, por estarem sempre ao meu lado, acreditando em tudo o que quero e faço, sempre torcendo com o maior amor do mundo pelo meu sucesso e me apoiando em todas as horas.

Dedico minha vida e meu amor incondicional a todos vocês.

A **Deus**, pela vida e por estar sempre ao nosso lado nos iluminando, protegendo e guiando nossos caminhos.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, **Renata Cristina Rodolfo e Ronaldo dos Anjos Silva**, por terem proporcionado condições para minha formação, pela presença, amor incondicional, apoio e incentivo em todos os momentos. Por toda força e carinho recebido em momentos difíceis que passei durante esses dois anos do mestrado. Agradeço imensamente por acreditarem na minha capacidade e sonharem comigo. Faço tudo isso por vocês.

Aos meus padrinhos, **Rosana Rodrigues Todaro e Nelson Todaro**, pelo infinito amor, carinho, dedicação e suporte dedicados a mim durante toda a vida. Sem isso, teria sido tudo mais difícil. Agradeço pela presença em minha vida e por serem meus pais de coração, me ajudando em tudo e em todo momento sem medir esforços. Serei eternamente grata por tudo o que fazem por mim.

A toda minha família, avó, primos (as), tios (as) e, principalmente, meu padrasto **Marcelo Reis**, que esteve sempre disposto a me ajudar no que fosse preciso, pelo incentivo, preocupação, pela paciência, carinho e torcida para meu sucesso profissional.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis**, primeiramente pela oportunidade de aprendizado e realização deste projeto, acreditando na minha capacidade para fazer parte do seu grupo de orientados, desde a iniciação científica até a pós-graduação. Agradeço pela oportunidade de conviver diariamente com uma pessoa de conhecimento inesgotável, disposta a compartilhar tudo o que sabe com seus orientados e alunos, a qualquer momento. Um exemplo de professor e pessoa para todos desta

faculdade, por todo seu conhecimento e respeito. Acredito ter sorte em estar ao lado de pessoas assim e devo muito do que sei a ele. Agradeço também por todo o esforço dedicado a mim durante todos esses anos, principalmente nos últimos meses, fazendo de tudo para ajudar a qualquer hora. Não há palavras suficientes para agradecer por todo conhecimento, convivência e oportunidade oferecida a mim. Serei eternamente grata.

Ao **Prof. Dr. Filipe de Oliveira Abi-Rached**, por todo conhecimento transmitido, pela paciência, confiança e disposição em ajudar em todos os momentos. Um grande profissional e amigo.

Ao **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla**, pela oportunidade de convivência, pelo conhecimento sempre compartilhado e grande preocupação profissional e pessoal demonstrada a mim.

Aos meus amigos **Gabriel Hatanaka** e **Gabriela Polli**, pela grande amizade que a pós-graduação me deu, pelo convívio diário com duas pessoas maravilhosas, sempre dispostas a ajudar e compartilhar tudo o que sabem. Agradeço, principalmente, por todo apoio durante esses últimos meses, sempre me ouvindo e me aconselhando tanto no lado profissional como pessoal, pela paciência em ouvir meus problemas repetidamente e por se preocuparem comigo. São grandes amigos com quem posso contar. A amizade de vocês foi indispensável e acolhedora, agradeço imensamente.

Ao meu companheiro de trabalho e amigo **Aion Mangino Messias**, pela convivência diária, paciência durante todos esses anos juntos, trabalhando, desabafando e nos divertindo em dias de laboratório, fora da faculdade e por todo conhecimento compartilhado.

Aos meus amigos de faculdade e de vida **Diego Giroto, Gabriela Junqueira, Guilherme Rocha e Nader Hemine** pela amizade de todos esses anos, presença e preocupação. Agradeço por terem contribuído direta ou indiretamente para a realização de mais uma conquista.

À minha turma de mestrado: **Lucas Candido, Maria Isabel Amaya e Vivian Policastro**, pelo companheirismo durante esses anos, pela convivência diária, paciência, a falta dela e risadas compartilhadas. Crescemos juntos, um torcendo pelo sucesso do outro.

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”** representada pela diretora Profa. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato, e de sua vice-diretora, Prof. Dr. Edson Alves de Campos.

Ao **Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral**, Área de Prótese, na pessoa de sua coordenadora, Profa. Dra. Ana Cláudia Pavarina e de sua vice-coordenadora, Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca.

Aos funcionários e docentes do **Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** na pessoa de seu chefe Prof. Dr. Gelson Luis Adabo e de seu vice-chefe, Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho.

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

Aos Professores Drs. **José Cláudio Martins Segalla, Ligia Pereira Antunes Pinelli, Filipe de Oliveira Abi-Rached, João Gustavo Rabelo Ribeiro e José Maurício dos Santos Nunes Reis** pelo aprendizado e convívio durante a realização do meu estágio de docência na Disciplina de Prótese Fixa Convencional e Sobre Implantes I e II.

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

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

À todos que ajudaram direta ou indiretamente na realização deste trabalho.

Silva SCR. Influência de técnicas de moldagem com e sem casquetes na exatidão dimensional de modelos de gesso e adaptação marginal de infraestruturas em zircônia [Dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

Resumo: O presente estudo analisou a exatidão de modelos de gesso, obtidos a partir de diferentes técnicas de moldagem, incluindo casquetes individuais, isolados ou unidos, bem como mensurou o desajuste marginal cervical de infraestruturas de zircônia sobre preparos dentais para coroa total. Foi utilizado um modelo mestre (controle), com preparos nos dentes 14, 16, 21 e 25, sobre o qual infraestruturas de zircônia foram confeccionadas por tecnologia CAD/CAM. Para cada técnica de moldagem: simultânea com silicone de condensação (T1a), ou adição (T1b); casquetes individuais isolados (T2); unidos com cilindros de resina acrílica (T3); unidos com cilindros metálicos (T4); foram obtidos 8 moldes totais, por único operador calibrado, com moldeira de estoque. As moldagens com casquetes foram realizadas com poliéster e as transferências com silicone de condensação. Para a análise da adaptação marginal cervical das infraestruturas de zircônia, as mesmas foram passivamente adaptadas sobre os preparos nos modelos de gesso, sendo as mensurações do desajuste marginal cervical realizadas em estereomicroscópio (50x). Para a análise de exatidão dimensional linear oclusal global, os modelos foram escaneados e, a partir de três pontos pré-definidos, realizadas mensurações látero-laterais (LL) e anteroposteriores (AP) bilaterais do arco dental no programa *ImageJ*. Além disso, mensurações das dimensões áxio-cervicais de cada preparo e da distância entre os preparos do segmento 14-16 foram realizadas com paquímetro digital. Métodos estatísticos ($\alpha=0,05$) foram empregados para avaliar a influência das técnicas de moldagem. Para o desajuste cervical, não houve diferença ($p>0,05$) para o dente 21. Para os dentes 14 e 16, apenas a técnica com casquetes individuais isolados apresentou diferença ($p<0,05$) em relação ao controle; enquanto para o dente 25 todas as técnicas com casquetes diferiram ($p<0,05$) do controle. Na mensuração da exatidão dimensional global, nenhuma técnica apresentou diferença ($p>0,05$) em relação ao controle. Para as mensurações áxio-cervicais do dente 25, todas as técnicas com casquete foram diferentes ($p<0,05$) do controle. Não houve diferença ($p>0,05$) nas dimensões do dente 21 e da distância interpreparos do segmento 14-16. De maneira geral, a técnica com casquetes isolados produziu modelos com maior desajuste marginal cervical. A forma de união dos casquetes, não apresentou influência sobre a exatidão dos modelos.

Palavras-chave: Materiais para moldagem odontológica. Técnica de moldagem odontológica. Cerâmica. Zircônio. Projeto auxiliado por computador. Adaptação marginal dentária.

Silva SCR. Influence of impression techniques with and without acrylic copings on the dimensional accuracy of gypsum casts and marginal fit of zirconia frameworks [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

Abstract: This study examined the accuracy of gypsum casts obtained from different impression techniques, including individual acrylic copings, and measured the cervical misfit of zirconia frameworks on dental preparations for fixed prosthodontics. A master cast with preparations in the teeth #14, 16, 21 and 25, on which zirconia frameworks were made by *CAD/CAM* technology, was used as control (baseline measurements). For each impression technique: single-step with condensation silicone (T1a), or vinyl polysiloxane (T1b); individual acrylic copings (T2); acrylic copings bonded with acrylic resin cylinders (T3) or metal cylinders (T4), 8 impressions were obtained by a single calibrated operator using stock trays. For the techniques T2, T3 and T4, polyether was used into the acrylic copings and condensation silicone was used for their pick-up. For the analysis of cervical marginal fit, zirconia frameworks were passively seated on the dental preparations of the gypsum casts, and measurements of cervical misfit calculated in stereo (50x). For the analysis of occlusal linear dimensional accuracy, the casts were scanned and, from three pre-defined points, side-to-side (LL) and bilateral anteroposterior (AP) measurements were performed by means of digitized images in the *ImageJ* software. Additionally, measurements of axio-cervical dimensions of each dental preparation and the distance between the preparations of the #14-16 fixed prosthodontics' segment were taken with a digital caliper. Statistical analyzes ($\alpha=.05$) were used to evaluate the influence of impression techniques. For cervical misfit, there was no difference ($p>.05$) for the tooth #21. For the teeth #14 and 16, only the technique T2 showed significant difference ($p<.05$) comparing to control; while for the tooth #25 all techniques with acrylic copings (T2, T3 and T4) differ ($p<.05$) from control. No significant differences were found among the techniques and the control (master cast) for the occlusal linear dimensions ($p>.05$). For axio-cervical measurements of tooth #25, all techniques using acrylic copings differ ($p<.05$) from control. There was no difference ($p>.05$) in the axio-cervical dimensions of tooth #21 and interpreparation distance of the #14-16 segment. In general, the technique with isolated acrylic copings (T2) produced casts with larger cervical misfit. The method for bonding the acrylic copings, by acrylic or metal cylinders, had no effect on the accuracy of the casts.

