



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



**Raphael Ferreira de Souza Bezerra Araújo**

**Precisão de moldagens para implantes  
inclinados em maxila utilizando diferentes  
métodos de união de transfrentes e dois tipos de  
guias multifuncionais**

**Araraquara**

**2015**



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



**Raphael Ferreira de Souza Bezerra Araújo**

**Precisão de moldagens para implantes  
inclinados em maxila utilizando diferentes  
métodos de união de transfrentes e dois tipos de  
guias multifuncionais**

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

**Orientador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior**

**Araraquara**

**2015**

RAPHAEL FERREIRA DE SOUZA BEZERRA ARAÚJO

PRECISÃO DE MOLDAGENS PARA IMPLANTES  
INCLINADOS EM MAXILA UTILIZANDO DIFERENTES  
MÉTODOS DE UNIÃO DE TRANSFERENTES E DOIS TIPOS  
DE GUIAS MULTIFUNCIONAIS

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção do grau de Mestre

Presidente e orientador: **Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior**

2º examinador: **Profa. Dr. Pedro Cesar Garcia de Oliveira**

3º examinador: **Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis**

Araraquara, 05 de Março de 2015.

## **DADOS CURRICULARES**

**RAPHAEL FERREIRA DE SOUZA BEZERRA ARAÚJO**

**NASCIMENTO:** 04/12/1988 - Natal – RN

**NATURALIDADE:** Natal – Rio Grande do Norte

**NACIONALIDADE:** Brasileiro

**ESTADO CIVIL:** Solteiro

**FILIAÇÃO:** Marcus Vinicius Almeida de Araújo

Maria do Carmo Ferreira de Souza Bezerra Araújo

**2007- 2011:** Curso de Graduação – Universidade Federal do Rio Grande do Norte  
– UFRN

**2012 – 2014:** Especialização em Prótese Déntaria – Associação Paulista de  
Cirurgiões Dentistas - APCD

**2013- 2015:** Mestrado em Reabilitação Oral - Faculdade de Odontologia de  
Araraquara – UNESP

“Procure ser um homem de valor em vez, de ser um homem de sucesso.”  
(Albert Einstein)

# DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

à minha amada família

simplesmente por tudo que são e fazem por mim

## **AGRADECIMENTOS**

À **Deus** pela força espiritual e por estar sempre presente em todos os momentos

**Aos meus pais: Marcus Vinicius e Maria do Carmo,**

Palavras são impossíveis de expressar o meu sentimento por vocês e o quão agradecido eu sou. Em vocês eu me espelhei, em vocês eu me inspirei, aprendendo os valores que realmente importam na vida: humildade, honestidade, caráter, amor, respeito...

Apesar da saudade e da distância, vocês foram os meus maiores incetivadores nessa jornada, sempre pensando no meu futuro.

Muito obrigado pelo apoio incondicional, pelos exemplos, pela educação, e por sempre acreditarem em mim. Serei eternamente grato. Amo vocês.

“Amo meus pais porque ele foram duro na hora certa, mas souberam me amar e apontar o caminho da verdade.” (Autor Desconhecido)

**Aos meus irmãos: Thiago e Marcelo,**

Meus agradecimentos por estarem presentes sempre.

Juntos crescemos e juntos vamos seguir em frente.

Existe um ditado que diz: "Irmãos a gente não escolhe", é pode até ser...mas então eu vou ter que agradecer todo dia a Deus por ele ter tido esse poder de escolha e ter colocado em minha vida mais do que dois irmãos, dois amigos, dois anjos. Amo vocês.

**À minha Namorada: Luana,**

Agradeço a você por todo o amor, apoio, conselhos e amizade. Dedico a você essas linhas que escrevi aos poucos e com muito trabalho.

Obrigado pela compreensão de estar distante em vários momentos.

Trabalho que nos privou muitas coisas, como por exemplo da convivência diária...

Mas mesmo assim, você sempre inabalável, continuava dizendo: vai...

Hoje, só tenho que agradecer por suportar meus defeitos, tolerar meus humores e por me entender...

Obrigado por isso e acima de tudo por me fazer feliz

Te amo

**Ao Prof. Francisco,**

Ao Prof. Dr. Francisco por toda confiança, oportunidade e incentivo. Sempre disposto a ajudar, transmitindo seus conhecimentos da melhor maneira possível, apoiando de todas as formas possíveis para que este objetivo pudesse ser alcançado.

Agradeço sinceramente pela hombridade, fraternidade e em especial pela amizade.

Meus sinceros agradecimentos....

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” na pessoa de seu Magnífico Reitor **Prof. Dr. Julio Cezar Durigan**;

À Faculdade de Odontologia de Araraquara - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” na pessoa de sua Diretora **Profª. Drª. Andréa Affonso Barretto Montandon**;

À Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral na pessoa da **Profª. Drª. Ana Cláudia Pavarina**;

À Conexão Sistemas de Prótese e 3M Company pelos materiais cedidos para que fosse possível a realização da metodologia do presente estudo;

Ao Centro de Tecnologia da Informação – CTI em Campinas, em especial ao **Pedro Noritomi e Daniel Kemmoku**, pela contribuição no desenvolvimento desse trabalho;

Aos professores das Disciplinas do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, em especial aos professores **João Neudenir Arioli Filho, Gelson Luís Adabo, José Maurício dos Santos Nunes Reis e Marco Antônio Compagnoni** pela amizade compartilhada;

Aos Funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela forma carinhosa que me recebiam a cada dia de trabalho;

À **Martinha**, sempre de bom humor, pronta para ajudar, obrigada pelo seu cuidado;

Aos meus amigos **Alexandre, Beatriz, Sergei, Marília e Marcell** que me receberam de braços abertos em Araraquara, obrigado pelo carinho, cuidado e receptividade;

Aos meus amigos de trabalho, **Sabrina Maria Castanharo, Maria Silvia Rigolin e**

**Gabriel Hatanaka** pelo apoio cedido;

Aos colegas de Pós-Graduação **Aion, Livia, Cibele, Cláudia, Taisa, Ellen e Leticia** pela oportunidade da convivência e orientações;

Aos amigos que Araraquara me deu: **Roberto, Maurício, Guilherme, João Souza, Cássio, Bruno, Fernando, Filipe**. Obrigado pela amizade e companheirismo;

À meus avôs **Ruy e Miria**, por todo o amor que sempre me deram, obrigado por cuidarem de mim;

À todos que de uma maneira ou de outra contribuíram para este resultado,  
Meus sinceros agradecimentos!

Raphael

Araújo RFSB. Precisão de moldagens para implantes inclinados em maxila utilizando diferentes métodos de união de transferentes e dois tipos de guias multifuncionais [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

## **Resumo**

Este estudo objetivou analisar a precisão de diferentes métodos de união de transferentes em moldagem sobre implantes utilizando guias multifuncionais em reabilitações orais de maxilas com implantes hexágono externo. Para as técnicas de moldagem com dois tipos de guia multifuncional (com e sem palato) foi comparado diferentes métodos de união dos transferentes: transferentes unidos com metal e resina acrílica, transferentes unidos apenas com resina acrílica e transferentes sem união. Uma barra metálica passiva fabricada sobre o modelo mestre foi parafusado nos modelos de gesso no análogo A e realizado a mensuração 3 vezes da fenda presente nos análogos C e D. Posteriormente a barra é parafusado no análogo D e realizada a mensuração 3 vezes da fenda nos análogos A e B, utilizando um programa de análise de imagens (Leica QWin) que recebeu as imagens de uma câmara de vídeo acoplada a uma lupa Leica (100X). Após verificação da distribuição e da homocedasticidade dos dados, métodos estatísticos ( $\alpha=0,05$ ) foram empregados para avaliar a influência das variáveis independentes. De maneira geral, os modelos geraram maiores desajustes marginais em relação ao modelo mestre, independentemente da técnica de união dos transferentes. Porém, só houve diferenças estatísticas quando comparado à técnica de moldagem OM=203,04 $\mu$ m (guia multifuncional com palato aberto e transferentes unidos com metal e resina acrílica) com às técnicas de moldagem PR=151,61 $\mu$ m (guia multifuncional com cobertura de palato e transferentes unidos com resina acrílica) e com o modelo Mestre (MM=142,78 $\mu$ m). Considerando as limitações desse estudo pode-se sugerir que a utilização da técnica de moldagem OM gera os modelos menos precisos.

**Palavras-chave:** Prótese dentária, Implantes dentários, Adaptação marginal.

Araújo RFSB. Accuracy of impression for inclined implants in the maxilla using different union transfers methods and two types of multifunctional guide [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

## **Abstract**

This study analyze "in vitro" the accuracy of different union transfers methods in impression using multifunctional guides for prosthetic rehabilitation in a toothless jaw with external hexagon implants installed. For the impression techniques with two types of multifunctional guide (palate coverage and open palate) it was compared different methods of union of the square transfers: metal splinted transfers, acrylic resin splinted transfers and without splinted transfers. A metal structure fabricated on the master model with passive fit was screwed in the models obtained, on **A** analogue while measurements were made 3 times on analogs **C** and **D** and when screwed into analog **D** measurements were made 3 times in analogues **A** and **B**, by a image analysis software (Leica QWin) that received the images from a video camera attached to a Leica magnifier (100X). After verification of distribution and homoscedasticity data, statistical methods ( $\alpha = 0.05$ ) were used to assess the influence of the independent variables. In general, larger models generated fringe displacement in relation to the master model, irrespective of splint techniques. But only exist statistical differences when compared the impression technique OM = 203,04 $\mu$ m (multifunctional guide with open palate and transfers splinted with metal and acrylic resin) with impression technique PR = 151,61 $\mu$ m (multifunctional guide with coverage palate and transfers splinted with resin acrylic) and the master model (MM = 142,78 $\mu$ m). Considering the limitations of this study may suggest that the use of OM molding technique generates less accurate models.

**Keywords:** Dental prosthesis, Dental Implants, Dental Marginal Adaptation.

## LISTA DE ABREVIATURAS

%	Porcentagem
<	Menor
>	Maior
°C	Graus Celsius
µm	Micrômetros
mm	Milímetros
+/-	Mais ou menos
min	Minutos
Co	Cobalto
Cr	Cromo
N	Newton
cm <sup>2</sup>	Centímetros quadrados

## SUMÁRIO

INTRODUÇÃO .....	17
REVISÃO DE LITERATURA .....	20
PROPOSIÇÃO .....	36
MATERIAL E MÉTODO .....	37
RESULTADO .....	51
DISCUSSÃO .....	53
CONCLUSÃO .....	56
REFERÊNCIAS .....	57
APÊNDICE .....	67

## INTRODUÇÃO

Em implantodontia, todos os passos, clínicos ou laboratoriais, tem influência direta no resultado final do trabalho reabilitador. Minimizar os erros acumulados nessas etapas pode aumentar a longevidade do tratamento<sup>66, 71, 76</sup>. Buscar um assentamento passivo de uma prótese implantossuportada é fundamental para o sucesso de uma reabilitação oral<sup>52</sup>. Diferentemente das próteses em dentes naturais, as sobre implantes, devido à ausência de ligamento periodontal, irão transmitir as forças diretamente aos tecidos perimplantares, tanto a tensão intrínseca da prótese, quanto a fisiológica, fazendo com que o sucesso da osseointegração dependa da maneira como os estresses mecânicos são transferidos dos implantes ao osso<sup>71</sup>.

Mesmo após a osseointegração dos implantes, falhas de natureza tanto mecânica, quanto biológica, podem acontecer na ausência de passividade. Mecanicamente, pode haver desde o afrouxamento dos parafusos, até a fratura de componentes. Biologicamente, as falhas resultam na perda óssea ao redor dos implantes<sup>66, 71, 76</sup>.

A precisão de adaptação entre componentes protéticos em implantodontia pode ser influenciada por muitos fatores, destacando-se as etapas clínicas e laboratoriais, que estão envolvidas durante a execução do tratamento. A realização da moldagem e produção do modelo de trabalho estão sujeitos às variáveis que podem alterar ou comprometer a biomecânica decorrentes de uma deficiente adaptação, entre implantes e componentes protéticos. Estudos recentes vem sendo desenvolvidos no intuito de produzir modelos de trabalho mais precisos e confiáveis na reabilitação com próteses implantossuportadas<sup>9, 13, 74</sup>.

Por mais avançadas que sejam as tecnologias empregadas na elaboração de técnicas e na confecção de materiais, pequenos erros, que vão desde a moldagem inicial até a instalação da prótese, estão frequentemente presentes no tratamento. Por isso, clinicamente, é impossível que uma adaptação completamente passiva seja alcançada na construção de uma prótese sobre múltiplos implantes, devido ao grande número de fatores relacionados. Fatores como: distorção do material de moldagem; movimentação dos componentes de moldagem; expansão do gesso e do revestimento; e contração da resina acrílica,

associados à destreza do operador, são os principais responsáveis por esses erros<sup>47</sup>.