Keywords: Dental impression materials. Dental impression technique. Ceramics. Zirconium. Computer-aided design. Dental marginal adaptation.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
3 PROPOSIÇÃO	33
4 MATERIAL E MÉTODO	34
5 RESULTADO	49
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS	61

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia contemporânea dispõe de excelentes materiais de moldagem para utilização em Prótese Fixa, Implantodontia e/ou Dentística Operatória^{16,46}. O procedimento de moldagem compreende o conjunto de operações clínicas que visa à reprodução fiel do preparo dental, a partir da seleção criteriosa da técnica, moldeira e do material de moldagem³⁵. Sua correta realização é indispensável para a confecção de restaurações cerâmicas com adequada adaptação marginal³⁵, com limites descritos na literatura entre 100 a 150 μm ¹⁴, excelente estética, manutenção da saúde periodontal e preservação do espaço biológico^{28,40,48}. Consequentemente, diminui-se o risco de infiltração marginal, contribuindo para a manutenção da longevidade da restauração e do dente de suporte^{48,49}. Uma excelente adaptação marginal e interna de uma restauração indireta depende de uma boa moldagem² e é um dos critérios mais importantes na qualidade clínica e no sucesso de coroas cerâmicas⁸. A insuficiência da adaptação pode favorecer a dissolução do cimento, acúmulo de biofilme, recidiva de cárie e até problemas endodônticos^{2,8}. A precisão do material de moldagem, tanto dimensional, quanto em relação à reprodução de detalhes, é pré-requisito essencial para um molde satisfatório.

Para se obter adequada e satisfatória adaptação marginal, especialmente nos casos em que o término cervical encontra-se subgingival⁶⁵, disponibilizamos de algumas técnicas de moldagem capazes de nos proporcionar o afastamento gengival necessário. O objetivo do afastamento é deslocar o tecido gengival lateralmente, de forma reversível, possibilitando a

entrada do material de moldagem e, assim, reproduzindo todo o preparo dental e sua relação com o tecido gengival¹⁷. Dentre os métodos disponíveis, mecânicos, químicos e mecânico-químico^{17,42}, o casquete apresenta destaque por ser uma técnica mecânica relativamente simples, pouco onerosa e precisa⁵⁶, sendo considerada menos traumática aos tecidos moles por alguns autores^{15,57}.

A técnica do casquete, idealizada em 1961 pelo professor Krunislave Antônio Nóbilo, consiste na utilização de um casquete individual de resina acrílica quimicamente ativada. Após reembasamento, a porção cervical referente ao sulco gengival é mantida, para promover o afastamento gengival⁵³, sendo o restante da resina aliviada internamente para preenchimento com material de moldagem. Sua utilização é viável em casos onde há vários preparos dentários e por proporcionar uma grande precisão da moldagem, uma vez que, utiliza um pequeno e uniforme volume de material de moldagem em seu interior⁵⁷, o que minimiza a contração de polimerização dos elastômeros¹⁵, além de favorecer sua estabilidade dimensional. Ainda hoje, há condições clínicas em que a opção para promover o afastamento gengival com a utilização do casquete assume fundamental relevância. Ressalta-se casos com biótipo gengival extremamente delgado, dificultando sobremaneira a utilização de fios afastadores. Essa técnica pode ser realizada com casquetes individuais, isolados ou unidos, dependendo da necessidade e situação clínica.

Além das técnicas de afastamento gengival, os materiais utilizados possuem grande importância para obtenção de uma restauração satisfatória^{16,46,54}. Os elastômeros simplificaram os procedimentos restauradores comparados aos materiais anelásticos³³, tendo sido criados

como alternativa à borracha natural e modificados para o uso odontológico⁶³. Esses materiais à base de silicone e não aquosos podem ser utilizados em situações clínicas variadas, que exijam excelente reprodução de detalhes^{16,49}. Por possuírem propriedades físicas, químicas e biológicas próximas do ideal, como estabilidade dimensional, hidrofília/hidrofobia e facilidade de manipulação, são os materiais de moldagem mais utilizados na odontologia para modelos de trabalho^{11,12,29,46,49}.

Os silicones polimerizados por reação de condensação, quando comparado com outros materiais elastoméricos, apresentam baixa resistência ao rasgamento e maior deformação⁵⁴. A instabilidade dimensional relaciona-se ao álcool etílico, subproduto da reação química presente neste material⁵⁴. Esses materiais também são utilizados na técnica de moldagem com casquete, mais especificamente no momento da remoção do mesmo, por meio de uma moldagem total realizada com moldeira de estoque. Normalmente é utilizada a técnica de mistura simultânea, onde os materiais denso e fluido são manipulados^{10,21,48} e polimerizam simultaneamente^{16,18}.

Segundo Pant et al.⁵², os silicones polimerizados por reação de adição, ou polivinilsiloxanos, possuem boas propriedades mecânicas⁴⁴, estabilidade dimensional e capacidade de reprodução de detalhes^{22,38} de 1,0 a 2,0 µm, muito superior ao recomendado pela Associação Dental Americana (ADA #19)¹, como enfatizado por Tjan et al.⁶¹. Normalmente são utilizados nas técnicas: A) simultânea^{10,21,48} ou 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, obtido por meio de diferentes técnicas de

alívio^{9,10,48,66}, é preenchido pelo material. A exatidão dessas técnicas de moldagem é bastante discutida na literatura^{20,26,29,30,35,39,45,58,59,63}, porém sem demonstrar até o momento uma única técnica incontestavelmente aceita.

O silicone de adição e o poliéter são materiais quimicamente distintos, mas apresentam características físicas semelhantes⁶³. O poliéter é um material não aquoso que apresenta satisfatória estabilidade dimensional, rigidez, resistência ao rasgamento, elevado módulo de elasticidade⁵⁴ e comportamento viscoelástico⁶³, além de menor hidrofobia em relação aos demais elastômeros, vantagens para sua utilização na moldagem com casquetes⁴³. Estudos^{33,63} demonstraram que o poliéter produz maior extensão sulcular nas moldagens e melhor reprodução de detalhes em superfícies úmidas³³. Este material mantém sua precisão durante uma semana, mas deve ser armazenado em lugares com umidade menor que 50%, pois é um material hidrofílico⁷. É o material mais comumente utilizado na técnica de moldagem com casquetes^{54,57}.

Para a confecção de próteses fixas múltiplas em zircônia *CAD/CAM* parcialmente estabilizada com ítria (*Y-TZP*), 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 à exatidão e alterações dimensionais. Assim, a região dos terminos cervicais é exposta diretamente no modelo de trabalho por meio de recortes com instrumentos rotatórios e manuais, com intuito de se evitar a separação de porções individuais do modelo, que poderiam comprometer a relação espacial entre as partes do mesmo.

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* contribui com a diminuição das etapas manuais laboratoriais do técnico em prótese em relação às restaurações metalocerâmicas e restaurações cerâmicas. A utilização de blocos pré-fabricados nos procedimentos de fresagem tem permitido a produção de restaurações de qualidade superior¹⁴, chegando a níveis médios de desajuste marginal cervical na ordem de 23-110 μm ^{3,6,8,13,24,36,51}. Apesar disso, tem sido aceito o critério estabelecido por McLean von Fraunhofer⁴⁶ (1971), em que foi proposto o máximo de desajuste marginal cervical de 120 μm ^{36,37,51}.

Considerando os aspectos levantados anteriormente, o presente estudo teve como hipótese nula que as diferentes técnicas de moldagem com casquetes, isolados ou unidos, ou sem casquetes não influenciariam na exatidão dimensional dos modelos de gesso obtidos, bem como na adaptação marginal de infraestruturas unitárias e múltiplas confeccionadas em *Y-TZP*. Com base nos resultados a serem obtidos, se espera contribuir para o aprimoramento no nível de conhecimento das áreas afins em relação ao fundamental papel que as técnicas de moldagem exercem quanto à qualidade de modelos totais, diretamente relacionados à adaptação marginal de restaurações cerâmicas indiretas, incluindo as *Y-TZP*, com especial atenção às próteses múltiplas desse material, que não permitem soldas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Em 1992, Hung et al.²⁹ 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.