Alguns trabalhos na literatura comprovaram a eficiência da biomecânica da reabilitação total suportada por quatro implantes<sup>49</sup> denominado conceito “All-on-4”, com carga imediata para próteses fixas em acrílico na maxila. Estes estudos evidenciaram que não há diferenças significativas na distribuição de forças quando são utilizados quatro ou cinco implantes, e que a inclinação dos implantes posteriores melhora a distribuição das forças independentemente do número de implantes utilizados.

Implantes inclinados são utilizados nesse tipo de prótese para diminuir a extensão horizontal de cantilevers e/ou evitando cirurgias de enxertia do seio maxilar, trazendo como vantagens adicionais uma melhor distribuição de implantes em casos desfavoráveis<sup>4</sup>.

Essas informações consolidam os conceitos biomecânicos utilizados no sistema All-on-4<sup>45, 48, 50</sup>, no entanto, alguns autores sugerem que a utilização desses implantes inclinados podem interferir negativamente na obtenção de modelos precisos<sup>7, 8, 19</sup>.

A prótese tipo protocolo é a que mais sofre influência com relação à estabilização de componentes de moldagem e conseqüente adaptação passiva. Porque nesse tipo de reabilitação há um maior número de implantes envolvidos, abrangendo toda arcada do paciente; a barra metálica, por conseqüência, também é extensa, sofrendo assim maiores influências no processo de confecção; a disposição dos implantes é em curva e, muitas vezes, com inclinações diferentes. Assim, todos esses fatores são contribuintes para uma maior possibilidade de falhas de adaptação nesse tipo de prótese, o que leva à necessidade de um cuidado maior na sua realização.

Em relação ao método de união dos transferentes para a realização da moldagem sobre implantes Fenton et al.<sup>28</sup> (1991), Rodney et al.<sup>67</sup> (1991), Philips et al.<sup>64</sup> (1994), Del’Acqua et al.<sup>21</sup> (2008) e Jo et al.<sup>42</sup> (2010) concluíram que, para implantes de hexágono externo, a técnica com transferentes quadrados é melhor do que a com transferentes cônicos. Quanto ao método de união dos transferentes quadrados, Ivanhoe et al.<sup>41</sup> (1991) descreveram uma técnica com os transferentes quadrados unidos com resina composta fotopolimerizável. Fenton et al.<sup>28</sup> (1991),

Assif et al.<sup>6</sup> (1996), Vigolo et al.<sup>73</sup> (2003), Assunção et al.<sup>8</sup> (2004), Naconecky et al.<sup>57</sup> (2004), Del'Acqua et al.<sup>28</sup> (2008), Papaspyridakos et al.<sup>62</sup> (2011), Al'Quran et al.<sup>2</sup> (2012), preconizaram a união dos transferentes quadrados com resina acrílica para realização das moldagens de transferência em implantes de hexágono externo, obtendo-se dessa forma os melhores resultados.

Francischone et al.<sup>30</sup> (2000) ressaltaram a importância do planejamento reverso dentro da implantodontia. Segundo os autores, o correto diagnóstico através do enceramento e confecção de guias aumenta a previsibilidade do tratamento reabilitador. Sendo assim, a utilização do guia multifuncional, que fora produzido, planejando a posição dos dentes na boca, para instalação dos implantes, novamente poderia ser utilizado, mas agora para favorecer a moldagem dos transferentes e, ao mesmo tempo, manter a dimensão vertical de oclusão do paciente.

Dentre os guias multifuncionais, dois desenhos são mais utilizados para realizar a moldagem em uma reabilitação oral em prótese sobre implantes do tipo protocolo, sendo um com cobertura de palato e outro com palato aberto. O guia multifuncional com cobertura de palato é mais rígido e estável, entretanto o guia com palato aberto possibilita um melhor acesso aos implantes pelo operador, facilitando assim o procedimento de moldagem.

Dessa forma, devido a importância da obtenção de passividade no sucesso de reabilitações protéticas sobre implantes, da possibilidade de implantes inclinados interferirem na obtenção de modelos precisos, da não observância de consenso na literatura sobre as técnicas de moldagens, da ausência de trabalhos que avaliem a moldagem em reabilitações baseados no conceito "All-on-4" em maxila comparando diferentes desenhos de guia multifuncional e técnicas de união dos transferentes, a proposta deste estudo foi avaliar e comparar "in vitro" a precisão dos análogos em modelos produzidos por três diferentes técnicas de moldagem com dois desenhos de guias multifuncionais. Com a hipótese nula de não haver diferenças entre os métodos de união dos transferentes utilizando os dois tipos de guias multifuncionais.

## REVISÃO DA LITERATURA

Aparício et al.<sup>4</sup> (2001) descrevem que a utilização de implantes inclinados na maxila, rente à parede anterior do seio maxilar, permite evitar cirurgias de enxertia do seio maxilar, trazendo como vantagens adicionais uma melhor distribuição de implantes em casos desfavoráveis, aumenta a extensão e resistência da prótese acrílica permitindo menores extensões em cantiléver.

Alguns trabalhos na literatura comprovaram a eficiência da biomecânica da reabilitação total suportada por quatro implantes. Maló et al.<sup>49</sup> (2003) propuseram um protocolo para a reabilitação simples da mandíbula edêntula em até 2 horas, o chamado conceito “All-on-4”. Foram instalados 176 implantes em 44 pacientes com carga imediata utilizando próteses em acrílico. Além dos implantes que receberam carga, 24 dos 44 pacientes tiveram 62 implantes “reserva” instalados, não incorporados nas próteses imediatas mas sim nas próteses definitivas. Dos implantes instalados, 45 foram colocados em alvéolos de extração frescos. Cinco implantes foram perdidos em cinco pacientes antes de 6 meses, com uma taxa de sobrevivência de 96,7% de sucesso. Não houve insucesso em próteses e a perda óssea marginal foi pequena.

Malo et al.<sup>50</sup> (2005) estudaram um protocolo para carga imediata sobre 4 implantes (All-on-4, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) para próteses fixas na maxila. Malo et al.<sup>48</sup> (2006) investigaram a influência de um novo desenho de implante (Nobelspeedy) na reabilitação de maxilas edêntulas segundo o sistema All-on-4. Khatami, Smith<sup>45</sup> (2008) relataram um caso clínico no qual utilizaram a metodologia All-on-4 introduzindo uma estrutura metálica de reforço torneada por sistema CNC. Nestes trabalhos, evidenciou-se que não há diferenças significativas na distribuição de forças quando são utilizados 4 ou 5 implantes, e que a inclinação dos implantes posteriores melhora a distribuição das forças independentemente do número de implantes utilizados. Essas informações consolidam os conceitos biomecânicos utilizados no sistema All-on-4.