Dimashkieh e Morgano¹⁵, em 1995, descreveram um procedimento para moldagem de prótese fixa com o uso de coroa de resina acrílica provisória, onde cada preparo dentário é moldado inicialmente com uma coroa provisória e em seguida uma moldagem final é feita. O resultado é atraumático e a moldagem incorpora uma imagem precisa de cada dente preparado. Este procedimento elimina a necessidade de um fio retrator e de agente hemostático, mas demanda mais tempo uma vez que deve ser feito uma coroa provisória para cada dente preparado. Os autores descreveram as etapas para a moldagem: 1) seleção de uma coroa de policarbonato pré-formada, ajuste da margem gengival estendendo-se ligeiramente a linha do término; 2) aplicação de adesivo nas superfícies internas e externas da coroa; 3) preenchimento da coroa provisória com material elastomérico; 4) assentamento da coroa com o

material de moldagem sobre o dente preparado; 5) moldagem total final. Foi relatado que o pequeno volume de material de moldagem no interior da coroa provisória minimiza a contração de polimerização e aumenta a precisão da moldagem. Esta técnica é especialmente útil para moldagem de vários preparos dentários, visto que cada preparo pode ser individualmente moldado sem preocupar-se com o tempo de trabalho do material de moldagem.

Livaditis⁴², em 1998, comparou um sistema de matriz com os métodos e a eficácia de moldagens tradicionais para prótese parcial fixa, para o registro das linhas do término e sulco gengival dos preparos dentários na moldagem de arco total. Em seu estudo, o autor revisou o uso do tubo de cobre, coping de resina acrílica, o uso de moldeira e seringa para aplicação do elastômero leve no interior do sulco gengival, as técnicas simultânea e com reembasamento, o uso de uma matriz e moldeira de estoque e o uso de restaurações provisórias para moldagem. Toda a revisão foi feita em torno da eficácia e promoção do afastamento gengival em dentes preparados, assim como a hemostasia e limpeza sulcular. Por fim, com base em sua experiência clínica o autor concluiu que o sistema de matriz mantém a limpeza do sulco gengival assim como o tubo de cobre e coping de resina (casquete), fornece material de moldagem no sulco, mas não com a mesma precisão, mantém o sulco aberto e permite moldagem para confecção de próteses por ser mais previsível e simples.

Mandikos⁴⁶, em 1998, revisou as propriedades químicas e físicas dos silicones de adição e abordou questões clínicas como moldeira, desinfecção, luvas e hidrofília. O silicone de adição está disponível em variadas viscosidades desde muito baixa, média, alta e muito alta. É um material inerentemente hidrofóbico. O autor relatou ser o material capaz de reproduzir maiores

detalhes e apresentam menor alteração dimensional quando comparado com outros materiais. Sua estabilidade é relatada na literatura, pois não é um material susceptível a mudanças na umidade e não sofre qualquer reação química, nem libera subprodutos, podendo ser vazado em até sete dias depois da moldagem. Uma grande vantagem deste material é a capacidade de realizar duplo vazamento a partir de um mesmo molde. Em relação às luvas utilizadas durante a manipulação deste material, o autor relatou que, ocasionalmente, um efeito de inibição ou retardamento da polimerização pode ser encontrado. Este fenômeno pode ocorrer após contato direto entre o material de moldagem e o látex presente nas luvas ou em uma região da mucosa anteriormente tocada pela luva de látex. Recomenda-se o uso de luvas de vinil para manipulação deste material. O autor concluiu que o silicone de adição produz moldagens de elevada precisão, ótima reprodução de detalhes, tem excelente recuperação elástica e excepcional estabilidade dimensional. É um material compatível com todos os tipos de gesso, podem ser desinfetados ou esterilizados, e vazados dias após a moldagem.

Em 2000, Nissan et al.⁴⁹, 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 (simultânea); (2) 2 passos com 2,0 mm de alívio; e (3) técnica de 2 passos com um espaçador de polietileno. 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. A análise de variância mostrou diferenças estatisticamente significativas entre a 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.

Johnson et al.³³, 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 (R_a) 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 Surfalyzer 4000. 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 R_a 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.

Chen et al.¹¹, em 2004, avaliaram 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 do 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. 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.

Donovan e Chee¹⁷, em 2004, publicaram um trabalho sobre conceitos atuais em deslocamento gengival. Os autores relataram que o deslocamento gengival é um procedimento importante para a confecção de restauração indireta satisfatória, com adequada adaptação marginal, sendo um processo relativamente simples e eficaz quando realizado em tecidos saudáveis e quando as margens do preparo estão devidamente localizadas em uma curta distância no interior do sulco gengival. A técnica mais comumente utilizada é a do fio afastador com um medicamento hemostático. Os fios afastadores devem apresentar diâmetro suficiente para promover um deslocamento lateral adequado, criando uma largura sulcular média de 0,2 mm. Os autores concluíram que diversas técnicas de afastamento têm provado ser relativamente eficiente, segura e eficaz. Porém, nenhuma evidência científica

estabeleceu superioridade de uma técnica sobre outras, de modo que a escolha dependa da situação clínica e da preferência do profissional.

Em 2005, Ribeiro et al.⁵⁶ apresentaram, por meio de um caso clínico, uma técnica alternativa de moldagem com casquete individual para pacientes que apresentam alergia ao monômero de metacrilato de metilo, utilizado para reembasamento do casquete de resina acrílica. Para isso, utilizaram como material de reembasamento do casquete e afastador, um silicone de condensação de consistência pesada e leve. Primeiramente, o casquete foi preenchido com o material pesado e posicionado sobre o dente preparado. Após polimerização, a moldagem com o casquete foi removida, preenchida com o material leve e posicionada novamente sobre o dente preparado. O casquete foi removido manualmente, mas também poderia ser por meio de uma moldagem total com alginato. Os autores descreveram a técnica do casquete como atraumática, simples, precisa, confiável, rápida e segura. O ideal é que o casquete de resina acrílica seja feito pelo menos 24 horas antes de ser utilizado, já que neste período a resina ainda é instável, podendo causar distorção no molde.

Wadhvani et al.⁶³, 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 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 oclusogengival (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-regular 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. 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.

Chaimattayompol et al.¹⁰, 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 denso que molda quando colocado ao redor do dente preparado, e em seguida ajuda a empurrar o

material de moldagem de consistência fluida injetado para copiar detalhes do preparo dental. Para evitar distorções na moldagem final, o material fluido deve ser utilizado quando o material denso ainda não polimerizou. Uma vez que ambos os materiais de moldagem polimerizam juntos, a técnica é semelhante à convencional de um passo, mas na opinião dos autores, com vantagens: permite que o material denso pré-polimerizado se 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.

Faria et al.²⁰, em 2008, comparou a exatidão de modelos de gesso obtidos a partir de diferentes materiais de moldagem utilizados para prótese parcial fixa. Os materiais de moldagem utilizados foram alginato (Jeltrate), polissulfeto (Coe-flex), poliéter (Impregum), silicone de condensação (Silon) e silicone de adição (Aquasil LV). Um modelo mestre representando o hemiarco mandibular direito parcialmente desdentando com dentes preparados para coroa total (44 e 46) foi utilizado. Moldeiras personalizadas foram fabricadas em resina acrílica para realização das moldagens. Para os silicones, duas técnicas de moldagem foram realizadas: um passo e dois passos. Após

obtenção dos modelos, os mesmos foram fotografados e a distância entre as arestas dos preparos foi analisada pelo programa Image Tool. Os resultados mostraram que o poliéter foi estatisticamente diferente do alginato, silicone de adição (dois passos) e silicone de condensação (um e dois passos). Não houve diferença entre poliéter e polissulfeto. Os materiais silicone de adição (dois passos), silicone de condensação (um e dois passos) e alginato não apresentaram diferença. Os autores concluíram que diferentes materiais e técnicas de moldagem influenciam na exatidão de modelos de gesso de forma que o silicone de adição (técnica de um passo), poliéter e polissulfeto foram mais precisos do que os outros materiais.

Para Sá et al.⁵⁷, em 2008, o uso de casquetes, para deslocar o material de moldagem em direção ao sulco gengival, parece ser uma alternativa satisfatória devido a espessura e uniformidade de material de moldagem em todas as regiões de interesse. O estudo avaliou a precisão de modelos de gesso obtidos a partir da moldagem de um modelo mestre de aço com poliéter na presença ou ausência de contato cervical do casquete com a superfície dentária, com moldeira de estoque. O estudo foi composto por três grupos: 1) casquete sem contato cervical; 2) casquete com contato cervical e 3) moldeira de estoque perfurada. A precisão dos modelos foi verificada com a ajuda de uma coroa ajustada ao modelo mestre. Os autores concluíram que a moldagem com casquete produziu melhor precisão dimensional e o contato do casquete com a superfície dentária levou a exatidão dos modelos.