O assentamento da prótese sobre os implantes, sem exercer tensões ou pressões, é o que se entende por adaptação passiva<sup>52</sup>. Essa adaptação é de fundamental importância para o sucesso clínico de uma reabilitação oral<sup>68</sup>. Diferentemente das próteses em dentes naturais, as sobre implantes, devido à

ausência de ligamento periodontal, irão transmitir diretamente aos tecidos periimplantares, tanto a tensão intrínseca da prótese quanto à fisiológica fazendo com que o sucesso da osseointegração dependa da maneira como os estresses mecânicos são transferidos dos implantes ao osso. Desta forma, o assentamento passivo de uma prótese implantossuportada é fundamental no equilíbrio de uma reabilitação oral<sup>52</sup>.

Aparício<sup>5</sup> (1994) relata que, por causa dessa menor capacidade que o sistema periodonto-dente tem em absorver e distribuir as forças mastigatórias através do osso alveolar pode ocorrer complicações mecânicas como a fratura de pilares intermediários, ruptura do parafuso de fixação do pilar ou fratura da estrutura metálica<sup>58, 76</sup>. Relatam-se ainda complicações biológicas incluindo reação adversa dos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea periimplantar e até plena falência da osseointegração<sup>1, 11, 14, 51, 66</sup>.

Sahin, Çehreli<sup>70</sup> (2001) realizaram uma revisão de literatura sobre o significado clínico de adaptação passiva em infraestruturas sobre implantes e os fatores que afetam o resultado final desta adaptação. Segundo os autores, o assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da osseointegração. Entretanto, os métodos clínicos e laboratoriais utilizados para fabricação de infraestruturas são inadequados para obtenção de uma adaptação passiva absoluta.

O propósito principal de uma moldagem de múltiplos implantes é registrar, transferir e reproduzir o relacionamento entre os implantes de maneira mais precisa possível. Também servem ao importante propósito de registrar a morfologia dos tecidos moles<sup>33, 34</sup>.

A precisão de adaptação entre componentes em implantodontia pode ser influenciada por muitos fatores, destacando-se as etapas clínicas e laboratoriais envolvidas durante a execução do tratamento. A realização da moldagem e produção do modelo de trabalho está sujeita a variáveis que podem alterar o requisito da reabilitação que é a adaptação. Estudos recentes vêm sendo desenvolvidos no intuito de produzir modelos de trabalho mais precisos e confiáveis na reabilitação de próteses implanto-suportadas<sup>9, 13, 74</sup>.

A obtenção de um modelo de trabalho fiel ao posicionamento dos implantes e estruturas adjacentes na cavidade oral está basicamente relacionada aos

materiais de moldagem empregados, a técnica de moldagem e vazamento. Qualquer imprecisão dimensional na transferência do posicionamento dos implantes ou pilares para os modelos de trabalho poderá levar a resultados insatisfatórios ou completa falha da prótese<sup>67</sup>, mostrando o quanto é crítica esta etapa<sup>64</sup>. Porém, não devem ser esquecidos os problemas de adaptação dos componentes protéticos utilizados na confecção da prótese e os passos laboratoriais de inclusão, enceramento, fundição, soldagem e a própria habilidade do técnico de laboratório.

Assunção et al.<sup>8</sup> (2004) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem em implantes inclinados associados a diferentes materiais. Uma matriz metálica com quatro implantes com 90°, 80°, 75° e 65° graus em relação ao horizonte. Foram empregadas três técnicas de moldagem: T1 – Moldeira fechada com transferentes cônicos; T2 – Moldeira aberta com transferentes quadrados sem união; e T3 – Moldeira aberta com transferentes quadrados unidos com resina autopolimerizável; quatro diferentes materiais de moldagens: Polissulfeto, Poliéter, Silicone de Adição e Silicone de Condensação. Foi utilizado um projetor de perfil, com precisão de 0,017°, para análise das angulações dos implantes. Observou-se que o poliéter e a silicona de adição apresentaram melhor desempenho, e a técnica mais precisa foi a da moldeira aberta com os transferentes ferulizados com resina acrílica. Em relação a inclinação dos implantes, concluíram que quanto mais perpendicular for a angulação do análogo do implante em relação à superfície horizontal, mais preciso será o modelo.

Conrad et al.<sup>19</sup> (2007) realizaram um estudo com o objetivo de determinar se existe relação na precisão de moldagens de prótese implantossuportada variando a técnica de moldagem, a inclinação dos implantes e o número de implantes instalados. Um modelo de gesso foi produzido para cada um dos 6 grupos experimentais e um grupo controle. Todos os modelos tinham 3 implantes dispostos em um padrão triangular. Nos grupos experimentais, o implante central era perpendicular (90°) em relação ao plano horizontal e os implantes externos tinham 5°, 10° ou 15° de convergência em relação ao implante central. O grupo controle tinha os 3 implantes paralelos entre si e perpendiculares (90°) em relação ao plano horizontal. (3i Implantinnovations, Palm Beach Gardens, Fla). Cinco moldeiras abertas e cinco fechadas foram utilizadas nas moldagens (Imprint II

Gratant – 3M ESPE). Os modelos foram obtidos com gesso pedra tipo IV (GC – Fuji-Rock EP, Europe N.V., Leuven, Belgium) sob espatulação mecânica à vácuo (Whip Mix Combination Unit, Whip Mix Corp., Louisville, Ky). Uma caneta de medição com ponta fina (FaroArmSilver; Faro Technologies, Lake Mary, Fla) foi utilizada para registrar múltiplos eixos (XYZ) de coordenadas sobre a superfície superior do hexágono do implante e na base do modelo. Um software foi utilizado para alinhar os conjuntos de dados e os cálculos vetoriais determinou a diferença em graus entre os ângulos do implante em relação à base no grupo controle e nos grupos experimentais (Excel, Microsoft Office 2003). Após análise estatística (ANOVA -  $p < 0,05$  / Post-hoc), não foi observado diferenças significantes entre as técnicas de moldagem para moldeiras abertas e fechadas. A inclinação e o número dos implantes apresentaram diferenças significativas. A interação combinada entre a técnica de moldagem, a inclinação dos implantes e o número de implantes não tiveram efeito sobre a precisão da moldagem em comparação com o grupo controle.

Quanto ao método de união dos transferentes, Ivanhoe et al.<sup>41</sup> (1991) descreveram uma técnica com os transferentes quadrados unidos com resina composta fotopolimerizável deixando 1 mm de espaço a ser unido novamente com resina fotopolimerizável na consistência gel. Fenton et al.<sup>28</sup> (1991), Assif et al.<sup>6</sup> (1996), Vigolo et al.<sup>73</sup> (2003), Assunção et al.<sup>8</sup> (2004) e Naconecy et al.<sup>57</sup> (2004) preconizaram a união dos transferentes quadrados com resina acrílica para realização das moldagens, obtendo-se desta forma os melhores resultados. No entanto, pesquisas de Humphries et al.<sup>39</sup> (1990), Spector et al.<sup>72</sup> (1990), Burawi et al.<sup>12</sup> (1997), Goiato et al.<sup>32</sup> (1998), Herbst et al.<sup>36</sup> (2000), Pinto et al.<sup>65</sup> (2001) e Goiato et al.<sup>33</sup> (2002) demonstraram que a união dos transferentes é desnecessária.