Wöstmann et al.⁶⁵, em 2008, avaliou a adaptação marginal em restaurações fixas utilizando dois modos de retração gengival e duas diferentes técnicas de moldagem em um modelo animal. Para simular condições clínicas,

6 dentes mandibulares em cada uma das 10 mandíbulas de vacas recém abatidas foram preparados com a linha do término cervical 1 mm subgingival. Duas técnicas de retração gengival para expor a linha do término foram utilizadas, fio retrator com epinefrina (Surgident) e eletro-cirurgia e duas técnicas de moldagem, de uma e duas etapas. Nos modelos, infraestruturas de medição foram fabricados e assentados sobre o dente original extraído e sobre os modelos de gesso. Assim, a discrepância marginal foi avaliada em 8 marcas de referência. A discrepância marginal global variou entre 0 e 200 μm , mas não foi significativa estatisticamente. Os autores concluíram que a utilização de fio afastador bem como de eletro-cirurgia conduzem resultados aceitáveis e a diferença entre as técnicas de moldagem é clinicamente insignificante quando a linha do término cervical estiver devidamente exposta e seca.

Att et al.³, em 2009, avaliaram a adaptação marginal de três diferentes dióxidos de zircônio em diferentes etapas de fabricação e depois de envelhecimento artificial, em três unidades fixas de prótese dentária. Vinte e quatro peças/espécimes de zircônia foram fabricadas utilizando diferentes sistemas de produção e cimentadas convencionalmente com cimento de ionômero de vidro em dentes humanos. As lacunas marginais foram analisadas em réplicas de epóxi para os quadros e as restaurações antes e depois da cimentação, e após a simulação mastigatória, com uma ampliação de 250x. A adaptação marginal foi avaliada utilizando as médias geométricas dos valores da lacuna marginal com intervalo de confiança de 95%. Os valores (μm) para os quadros, para as restaurações antes da cimentação, depois da cimentação, e após a simulação mastigatória foram, respectivamente: DCS: 86 (80-93), 86 (83-90), 86 (78-94), e 84 (79-90); Procera: 82 (74-89), 89 (81-97), 89 (84-95), e

88 (82-94); e VITA YZ-Cerec: 64 (57-72), 67 (61-77), 76 (71-82), e 78 (76-80). Os autores concluíram que a adaptação marginal de próteses fixas totalmente cerâmica obtidas por CAD/CAM é influenciada pela técnica de fabricação.

Pereira et al.⁵⁴, em 2010, avaliaram as alterações dimensionais lineares em modelos de gesso obtidos com diferentes materiais elastoméricos, utilizando a técnica do casquete e da moldeira individual. Um modelo mestre de aço, com dois dentes pilares preparados para prótese fixa, foi utilizado para a realização das moldagens. Pontos de referencia foram registrados nas superfícies oclusais (A, B, C e D) e vestibulares (E, F, G e H) dos dentes pilares para analisar a distância entre eles através de um microscópio óptico. Os casquetes foram preenchidos em cada grupo com quatro materiais de moldagem: poliéter, polissulfeto, silicone de adição e silicone de condensação. As moldagens de transferência foram realizadas com moldeira individual e alginato e vazados com gesso tipo IV. Os dados do estudo confirmaram a instabilidade dimensional do silicone de condensação, uma vez que os modelos obtidos a partir da moldagem com este material apresentou maior alteração dimensional linear. A ADA admite alterações dimensionais menores de 0,5% como clinicamente aceitável. O silicone de adição apresentou 0,57% de alteração, seguido por 1,49% do poliéter, 1,50% do polissulfeto e 2,97% do silicone de condensação. Os autores concluíram que o silicone de adição apresentou melhor estabilidade quando comparado com os outros materiais utilizados. O poliéter e polissulfeto não apresentaram diferenças entre si, mas eram piores do que o silicone de adição e melhores do que o silicone de condensação.

Avila et al.⁴, em 2013, compararam a precisão dimensional de três técnicas de moldagem para prótese sobre implante: transferentes cônicos; transferentes quadrados; e transferentes quadrados unidos com resina acrílica, e avaliaram qual técnica oferece maior passividade e viabilidade clínica. Ao mesmo tempo, compararam os resultados destas técnicas com o índice, uma vez que este é considerado a melhor técnica para reproduzir o posicionamento dos implantes. Para o índice, os transferentes foram unidos com resina composta. Para isso, um modelo mestre com 4 análogos de pilares de implantes paralelos (Micro-Unit; Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, SP, Brasil) foi moldado pela técnica simultânea, com polivinilsiloxano (Elite HD+ pesado/leve, Zhermack, Badia, Polesine, Itália) e moldeira de estoque aberta e fechada, com n=5. Os moldes foram vazados com gesso tipo IV. Demarcações foram feitas no centro relativo de cada pilar, entre a estrutura metálica e o análogo do implante para padronizar a captura das imagens. Para cada imagem, a leitura linear foi realizada em três áreas. Houve diferenças significativas entre os grupos, onde o grupo do índice foi o que mais se aproximou do modelo mestre. Entre as técnicas de moldagem, o grupo dos transferentes cônicos apresentou melhores resultados e a diferença entre os grupos com transferentes quadrados não apresentaram diferença significativa. Os autores concluíram que as técnicas com transferentes quadrados e modificados não apresentam qualquer vantagem clínica e um trabalho preciso pode ser realizado tanto pela técnica do transferente cônico quanto pela técnica do índice.

Bajoghli et al.⁷, em 2015, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a precisão de três diferentes materiais de moldagem para a duplicação de

modelos de gesso. Um modelo de acrílico foi utilizado para o preparo de um dente (pré-molar). Alguns sulcos foram criados nas superfícies mesial, distal, lingual e vestibular para orientar as medições. Três modelos mestre foram obtidos a partir da moldagem com silicone de condensação (Speedex), silicone de adição (Panasil) e poliéter (Impregum). Para cada modelo foi confeccionada uma infra-estrutura metálica, utilizada posteriormente para análise da discrepância marginal dos modelos de gesso em microscópio. Um total de 30 moldagens foi realizado, 10 para cada material de moldagem e vazadas com gesso tipo IV. A maior discrepância foi encontrada nos modelos obtidos com silicone de condensação. O poliéter apresentou maior capacidade em promover uma melhor adaptação marginal de modelos duplicados, apresentando as menores discrepâncias marginais.

Tsagkalidis et al.⁶², em 2015, realizaram um estudo in vitro com o objetivo de comparar a precisão de técnicas de moldagem de união de implantes de conexão hexágono interno com diferentes angulações. Para isso, um dispositivo experimental foi utilizado para permitir a simulação clínica de moldagens realizadas com poliéter (Impregum Penta – 3M ESPE; consistência fluida), moldeira aberta e fechada. Seis implantes, de conexão hexágono interno, de 4,1 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento em diferentes angulações (0, 15 e 25°) foram moldados a partir de três técnicas de moldagem: sem união dos transferentes, união dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável e indireta com capa de plástico sobre os pilares). A precisão das moldagens foi avaliada através da mensuração tri-dimensional dos desvios de posição entre o corpo do implante/transferente antes do processo de moldagem e entre o transferente/posição dos análogos no interior

da moldagem, utilizando uma máquina de medição de coordenadas. Para cada parte do sistema de implante, foram medidos 8 pontos da superfície exterior. Os autores encontraram para o implante com angulação de 25° obtido através da técnica de união com resina acrílica, maior precisão e menor precisão com a técnica indireta de capa de plástico sobre o pilar; para implante com angulação de 15° não houve diferença significativa entre a técnica de união e sem união e menor precisão com a técnica indireta de capa de plástico; e não houve diferenças significativas entre a técnica sem união e com união para o implante com angulação de 0°. Como conclusão, os autores relataram que a técnica de moldagem de união com resina acrílica demonstrou uma precisão maior do que as outras técnicas estudadas, para caso de implante com angulação de 25°; não foram encontradas diferenças na precisão da moldagem com a técnica sem união e com união no caso de implante com angulação de 15°; a técnica indireta de capa de plástico sobre o pilar foi menos precisa do que as outras técnicas para todas as angulações.

3 PROPOSIÇÃO

Realizar análise laboratorial da exatidão de modelos totais de gesso obtidos a partir de diferentes técnicas de moldagem com casquetes individuais, isolados ou unidos, ou sem casquetes, bem como mensurar o desajuste marginal cervical de infraestruturas de zircônia sobre preparos dentais reproduzidos nesses modelos.