Mojon et al.<sup>53</sup> (1990) analisaram a contração de polimerização de resinas acrílicas. As alterações de volume iniciais, compreendidas entre 2 min. e 17 min. após o início da mistura, foram aferidas por um dilatômetro e alterações lineares tardias, compreendidas entre 17 min. e 24 horas ou mais, foram registradas com um transdutor indutivo. Observou-se que 80% das alterações apareceram antes de 17 min. à temperatura ambiente; 95% antes de 3 horas para a resina acrílica (Duralay e de 2 horas para a resina Palavit G. A contração foi significativamente

aumentada quando a proporção de pó na mistura foi diminuída. Os autores recomendam que deve ser realizado uma nova união da resina, após ser seccionada, quando quase toda a contração de polimerização tiver ocorrido.

Dumbrigue et al.<sup>27</sup> (2000) preconizaram a utilização de bastões de resina acrílica pré-fabricados para a união de transferentes de implantes, com o objetivo de diminuir a contração da polimerização da resina. Os autores descreveram a técnica em que a resina acrílica deve ser injetada dentro de canudos de 3 mm de diâmetro com o auxílio de seringa de plástico. Após pelo menos 17 minutos, é removida o cilindro de resina do canudo, que somente deve ser utilizada após 24 horas.

Naconecy et al.<sup>57</sup> (2004) avaliaram a deformação de uma estrutura metálica conectada a quinze modelos de gesso tipo IV (GC FujiRock EP), fabricados usando três técnicas de transferência para determinar o procedimento de moldagem mais preciso. O material de moldagem utilizado foi o poliéster (Impregum F). Para o grupo 1, modelos foram criados pela técnica direta esplintada (transferentes quadrados unidos com pinos de aço carbono com 2,5 mm de diâmetro e resina acrílica (Pattern Resin, GC AmericaInc),; para o grupo 2, modelos foram feitos pela técnica direta não esplintada (transferentes quadrados); e para o grupo 3, foram fabricados modelos usando a técnica indireta (transferentes cônicos). Os autores concluíram que a técnica direta esplintada foi o método de transferência mais preciso para múltiplos pilares comparada às técnicas direta não esplintada e indireta.

Kim et al.<sup>46</sup> (2006) avaliaram possíveis deslocamentos dos componentes dos implantes de um modelo de trabalho e sugeriram um método para comparar as precisões das técnicas de moldagem durante a moldagem e durante o vazamento do gesso. Duas técnicas de moldagem foram avaliadas: transferentes quadrados associados com moldeira aberta, e transferentes quadrados esplintados com resina fotopolimerizável associados com moldeira aberta. Um modelo mandibular com cinco implantes foi confeccionado. Foram realizados cinco modelos de trabalhos por técnica de moldagem e foram mensurados usando um computador que fornecia as coordenadas dos componentes. Os dados dos deslocamentos durante o procedimento de moldagem e durante o vazamento foram calculados. A média dos deslocamentos no instante que o transferente estava unido à réplica foi de 31,3µm. O menor deslocamento ocorreu no grupo não esplintado em comparação

ao grupo esplintado durante a realização da moldagem. Já em relação ao vazamento do modelo, o grupo não esplintado obteve maior deslocamento dos componentes. Pode-se concluir, então, que o grupo não esplintado foi o mais preciso durante a realização da moldagem, mas menos preciso durante a confecção do modelo de trabalho.

Dullabh, Sykes<sup>26</sup> (2008) relatam que o tipo de material utilizado e a técnica empregada em moldagens de prótese implanto-suportadas têm papel fundamental na precisão e conseqüentemente na transferência de estresse. No estudo, a confiabilidade e previsibilidade de três métodos de transferência foram avaliados. Um modelo mestre metálico foi produzido para controle dos eventos de moldagem. As leituras foram realizadas em microscópio Reflex e os dados foram avaliados estatisticamente para efeito de comparação com o controle. Os resultados sugerem que as técnicas de transferência direta são iguais ou superiores que as técnicas indiretas. Não foi observada diferença estatisticamente significativa na precisão de transferência entre a técnica com transferentes quadrados unidos e não-unidos.

Assunção et al.<sup>9</sup> (2008) avaliaram 3 técnicas moldagem de transferência para próteses sobre implantes: 1 – Transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável, 2 – Transferentes quadrados unidos com resina composta fotopolimerizável e 3 – Transferentes quadrados submetidos a ar-abrasão com óxido de alumínio. As moldagens foram realizadas com poliéter e os dados obtidos foram comparados com o grupo controle, caracterizado por uma matriz metálica com implantes instalados com inclinação compreendida entre 65 e 90 graus em relação à superfície da matriz, instalados aleatoriamente com auxílio de Auto CAD. Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos esplintados com resina acrílica e com resina composta fotopolimerizável, os quais foram mais precisos que o grupo não esplintado e com os componentes submetidos a ar-abrasão com óxido de alumínio, que apresentou resultados inferiores.

Del'Acqua et al.<sup>21</sup> (2008) avaliaram a precisão de uma técnica de registro (Index) e de três técnicas de moldagem (transferentes cônicos, quadrados e quadrados unidos) associadas a três técnicas de vazamento (convencional, com tubos de látex e com análogos unidos com duralay) para próteses

implantossuportadas. Foi construído um modelo mestre de latão simulando um arco inferior desdentado onde foram fixados provisoriamente quatro análogos de pilares Micro-Unit perpendicularmente à superfície e paralelos entre si, sendo denominados análogos **A**, **B**, **C** e **D**. Uma estrutura metálica foi confeccionada e parafusada a quatro novos análogos. Foram confeccionadas (com 2 mm de alívio) uma moldeira individual de alumínio para a técnica com os transferentes quadrados unidos e outra para as técnicas com os transferentes cônicos e quadrados. O material de moldagem utilizado foi um poliéter (Impregum Soft Média Viscosidade - 3M ESPE) e o gesso empregado foi um gesso tipo IV (Vel-Mix, Kerr). Foi obtido um total de cinquenta modelos, sendo cinco por técnica. Pode-se concluir em relação às técnicas estudadas que: 1- A melhor técnica de moldagem foi a com transferentes quadrados; 2- A melhor técnica de vazamento, realizando-se a moldagem com transferentes cônicos ou quadrados, foi a técnica que utilizou tubos de látex; 3- A forma de vazamento não influenciou a precisão dos modelos de gesso para a técnica com os transferentes quadrados unidos; 4- As técnicas do index ou quadrado/látex transferem precisamente o posicionamento dos implantes, sendo estatisticamente semelhantes ao modelo Mestre.