4 MATERIAL E MÉTODO

Confecção do Modelo Mestre

Foi utilizado um modelo mestre obtido a partir da duplicação de um manequim odontológico com preparos para coroa total nos 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, realizou-se o vazamento com resina acrílica quimicamente ativada à base de polimetilmetacrilato (PMMA), de forma a se obter um modelo rígido uniforme e dimensionalmente estável para a realização das subseqüentes moldagens (Figuras 1 e 2). Na base do modelo foram confeccionadas canaletas as quais serviram de guia para 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 16, 21 e 25 (Figura 1). Com o mesmo propósito, na região gengival vestibular de cada dente pilar foram realizados três demarcações lineares eqüidistantes (Figura 2), 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) . Posterior à realização da identificação das áreas de interesse, alívios necessários e desenho virtual, procedeu-se com a

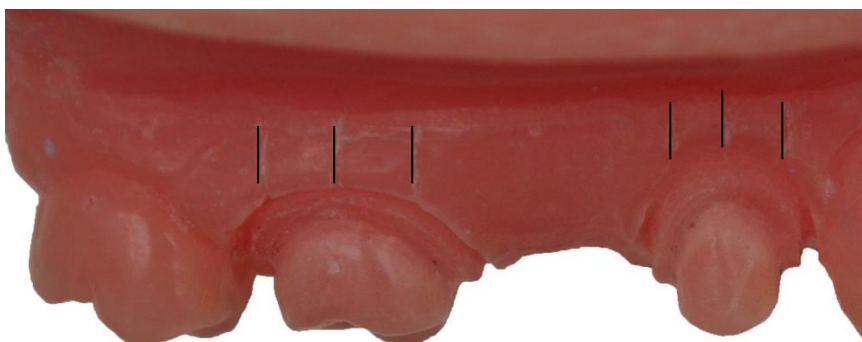
fresagem (Fresadora M5 Heavy, Zirkonzahn® GmbH, Gais, Itália) das infraestruturas de uma prótese fixa de três elementos, com dois retentores, na região maxilar superior direita (segmento de prótese fixa 14-16) e de duas infraestruturas isoladas, uma sobre o incisivo central maxilar esquerdo (dente 21) e outra sobre o segundo pré-molar maxilar esquerdo (dente 25) (Figura 3). As infraestruturas confeccionadas em *Y-TZP* (Zirkonzahn® GmbH, Gais, Itália) foram assentadas sobre seus respectivos dentes pilares preparados para coroa total, para que o desajuste marginal cervical vertical fosse mensurado no programa Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltd., Heerbrugg, Suíça), instalado em computador acoplado ao microscópio Leica (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany), o qual permitiu a análise das imagens em aumento de 50 vezes⁵. Os resultados obtidos foram utilizados como controle (*Baseline*) para os modelos obtidos a partir dos diferentes grupos experimentais.

Figura 1 - 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 utilizados para análise da precisão dimensional linear.



Fonte: Autoria própria.

Figura 2 - Demarcações lineares na região vestibular dos dentes preparados, as quais serviram para padronização das mensurações de adaptação marginal cervical nos dentes 14, 16, 21 e 25.



Fonte: Autoria própria.

Figura 3 – Infraestruturas confeccionadas em Y-TZP, utilizadas para análise da adaptação marginal cervical.



Fonte: Autoria própria.

Confeção dos casquetes de moldagem

A partir da moldagem total do modelo mestre com silicone de condensação e obtenção de um modelo de gesso, todas as paredes dos dentes preparados foram aliviadas com cera 7 e, posteriormente, os mesmos foram isolados com líquido à base de alginato de sódio (Cel-Lac, SS White, Rio de Janeiro - RJ). Sobre os dentes preparados e aliviados (1,5 mm), foi aplicada resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin LS; GC America Inc., Alsip, IL, USA) e confeccionados os casquetes individuais (Figura 4). O alívio foi criado para que houvesse espaço suficiente e uniforme para o material de moldagem. A partir desses casquetes, foi confeccionada uma matriz em silicone específico para duplicação (Elite Double; Zhermack, Badia Polesine, Italy) para permitir a replicação dos mesmos, necessária para as sucessivas moldagens (N=24). Todos os casquetes confeccionados passaram por

tratamento térmico em água em ebulição e armazenagem em estufa, assim como descrito para o modelo mestre.

Foram confeccionados 16 cilindros de resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin LS; GC America Inc., Alsip, IL, USA) e 16 cilindros metálicos para união dos casquetes individuais correspondentes aos preparos dos dentes 14 e 16. Os cilindros de resina acrílica foram confeccionados por meio de injeção da resina acrílica no interior de tubos plásticos com 3,0 mm de diâmetro. Ambos os cilindros foram seccionados de acordo com a distância entre os casquetes individuais devidamente posicionados e unidos manualmente aos casquetes por meio da técnica de Nealon e resina acrílica (Pattern Resin LS; GC America Inc., Alsip, IL, USA). Os cilindros metálicos também apresentavam 3,0 mm de diâmetro para padronização da união dos casquetes.

Figura 4 – Casquetes individuais de resina acrílica Pattern utilizados para confecção de matriz.



Fonte: Autoria própria.

Materiais de moldagem

Os materiais de moldagem utilizados foram silicone polimerizado por reação de condensação (Speedex; Coltène/Whaledent Inc., Cuyahoga Falls, OH, USA), silicone polimerizado por reação de adição (Elite HD+; Zhermack, Badia Polesine, Italy), e poliéter (Impregum Soft; 3M ESPE, St Paul, MN, USA).

O silicone de condensação foi utilizado nas consistências denso e fluido. Para o material denso foi utilizado 5 medidas da respectiva colher medidora, equivalente a 70g de massa, e 5 medidas do catalisador. Para o material fluido foi estabelecido a quantidade equivalente ao comprimento de 10,0 cm do material, fluido e catalisador, proporcionado sobre placa de vidro. Esses materiais foram proporcionados e manipulados seguindo as recomendações do fabricante.

O silicone de adição denso foi pesado em balança de precisão (Gehaka[®], modelo BG 440, São Paulo, SP, Brasil) e 35 g 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^{32,34,50,54,59}. O material fluido, por sua vez, foi manipulado em ponta de automistura acoplada em dispensador do próprio fabricante. Os primeiros 3,0 cm dessa mistura foram dispensados, garantindo sua homogeneidade.

O poliéter foi manipulado a partir da proporção estabelecida de 2,0 cm, para pasta base e catalisadora, quantidade suficiente para o preenchimento de 4 casquetes utilizados em cada moldagem e espatulado com espátula metálica nº 36.

Descrição das técnicas de moldagem

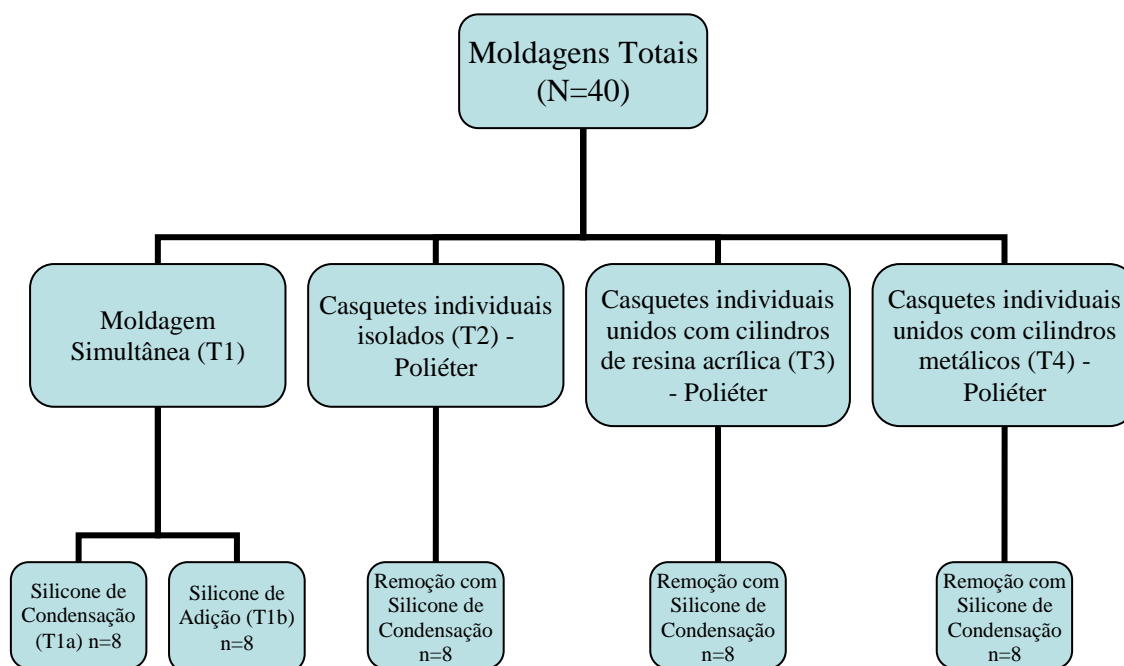
Foram utilizadas quatro técnicas de moldagem: simultânea, com silicone de condensação (T1a) ou adição (T1b), casquetes individuais isolados (T2); unidos com cilindros de resina acrílica (T3) ou metálicos (T4).

A técnica simultânea foi realizada com dois materiais de moldagem: T1a- silicone de condensação Speedex (Coltène/Whaledent Inc., Cuyahoga Falls, OH, EUA) e T1b- silicone de adição Elite HD+ (denso/regular; Zhermack, Badia Polesine, Italy). Para a técnica simultânea, o material denso e fluido foram manipulados simultaneamente^{3,21,41}. O silicone de condensação de consistência fluida foi manipulado em placa de vidro com espátula metálica nº 36, enquanto o silicone de adição foi manipulado em ponta de automistura acoplada em um dispensador. Os primeiros 3,0 cm da mistura foram desprezados, garantindo sua homogeneidade. A moldeira foi preenchida com o material denso, ao mesmo tempo em o material fluido foi injetado na região de interesse e sobre o material denso presente na moldeira, para posterior assentamento sobre o modelo mestre. Desse modo, ambos os materiais se polimerizaram simultaneamente¹⁶.