Gennari Filho et al.<sup>31</sup> (2009) compararam diferentes técnicas de esplintagem na moldagem de transferência de implantes com diferentes inclinações. Réplicas de uma matriz metálica (n=24) contendo dois implantes 3,75 X 10 mm (Conexão, Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, Brasil) em 90° e 65° em relação à superfície horizontal foram submetidas a quatro técnicas de moldagem de transferência: T1 - transferentes quadrados sem união; T2 - transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL); T3 - transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica autopolimerizável, seccionada e unidos novamente; T4 – transferentes quadrados unidos com barras de resina acrílica pré-fabricadas. As moldagens foram realizadas com poliéter (Impregum F, 3M-ESPE) e as réplicas de gesso tipo IV (Herostone, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) analisadas individualmente, através de captura de imagens e análise gráfica em software. As imagens foram comparadas com a matriz (controle) e as diferenças de angulações das imagens foram calculadas. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste Tukey para comparações (p< 0.05). Todos os grupos apresentaram

diferenças estatisticamente significativas nos implantes inclinados quando comparados com o grupo controle ( $p < 0,05$ ). O grupo T1 apresentou a maior discrepância, seguido por T2, T3 e T4, que mostrou a menor alteração angular em relação ao controle. Houve diferenças estatisticamente significativas entre implantes inclinados e retos em todos os grupos, exceto no grupo T4.

Del'Acqua et al.<sup>22</sup> (2010) apresentaram uma modificação no transferente quadrado, com o acréscimo de resina acrílica no sentido horizontal. Del'Acqua et al.<sup>23</sup> (2010) apresentaram uma técnica de união que utiliza fragmentos metálicos unidos aos transferentes quadrados com resina Duralay e comentam que esta técnica é superior à técnica os transferentes unidos apenas com resina Duralay.

Assunção et al.<sup>7</sup> (2010) realizaram um estudo comparativo entre dois métodos de união de transferentes quadrados na moldagem em próteses implantossuportadas. Uma matriz metálica com 4 implantes 3,75 x 10 mm (Conexão, Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, Brasil) foi utilizada como controle. Os implantes foram posicionados a 90°, 80°, 75° e 65° em relação à superfície horizontal da matriz. Os transferentes foram unidos com resina acrílica (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL) no grupo 1 (n= 10) e com silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Italy) no grupo 2 (n= 10). As moldagens foram realizadas com poliéter (Impregum F, 3M-ESPE) e as réplicas de gesso tipo IV (Herostone, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) analisadas individualmente, através de captura de imagens e análise gráfica em software. Os dados foram analisados estatisticamente e observou-se que houve diferença significativa entre os grupos, implante/inclinação dos análogos, e a interação entre eles ( $p < 0,05$ ). O grupo 1 não apresentou diferença significativa a partir do controle ( $p < 0,05$ ), nem do grupo 2 ( $p < 0,05$ ), independentemente da inclinação implante / análogo. Considerando implante / inclinação dos análogos, as duas técnicas não diferiram do grupo controle ( $p < 0,05$ ), exceto para 75° de inclinação do implante / análogo ( $p < 0,05$ ). Os resultados sugerem que o silicone de condensação não deve ser utilizado como material alternativo de união rígida na moldagem de transferência de próteses sobre implantes. Além disso, a inclinação do implante pode afetar a precisão da moldagem.

Del'Acqua et al.<sup>23</sup> (2010) compararam in vitro a precisão dimensional de uma técnica de registro (Index) de gesso produzido por duas técnicas de

moldagem (Transferentes quadrados e Transferentes quadrados modificados) para próteses implantossuportadas. Um modelo mestre metálico foi obtido, no qual foram instalados quatro análogos paralelos de mini-pilar cônico (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, Brasil) sobre os quais foi encerado e fundido uma estrutura metálica passiva. O material de moldagem utilizado foi o Vinil polisiloxano (Express – 3M ESPE) e uma moldeira metálica perfurada. Três grupos foram analisados ( $n = 5$ ): índice (I), quadrado (S), e quadrado modificado (MS). A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 N.cm em todos os corpos de prova no análogo A, enquanto as medições das fendas formadas foram feitas nos análogos C e D. Este processo foi repetido no análogo D, anotando-se as medidas dos análogos A e B. Foram realizadas 60 leituras utilizando um software que recebia as imagens de uma câmera de vídeo (JVC, 0.5- inch charge-coupled distributor, model TK-C1380 acoplada a um microscópio (Leica Microsystems) com ampliação de 100X. Os resultados foram analisados estatisticamente (Análise de variância, Holm-Sidak,  $p < 0,05$ ). A média das fendas encontradas foram: controle = 31,63  $\mu\text{m}$ ; grupo I = 45,25  $\mu\text{m}$ , grupo S = 96,14  $\mu\text{m}$ ; grupo MS = 51,20  $\mu\text{m}$ . Nenhuma diferença significativa foi detectada entre o índice e o quadrado modificado ( $P = 0,05$ ).

Del'Acqua et al.<sup>25</sup> (2010) analisaram *in vitro* a precisão dimensional de duas técnicas de moldagem (Transferentes quadrados e Transferentes quadrados jateados e revestidos com adesivo), utilizando polisiloxano de vinil (Express – 3M ESPE) e poliéster (Impregum Soft – 3M-ESPE). Um modelo mestre metálico foi obtido, no qual foram instalados quatro análogos paralelos de mini-pilar cônico (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, Brasil) sobre os quais foi encerado e fundido uma estrutura metálica passiva. Uma moldeira individual de alumínio (com 2mm de alívio) foi encerada e fundida para realização das moldagens. Quatro grupos ( $n = 5$ ) foram avaliados: quadrado + Impregum (SI), quadrado + Express (SE), quadrado + adesivo + Impregum (ASI) e quadrado + adesivo + Express (ASE). A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 N.cm em todos os corpos de prova no análogo A, enquanto as medições das fendas formadas foram feitas nos análogos C e D. Este processo foi repetido no análogo D, anotando-se as medidas dos análogos A e B. Um microscópio de luz foi utilizado para avaliar a adequação da estrutura metálica aos análogos, aferindo o tamanho das fendas

existentes. Os resultados foram analisados estatisticamente e os valores médios das fendas encontradas foram: controle, 31,63  $\mu\text{m}$  (DP 2,16); SI, 38,03  $\mu\text{m}$  (DP 9,29); ASI, 46,80  $\mu\text{m}$  (DP 8,47); SE, 151,21  $\mu\text{m}$  (DP 22,79) e ASE, 136,59  $\mu\text{m}$  (DP 29,80). Nenhuma diferença significativa foi detectada entre SI, ASI e controle. Não foi observada diferença significativa entre as técnicas de SE e ASE. Assim, dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que a moldagem com Impregum Soft apresentou melhores resultados e a técnica de moldagem não influenciou na precisão.