Para moldagem com os casquetes individuais, isolados (T2) ou unidos (T3 e T4), utilizou-se o elastômero poliéter (Impregum Soft; 3M ESPE, St Paul, MN, USA). Inicialmente, aplicou-se o adesivo do poliéter (3M ESPE, St Paul, MN, USA) no interior dos casquetes para posterior moldagem com poliéter. As pastas base e catalisadora do elastômero foram proporcionadas e manipuladas de acordo com as recomendações do fabricante e levadas ao casquete para preenchimento do mesmo. Em seguida, cada casquete foi posicionado sobre o dente preparado. Após polimerização do poliéter, para as técnicas com os

casquetes unidos (T3 e T4), os cilindros, de resina ou metálicos, foram posicionados na vestibular dos casquetes posicionados sobre os preparos nos dentes 14 e 16 e unidos manualmente pela técnica de Nealon e resina acrílica Pattern. Para remoção dos casquetes e moldagem final, foi utilizado silicone de condensação pela técnica simultânea (Speedex; Coltène/Whaledent Inc., Cuyahoga Falls, OH, EUA). Foram obtidos 8 moldes totais com moldeira de estoque metálica de inox para cada técnica de moldagem (N=40), de acordo com o organograma apresentado na Figura 5.

Figura 5 - Organograma dos grupos experimentais.



Fonte: Autoria própria.

Obs.: Inicialmente, a proposta deste estudo era comparar também diferentes materiais, silicone de condensação e alginato, utilizados para a remoção dos casquetes, realizando a moldagem final do modelo mestre. No entanto, durante o estudo piloto os grupos experimentais que utilizavam alginato (Hydrogun 5;

Zhermack, Badia Polesine, Italy) não apresentaram sucesso, uma vez que a maioria das moldagens rasgou (20 de 24) durante a remoção do modelo mestre e não foi capaz de transferir os casquetes juntamente com o molde final. Sendo assim, os grupos experimentais que incluíam moldagem com alginato foram eliminados do estudo, permanecendo somente os grupos com silicone de condensação.

Obtenção dos moldes e modelos

A sequência das moldagens foi realizada por único operador calibrado, estabelecida com base em sorteio prévio, realizado por sujeito não participante do estudo. Esse sorteio foi aleatório quanto à variável independente do estudo, conforme recomendação do *Consort Statement*⁴⁹. Os moldes obtidos para cada técnica foram criteriosamente avaliados quanto à retenção na moldeira, ausência de bolhas e/ou rasgamentos. Respeitou-se o tempo para o vazamento do gesso de 30 minutos para o silicone de condensação, dentro dos limites aceitáveis recomendados pelo fabricante. Para o silicone de adição aguardou-se 120 minutos para o vazamento do gesso, de acordo com recomendações do fabricante.

Para o vazamento foi utilizado gesso tipo IV (GC Fuji Rock EP; GC Europe, Leuven, Belgium) espatulado mecanicamente a vácuo em equipamento elétrico (Turbo Mix; EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brazil), de acordo com as recomendações do fabricante. A cuba contendo a mistura foi posicionada em vibrador para gesso (VH Equipamentos, Araraquara, SP, Brazil) para eliminação de bolhas e homogeneização da

massa, a qual foi vertida no molde, também sob vibração. Após 40 minutos, os modelos foram removidos e, na ausência de bolhas e/ou fraturas, recortados.

Análise do Desajuste Marginal Cervical

Para a análise da adaptação marginal cervical das infraestruturas em Y-TZP, confeccionadas a partir do modelo mestre, respeitando alívio interno de 50 µm, que promove alta precisão na adaptação das restaurações indiretas²³ e adequado espaço para os agentes de cimentação, as mesmas foram passivamente assentadas sobre os preparos nos modelos de gesso obtidos a partir de cada técnica. Da mesma maneira como realizado para obtenção das mensurações controle (*Baseline*), efetuadas com as infraestruturas assentadas no modelo mestre por operador calibrado, o programa Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltd., Heerbrugg, Suíça) transmitiu as imagens do microscópio Leica (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany - Figura 6) para o monitor do computador, onde as imagens foram registradas e os desajustes cervicais verticais mensurados. Antes de iniciar a capturas de cada imagem 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 (50x), para facilitar a centralização das imagens no monitor do computador. Para cada imagem 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 2). A

angulação padronizada das imagens 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 mensurado⁵. Posteriormente, os 1440 dados obtidos a partir das mensurações de cada modelo foram tabulados e analisados seguindo os protocolos descritos no delineamento estatístico.

Figura 6 - Estereomicroscópio Leica (Leica Microsystems, Wetzlar, Germany).



Fonte: Autoria própria.

Análise da Exatidão Dimensional Linear Oclusal Global

Para a análise global da dimensão dos modelos de gesso confeccionados por cada *Técnica de moldagem*, 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 utilizou-se um tripé, sendo os modelos de gesso posicionados no interior de uma matriz confeccionada em fita adesiva sobre uma superfície plana, padronizando sua posição em relação a câmera (Figura 7). Todos os modelos foram fotografados no mesmo dia, sequencialmente. A partir dos três pontos pré-definidos (Figura 1), 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 digitais³⁵. 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*)^{33,41,63} (Figura 8). Essas mensurações também foram realizadas em triplicata em cada modelo obtido, totalizando 360 leituras. Para a análise estatística, as dimensões lineares oclusais latero-lateral (*LL*) e anteroposteriores, direita (*APD*) e esquerda (*APE*), foram somadas e a média global de cada modelo utilizada.

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

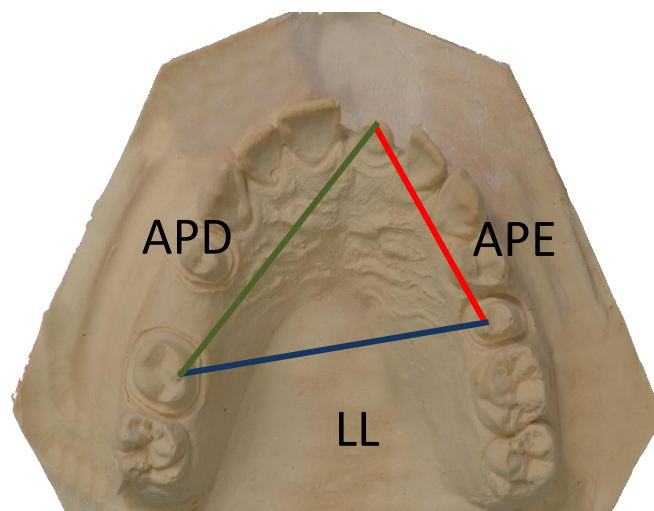
elementos foram também mensuradas. Para padronização dessa análise, em cada região mensurada foi estabelecido o ângulo áxio-cervical dos preparos como ponto de referência, estando a base do modelo paralela ao solo. Essas mensurações foram realizadas em triplicata por meio da utilização de paquímetro digital com precisão de 0,01 mm (Mitutoyo Sul Americana Ltda., Suzano, SP, Brasil), totalizando 600 leituras. Para análise estatística, as dimensões méso-distal (*MD*) e vestibulo-lingual (*VL*) de cada dente, em cada modelo, foram somadas e a média obtida utilizada como dimensão áxio-cervical do preparo. 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 dos 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 7 - Matriz confeccionada em fita adesiva sobre uma superfície plana, padronizando sua posição em relação a câmera.



Fonte: Autoria própria.

Figura 8 - 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*).



Fonte: Autoria própria.

Análise Estatística

Para calibração do examinador, foram feitas duas leituras do modelo mestre e de um modelo de gesso escolhido aleatoriamente, com um período de “wash-out” de 7 dias; considerando todas as análises propostas. Os dados da primeira leitura foram comparados aos da segunda leitura, obtendo-se assim o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI).

Os dados obtidos a partir das diferentes técnicas de moldagem foram submetidos aos testes de normalidade e igualdade de variâncias. Quando atendiam aos requisitos, utilizou-se o teste ANOVA a um fator e na presença de diferença entre os grupos, esta era identificada pelo pós-teste de Tukey, ambos com nível de significância de 5,0%, com exceção da análise de desajuste marginal cervical do dente 16, em que o pós teste LSD (Least-significance difference) foi utilizado, com o mesmo nível de significância. Quando os dados não atendiam aos pressupostos para realização de teste paramétrico, utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis complementado pelo pós-teste de Dunn, quando necessário, também com nível de significância de 5,0%.

5 RESULTADO

Para as análises, o examinador estava devidamente calibrado, apresentando CCI's iguais a 0,9413; 0,9830; 0,9998 para as mensurações de desajuste marginal cervical; exatidão dimensional linear oclusal e dimensões áxio-cervicais, respectivamente; sendo esses valores considerados excelentes.

Desajuste marginal cervical

Os resultados de desajuste marginal cervical estão dispostos de acordo com os dentes avaliados: 14, 16, 21 e 25; nas Tabelas 1 a 3.

O resultado da análise de Kruskal-Wallis para os valores de desajuste marginal cervical (μm) dos dentes 14 e 25 apresentou significância estatística ($p=0,018$ e $p<0,001$, respectivamente). Para comparar os resultados dos diferentes grupos experimentais entre si e em relação ao modelo mestre, aplicou-se o teste complementar de Dunn (Tabelas 1 e 3), com nível de significância de 5,0%.