Hariharan et al.<sup>35</sup> (2010) compararam a precisão de modelos obtidos a partir da técnica da moldeira aberta com transferentes esplintados e não-esplintados através da moldagem de um modelo mestre acrílico com quatro réplicas de implantes (Nobel ReplaceSelect) instalados na região anterior de uma mandíbula desdentada. As moldagens foram realizadas com poliéster (Impregum Penta, 3M ESPE). Foram obtidos quatro diferentes grupos: G1 – Moldeira aberta com transferentes quadrados sem união; G2 – Moldeira aberta com transferentes quadrados unidos com resina acrílica (PatternResin, GC AmericaInc), aguardados 4 minutos, seccionada e realizado a reunião; G3 – Material para registro de mordida (ImprintBite, 3M ESPE); G4 – Material para registro de mordida (Ramitec, 3M ESPE). Foram realizadas quatro moldagens para cada grupo e os modelos foram obtidos com gesso tipo IV (Ultrarock, Kalabhai). Diferenças lineares das distâncias interimplantes nos eixos x, y, e z e as diferenças de inclinações interimplantes no eixo z foram aferidos através de uma ponta de medição de coordenadas (Spectra Series 5.6.4, Accurate). As distâncias interimplantes apresentaram variações significativas em todos os grupos ( $p = 0,043$ ). Embora todos os modelos obtidos fossem estatisticamente diferentes do controle, a técnica de moldeira aberta com transferentes quadrados unidos com material de registro de mordida foram os mais precisos (G3), seguidos dos unidos com resina acrílica (G2).

Mostafa et al.<sup>56</sup> (2010) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de transferência em um modelo mestre mandibular, produzido em poliuretano, com quatro implantes instalados na área interforaminal. Foram obtidos seis grupos amostrais: G1 – Moldeira fechada com polivinilsiloxano (Imprint II Garant Monophase, 3M ESPE); G2 – Moldeira fechada com poliéster (Impregum F,

3M ESPE); G3 – Moldeira aberta com transferentes sem união com polivinilsiloxano; G4 – Moldeira aberta com transferentes sem união com poliéter; G5 – Moldeira aberta com transferentes unidos com resina acrílica e moldado com polivinilsiloxano e G6 - Moldeira aberta com transferentes unidos com resina acrílica e moldado com poliéter. Foram produzidos 10 corpos de prova para cada grupo amostral em gesso tipo IV. Um microscópio (Carl Zeiss – precisão de +/- 0.002 mm), foi utilizado para aferir as distâncias lineares entre os implantes. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as técnicas de moldeira aberta esplitadas e não esplitadas ( $p > 0,05$ ), assim como não houve diferenças estatisticamente significantes entre os dois materiais de moldagem utilizados. Observou-se que a técnica de moldeira fechada com vinil siloxano foi superior a moldeira fechada com poliéter e à moldeira aberta com transferentes sem união com poliéter ( $P < .05$ ).

Del'Acqua et al.<sup>25</sup> (2010) compararam in vitro a precisão dimensional de duas técnicas de moldagem para próteses implantossuportadas: Transferentes unidos com Duralay (D) e Transferentes unidos com fragmentos metálicos e duralay (M). Um modelo mestre metálico foi obtido, no qual foram instalados quatro análogos paralelos de mini-pilar cônico (Conexão Sistema de Próteses – Brasil) sobre os quais foi encerado e fundido uma estrutura metálica passiva. O material de moldagem utilizado foi o Vinil polisiloxano (Express – 3M ESPE) e uma moldeira metálica perfurada. Dois grupos (D e M) foram testados ( $n = 5$ ). A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 N.cm em todos os corpos de prova no análogo A, enquanto as medições das fendas formadas foram feitas nos análogos C e D. Este processo foi repetido no análogo D, anotando-se as medidas dos análogos A e B. Foram realizadas 60 leituras utilizando um software que recebia as imagens de uma câmera de vídeo (JVC, 0.5-inch charge-coupled distributor, model TK-C1380 acoplada a um microscópio (Leica Microsystems) com ampliação de 100X. Os resultados foram analisados estatisticamente (Teste t). Os valores médios das fendas encontradas entre os análogos e a estrutura metálica foram: controle =  $32\mu\text{m}$  (DP 2), grupo D =  $165\mu\text{m}$  (SD 60), e do grupo M =  $69\mu\text{m}$  (SD 36). Houve uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos D e M ( $P \leq 0,001$ ). Desta forma e em virtude das limitações deste estudo, pode-se sugerir que o métodos mais preciso de moldagem

foi observado no grupo que apresenta transferentes quadrados unidos com metal e resina duralay.

Jo et al.<sup>42</sup> (2010) realizaram um estudo in vitro que comparou duas técnicas de moldagens (Moldeira Aberta e Moldeira Fechada), com transferentes longos de 15 mm para moldeira aberta e de 14 mm para moldeira fechada e transferentes curtos de 11 mm, na moldagem de implantes dois implantes (Osstem GS III, Korea) paralelos e um implante com inclinação mesial de 10° em relação ao adjacente. As moldagens foram realizadas com vinil siloxano em moldeira plásticas (Lightplast, DreveDentamid, Germany), adaptadas ao dispositivos mestre, adesivo para moldeira (VPS TrayAhesive, 3M ESPE, Germany); o material leve (Imprint III, 3M ESPE, Germany) foi injetado ao redor dos transferentes e o material denso (Imprint III, PentaTM, 3M ESPE, Germany) acomodado na moldeira e realizada a moldagem. Foram produzidos 10 moldagens para cada grupo avaliado. Não foi observado diferença estatisticamente significativa com relação ao comprimento dos transferentes. A técnica de moldeira aberta produz modelos mais precisos que a técnica de moldeira fechada. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo de implantes paralelos e o grupo de implantes inclinados mesial.