Para o dente 16, apesar da análise de variância (ANOVA) a um critério apresentar efeito significativo ($p=0,034$), foi necessária a aplicação de um pós teste com maior sensibilidade para detectar as diferenças aos pares entre os grupos experimentais. Dessa forma, utilizou-se o pós teste LSD (*Least-significance difference*), sendo os resultados apresentados na Tabela 2.

O resumo das análises de variância e os resultados dos testes para avaliação da homogeneidade de variância para os valores de desajuste marginal cervical (μm) do dente 21 demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$). Os resultados não foram submetidos a

testes complementares devido à aceitação da hipótese nula após a interpretação da análise de variância paramétrica aplicada.

Tabela 1 – Mediana dos valores de desajuste marginal cervical (em μm) entre a infraestrutura de zircônia e o término do preparo do dente 14, Araraquara, 2016

Modelo Mestre	31,84 B
<u>Técnicas</u>	
Simultânea – Silicone de Condensação	32,45 B
Simultânea – Silicone de Adição	37,09 AB
Casquetes individuais isolados	47,45 A
Casquetes unidos com cilindros de resina acrílica	41,04 AB
Casquetes unidos com cilindros metálicos	38,56 AB

Letras iguais indicam igualdade estatística ($p > 0,05$).

Fonte: Autoria própria.

Tabela 2 – Valores de média e desvio-padrão (\pm) de desajuste marginal cervical (em μm) entre a infraestrutura de zircônia e o término do preparo do dente 16, Araraquara, 2016

Modelo Mestre	36,82 (0,48) B
<u>Técnicas</u>	
Simultânea – Silicone de Condensação	28,81 (7,17) B
Simultânea – Silicone de Adição	28,72 (12,77) B
Casquetes individuais isolados	54,46 (29,65) A
Casquetes unidos com cilindros de resina acrílica	39,69 (13,54) AB
Casquetes unidos com cilindros metálicos	38,12 (7,78) B

Letras iguais indicam igualdade estatística ($p > 0,05$).

Fonte: Autoria própria.

Tabela 3 – Mediana dos valores de desajuste marginal cervical (em μm) entre a infraestrutura de zircônia e o término do preparo do dente 25, Araraquara, 2016

Modelo Mestre	26,03 B
<u>Técnicas</u>	
Simultânea – Silicone de Condensação	32,31 AB
Simultânea – Silicone de Adição	27,06 AB
Casquetes individuais isolados	44,61 A
Casquetes unidos com cilindros de resina acrílica	39,35 A
Casquetes unidos com cilindros metálicos	37,46 A

Letras iguais indicam igualdade estatística ($p > 0,05$).

Fonte: Autoria própria.

Exatidão Dimensional Linear Oclusal Global

O resultado da análise de Kruskal-Wallis para os valores de Exatidão dimensional linear global foi significativa ($p=0,019$). Para comparar os resultados dos diferentes grupos experimentais entre si e em relação ao modelo mestre, aplicou-se o teste complementar de Dunn (Tabela 4), com nível de significância de 5,0%.

Tabela 4 – Mediana dos valores da mensuração linear global (em mm), Araraquara, 2016

Modelo Mestre	43,09 AB
<u>Técnicas</u>	
Simultânea – Silicone de Condensação	43,86 AB
Simultânea – Silicone de Adição	44,93 A
Casquetes individuais isolados	42,45 B
Casquetes unidos com cilindros de resina acrílica	44,38 AB
Casquetes unidos com cilindros metálicos	43,71 AB

Letras iguais indicam igualdade estatística ($p > 0,05$).

Fonte: Autoria própria.

Dimensões áxio-cervicais dos dentes 21 e 25 e da distância interpreparos do segmento 14-16

A partir dos efeito significativo verificado na análise de variância (ANOVA) a um critério do dente 25 ($p < 0,001$), empregou-se o teste complementar de Tukey (Tabela 5), com nível de significância de 5,0%.

Para o dente 21, bem como para a distância interpreparos do segmento 14-16, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p > 0,05$) e os resultados não foram submetidos a testes complementares devido à aceitação da hipótese nula após a interpretação da análise de variância paramétrica aplicada.

Tabela 5 – Média e desvio-padrão (\pm) dos valores da dimensão áxio-cervical (em mm) do dente 25, Araraquara, 2016

Modelo Mestre	4,80 (0,02) C
<u>Técnicas</u>	
Simultânea – Silicone de Condensação	4,83 (0,04) BC
Simultânea – Silicone de Adição	4,84 (0,03) ABC
Casquetes individuais isolados	4,86 (0,04) AB
Casquetes unidos com cilindros de resina acrílica	4,86 (0,03) AB
Casquetes unidos com cilindros metálicos	4,87 (0,02) A

Letras iguais indicam igualdade estatística ($p > 0,05$).

Fonte: Autoria própria.

6 DISCUSSÃO

Este estudo *in vitro* rejeitou parcialmente a hipótese nula de que as técnicas de moldagem com casquetes, isolados ou unidos, ou sem casquetes não influenciariam a exatidão dimensional dos modelos de gesso, bem como a adaptação marginal de infraestruturas unitárias e múltiplas confeccionadas em *Y-TZP*.

De maneira geral os valores de desajuste marginal cervical foram maiores nos grupos experimentais com casquetes em relação àqueles encontrados no modelo mestre. A técnica simultânea, realizada com silicones de condensação ou adição, foi a que mais se aproximou dos valores do modelo mestre (*baseline*). Apesar dessas diferenças, de acordo com a literatura, o desajuste encontrado nas infraestruturas totalmente cerâmicas *CAD/CAM* varia em torno de 53 a 108 μm ^{25,64}, 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 dos materiais, como tempo de recuperação elástica e vazamento, além de rigorosa manipulação dos materiais e de 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 a utilização de matriz para vazamento^{31,47}, que permitiu volume uniforme de gesso e desenho padronizado da base do modelo; aspecto fundamental para a padronização das leituras em estereomicroscópio e para a obtenção das imagens dos modelos.

A proximidade entre os valores do modelo mestre e aqueles obtidos com a técnica simultânea provavelmente está relacionada à delgada camada de material de baixa viscosidade, que permaneceu depositado nas áreas de interesse. A viscosidade dos silicones para moldagem é influenciada pelo conteúdo de carga presente em sua composição química²⁷. Fano et al.¹⁹ estudaram a estabilidade dimensional de materiais de moldagem à base de silicone, verificando que quanto maior a viscosidade, menor será a alteração dimensional do material de moldagem. Mandikos⁴⁶ confirmou esta inferência, relatando que os materiais com viscosidade mais baixa apresentaram as maiores alterações dimensionais, devido ao seu menor conteúdo de carga. Com base na observação relacionada à espessura de material fluido obtida com a técnica simultânea, os resultados deste estudo corroboram os achados desses autores. Apesar disso, um maior volume de conteúdo de carga faz com que haja menos elasticidade e fluidez, o que resulta em menor precisão¹¹. Assim, se faz necessária a utilização de material fluido em pequenas espessuras em associação aos materiais mais viscosos (densos ou pesados), obtendo, dessa forma, moldes precisos, com mínima distorção e elevada estabilidade dimensional.

Os modelos obtidos com a técnica de moldagem com casquetes individuais isolados apresentaram resultados piores de desajuste marginal cervical quando comparados ao modelo mestre. Esses resultados podem ser justificados devido a um possível movimento de rotação dos mesmos durante a moldagem e remoção do molde; algo similar ao que pode ocorrer em moldagens com transferentes de implantes⁴. Já os modelos das técnicas com casquetes unidos com cilindros de resina acrílica ou metálicos, apresentam

valores mais próximos do modelo mestre quando comparados à técnica com casquetes individuais isolados. Esses resultados se assemelham aos observados por outros autores⁶² em relação à união nas técnicas de moldagem utilizadas em prótese sobre implante, onde a união direta dos transferentes proporciona moldagem mais exata. Porém difere do encontrado no estudo de Avila et al.⁴, em 2013, onde os autores relatam que a técnica sem união produziu resultados melhores. Apesar dessa diferença, esses autores⁴ atribuíram os bons resultados de moldagens sem união à padronização de estudos *in vitro*, alegando que esse tipo de técnica pode ser mais sensível clinicamente. No presente estudo também houve rigorosa padronização; entretanto, o modelo dentado utilizado difere em muito do modelo edêntulo utilizado naquele estudo⁴ que, sem dúvida, contribui para menores tensões durante a remoção dos moldes. Além disso, em estudos na área de prótese sobre implante, os transferentes estão parafusados no ato da moldagem, diferentemente do que ocorre com os casquetes nas técnicas de moldagem convencionais. Assim, provavelmente, a consistência do elastômero denso utilizado nas técnicas desempenhou papel importante na posição final dos casquetes durante o ato de inserção da moldeira.

Embora não tenha havido diferença nos modelos obtidos pelas técnicas com casquetes unidos, independentemente da forma de união entre os mesmos, considerando os valores absolutos, houve uma tendência da técnica de união com cilindro metálico em apresentar valores mais próximos ao controle (*baseline*). Para o segmento de prótese múltipla, por exemplo, no dente 16 observou-se menores valores de desajuste marginal cervical quando utilizou-se casquetes unidos com cilindro metálico em relação aos casquetes

isolados. Esse mesmo comportamento não pôde ser observado quando a união foi realizada somente com resina. Isso se deve, provavelmente, à diferença na rigidez dos cilindros utilizados. As tensões geradas pela contração de polimerização da resina acrílica utilizada para a união dos cilindros aos casquetes podem ter sido dissipadas de maneiras distintas para cada tipo de cilindro. Devido ao menor módulo de elasticidade dos cilindros de resina, essas tensões podem ter provocado maior distorção na posição dos casquetes no interior do molde. Ainda, outra hipótese seria que essa menor rigidez favoreceu alguma flexão do cilindro de união entre os casquetes durante a inserção da moldeira carregada com os elastômeros denso e fluido, bem como de sua remoção após polimerização dos materiais.

No que se diz respeito às análises das mensurações oclusais lineares globais, não houve diferença entre o modelo mestre e os grupos experimentais. Para Sá et al.⁵⁷, o uso de casquetes pode ser uma alternativa satisfatória devido a espessura e uniformidade de material de moldagem em todas as regiões do preparo. Porém encontrou-se uma diferença estatística entre a técnica simultânea realizada com silicone de adição e a técnica com casquetes isolados. Estudos^{33,63} demonstraram que o poliéter produz maior extensão sulcular nas moldagens, é um material que apresenta satisfatória estabilidade dimensional, rigidez, resistência ao rasgamento, elevado módulo de elasticidade⁵⁴ e comportamento viscoelástico⁶³. No entanto, devemos levar em consideração a movimentação que os casquetes podem sofrer durante o ato da moldagem, semelhantemente ao que pode ocorrer com transferentes isolados em prótese sobre implante⁴. Apesar da quantidade de material presente no interior dos casquetes ser mínima⁵⁷, garantindo menor distorção, a presença do

casquete pode ter grande influência quando comparada à técnica simultânea sem casquete, frequentemente utilizada com fios retratores, especialmente quando dentes envolvidos em segmentos múltiplos são avaliados.

Como análise complementar, mensurações das dimensões áxio-cervicais dos dentes e da distância interpreparos do segmento de prótese fixa (14-16) foram realizadas. Para o dente 21, bem como para a distância interpreparos, não houve diferença significativa. Já no dente 25, observamos novamente que todas as técnicas com casquetes apresentaram diferença quando comparadas ao modelo mestre; algo não observado para as técnicas simultâneas com silicone de adição ou condensação. Esses resultados são importantes, uma vez que para infraestruturas múltiplas em zircônia, a precisão da técnica de moldagem assume papel relevante, tendo em vista a não possibilidade da realização de soldas para corrigir possíveis erros relacionados à exatidão e alterações dimensionais¹¹. Este resultado vai contra o achado por Sá et al.⁵⁷, em que a moldagem com casquete de resina acrílica produziu menor distorção dimensional em comparação à uma técnica sem casquete. Porém, esses autores avaliaram modelos parciais com preparos não anatômicos, sem a presença de dentes adjacentes com equador anatômico que levariam à deformação elástica, ou até mesmo plástica do material de moldagem. Além disso, as moldagens sem casquetes desses autores não foram realizadas pela técnica simultânea (denso/fluido), mas sim pela técnica de única mistura com poliéter. Outra variável que dificulta a comparação com os resultados do presente estudo refere-se à ausência de uma moldagem de transferência para remover os casquetes, sendo os mesmos removidos individualmente⁵⁷.

Este estudo apresenta como limitações, as avaliações feitas por método de mensuração de desajuste marginal cervical apenas da superfície vestibular, bem como de mensurações lineares, não realizando análise tridimensional que se caracterizaria ideal. Outra limitação é a escassa quantidade de artigos científicos que avaliem técnicas de moldagem com casquetes, principalmente suas formas de união em segmentos múltiplos, o que limita o embasamento das hipóteses levantadas. Para justificar parte dos resultados, foram realizadas extrapolações a partir de estudos de moldagem em prótese sobre implante. Apesar de os materiais e técnicas de moldagem serem cotidianamente empregados na prática clínica, estudos futuros que avaliem essas técnicas com as digitais são necessários, visando otimizar o tempo do cirurgião-dentista, eliminar vieses e favorecer a obtenção de próteses múltiplas *metal-free*.

6 CONCLUSÃO

Com base na proposição e metodologia empregada, e de acordo com os resultados obtidos é lícito afirmar que:

- De maneira geral, a técnica com casquetes isolados produziu modelos com maior desajuste marginal cervical;
- A forma de união dos casquetes, seja com cilindro de resina acrílica ou metálico, não influenciou a exatidão dos modelos em relação às demais técnicas de moldagem;
- Todas as técnicas de moldagem 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. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo E, Stimmelmayer M, Vieira LCC, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Invest.* 2014; 18(2): 515-23.
3. Att, W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(4): 239-47.
4. Avila ED, Barros LAB, Del'Acqua MA, Castanharo SM, Mollo Junior FA. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: An in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2013; 57(4): 268-74.
5. Avila ED, de Matos Moraes F, 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.
6. 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.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>.

7. Bajoghli F, Sabouhi M, Nosouhian S, Davoudi A, Behnamnia Z. Comparing the accuracy of three different impression materials in making duplicate dies. *J Int Oral Health*. 2015; 7(7): 12-6.
8. 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.
9. 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.
10. Chaimattayompol N, Park D. A modified putty-wash vinyl polysiloxane impression technique for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2007; 98(6): 483-5.
11. Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastomeric impression materials. *J Dent*. 2004; 32(8): 603-9.
12. Christensen GJ. The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc*. 2005; 136(3): 343-6.
13. 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.
14. Colpani JT, Borba M, Della BA. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater*. 2013; 29(2): 174-80.
15. Dimashkieh MR, Morgano SM. A procedure for making fixed prosthodontic impressions with the use of preformed crown shells. *J Prosthet Dent*. 1995; 73(1): 95-6.

16. Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2): 445-70.
17. Donovan TE, Chee WWL. Current concepts in gingival displacement. *Dent Clin N Am.* 2004; 48(2): 433-44.
18. 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.
19. Fano V, Gennari PU, Ortalli I. Dimensional stability of silicone-base impression materials. *Dent Mat.* 1992; 8(2): 105-9.
20. 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.
21. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc.* 1972; 55(6): 303-5.
22. Gerrow JD, Price RB. Comparison of the surface detail reproduction of flexible die material systems. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(4): 485-9.
23. 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.
24. 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.
25. Grey NJ, Piddock V, Wilson MA. *In vitro* comparison of conventional crowns and a new allceramic system. *J Dent.* 1993; 21(1): 47-51.

26. 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.
27. Herfort TW, Gerberich WW, Macosko CW, Goodkind RJ. Viscosity of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1977; 48(4): 396-404.
28. Hosseinpour D, Berg JC. The dynamic interaction of water with four dental impression materials during cure. *J Prosthodont* 2009; 18(4): 292-300.
29. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-steps putty wash addition silicone technique. *J Prosthet Dent*. 1992; 67(5): 583-9.
30. 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.
31. 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.
32. 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.
33. 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.

34. 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.
35. 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.
36. 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.
37. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand*. 1993; 51(3): 129-34.
38. 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.
39. 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.
40. 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.
41. Lepe X, Johnson GH. Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *J Prosthet Dent* 1997; 78(3): 245-9.

42. Livaditis GJ. Comparison of the new matrix system with traditional fixed prosthodontic impression procedures. *J Prosthet Dent.* 1998; 79(2): 200-7.
43. Livaditis GJ. The matrix impression system for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1998; 79(2): 208-16.
44. 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.
45. Luthardt RG, Koch R, Rudolph H, Walter MH. Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. *Dent Mater.* 2006; 22(1): 69-76.
46. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J.* 1998; 43(6): 428-34.
47. 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.
48. 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.
49. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane puttywash impression techniques. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(2): 161-5.
50. 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.

51. 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.
52. 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.
53. Pegoraro FR, Valle AL, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachela V. *Prótese fixa*. São Paulo: Artes Médicas; 1998.
54. 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.
55. Pereira JR, Murata KY, Valle AL, Ghizoni JS, Shiratori FK. Linear dimensional changes in plaster die models using different elastomeric materials. *Braz Oral Res*. 2010; 24(3): 336-41.
56. Ribeiro JGR, Costa AMM, Neto JFAJ, Segalla JCM, Perez F. Técnica alternativa para afastamento gengival e moldagem com casquete individual. *Rev Odontol UNESP*. 2005; 34(4): 179-83.
57. Sá ATG, Freitas CA, Sá FC, Ursi WJ, Simões TC, Freitas MFA. Effect cervical relining of acrylic resin copings on the accuracy of stone dies obtained using a polyether impression material. *J Appl Oral Sci*. 2008; 16(1): 7-11.
58. 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.

59. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(4): 228-39.
60. 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.
61. 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.
62. Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P. Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent.* 2015; 114(4): 517-23.
63. Wadhvani CPK, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(6): 530-9.
64. 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.
65. 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.
66. 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.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservados ao autor)
Araraquara, 20 de Junho de 2016.

STEPHANIA CAROLINE RODOLFO SILVA