Papaspyridakos et al.<sup>62</sup> (2011) avaliaram in vitro a precisão de duas diferentes (Impregum - 3M ESPE), os modelos foram produzidos com gesso tipo IV (Silky-Rock, Whip Mix) sob espatulação à vácuo. Todos os pacientes foram definitivamente reabilitados com uma infraestrutura fabricada em zircônia. A precisão do ajuste de cada prótese foi avaliada indiretamente através de análise clínica e radiográfica, onde a infraestrutura era parafusada por apenas um parafuso, seguido da obtenção de radiografias paralelas a um cone longo e panorâmicas. As análises das fendas foram realizadas por dois examinadores que não participaram do tratamento. Houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo ferulizado e o não ferulizado ( $p < 0.05$ ). Das 13 infraestruturas obtidas a partir dos transferentes ferulizados, 12 apresentaram-se com ajuste clínico preciso. Apenas 6 das 13 infraestruturas obtidas a partir de transferentes não ferulizados mostraram-se precisas.

Lee et al.<sup>47</sup> (2011) avaliaram a estabilidade dimensional de cinco diferentes métodos de união dos transferentes na moldagem de implantes múltiplos. Transferentes quadrados foram unidos com diferentes materiais: G1 – Resina

autopolimerizável (PatternResin, GC America Inc.), seccionada após 24 horas e reunida; G2 – Resina autopolimerizável (PatternResin, GC America Inc.) 17 minutos antes do procedimento de moldagem; G3 – Gesso de impressão (Snow-White plaster no.2; Kerr, Romulus, MI, USA), sobre o gesso foi aplicado adesivo e em seguida uma moldagem secundária realizada com poliéter (Impregum Penta, 3M ESPE); G4 – Gesso de impressão (Snow-White plaster No.2; Kerr, Romulus, MI, USA) sobre fio dental; G5 – Material para registro de mordida, VPS (Blu-Mousse; ParkellBio-Materials, Farmingdale, NY, USA). As moldagens foram realizadas com poliéter (Impregum Penta, 3M ESPE), exceto para o grupo G5 que foi utilizado vinil siloxano (Dimensio Penta H, 3M ESPE). Foram obtidos cinco moldes para cada grupo avaliado. Uma máquina de aferição de coordenadas (StratoBright 710, Mitutoyo) associada a um CNC foi utilizado para determinar alterações nos eixos x, y e z, com precisão de 0,0001 mm. G1 apresentou melhor precisão, seguido por G3 e G4. G2 e G5 mostram distorções relativamente maiores aos outros grupos. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos G3, G4 e G5 no eixo x, grupos G2, G3 e G4 no eixo y e grupos G1, G3, G4, G5 no eixo z ( $p < 0,0001$ ).

Papaspyridakos et al.<sup>61</sup> (2012) compararam in vitro a precisão tridimensional (3D) de moldagens com transferentes ferulizados e não ferulizados, tendo como controle jigs de verificação utilizados intraoralmente nos pacientes tratados e avaliaram o nível máximo de desajuste detectável clinicamente. A hipótese nula de que não haveria nenhuma diferença significativa na precisão dos moldes gerados com as diferentes técnicas de moldagem. Foram técnicas de moldagem de implantes, ferulizados e não ferulizados, a partir de moldagens realizadas em pacientes que receberam próteses totais fixas. Foram realizadas moldagem em 12 pacientes desdentados (13 arcos desdentados). Todos os pacientes foram submetidos a cirurgia guiada por computador CAD/CAM. Foram gerados dois moldes diferentes para cada arcada moldada, um a partir de transferentes unidos com fio dental e resina acrílica fotopolimerizável (Triad Gel – Dentsply) e outro com transferentes sem união. As moldagens foram realizadas com moldeiras de estoque plásticas e Poliéter incluídos 12 moldes realizados em mandíbulas edêntulas submetidas a cirurgia guiada CAD / CAM e reabilitadas com próteses totais fixa em zircônia. As moldagens foram realizadas com moldeiras de

estoque plásticas (Dentsply, Milford, DE, USA). G1 – Transferentes ferulizados unidos com fio dental e resina acrílica fotopolimerizável (Triad gel, Dentsply); G2 – Transferentes sem união. As moldagens foram realizadas com Poliéter (Impregum - 3M ESPE) e os modelos foram produzidos com gesso tipo IV (Silky-Rock, Whip Mix) sob espatulação à vácuo. Foram realizadas aquisições ópticas (IScanImetric 3D, Switzerland) e imagens digitalizadas das coordenadas (x, y e z) dos implantes para cada molde. Foram observadas diferenças significativas no eixo-x, eixo y e 3-D, entre os grupos I e II ( $p < 0,05$ ), mas não em relação à vertical do eixo z ( $p > 0,05$ ). As discrepâncias encontradas no plano 3D puderam ser confirmadas clinicamente. G1 gera modelos mais precisos e a hipótese nula foi rejeitada.

Del'Acqua et al.<sup>24</sup> (2012) avaliaram in vitro a precisão de duas técnicas de moldagem de transferência (Transferentes cônicos e Transferentes quadrados unidos). O material de moldagem utilizado foi o Vinil polisiloxano (Express – 3M ESPE) e dois tipos de moldeira (Plástica e Metálica). Foram utilizadas duas moldeiras plásticas (Morelli nº 7, Dental Morelli Ltda, Sorocaba, SP, Brazil) e duas moldeiras metálicas (Tecnodent nº1-4, Tecnodent Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brazil). Foi utilizado o adesivo (3M-ESPE) para retenção do material de moldagem nos grupos que utilizaram moldeira plástica. Quatro grupos experimentais (n=5) foram avaliados: TM – Transferentes cônicos/Moldeira metálica; SM – Transferentes quadrados unidos com metal e resina Duralay(Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL)/Moldeira metálica; TP – Transferentes cônicos/Moldeira Plástica e SP – Transferentes quadrados unidos com metal e resina Duralay (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL)/Moldeira Plástica. A técnica do vazamento com tubos de Látex e gesso tipo IV (Vel-Mix, Kerr Corporation, Orange, CA, EUA), foi realizada duas horas após o ato de moldagem sob espatulação mecânica a vácuo (Turbomix, EDG Equipamentos, São Carlos, Brasil). A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 N.cm em todos os corpos de prova no análogo A, enquanto as medições das fendas formadas foram feitas nos análogos C e D. Este processo foi repetido no análogo D, anotando-se as medidas dos análogos A e B. Foram realizadas 60 leituras utilizando um software que recebia as imagens de uma câmera de vídeo(JVC, 0.5-inch charge-coupled distributor, model TK-C1380 acoplada a um microscópio (Leica Microsystems) com ampliação de 100X. Os dados foram analisados

estatisticamente (ANOVA, Onw-way/Kurskal-Wallis/método de Dunn,  $p < 0,05$ ). Os valores médios das fendas encontradas foram: Modelo Mestre (controle) =  $32\mu\text{m}$  (SD 2); TM =  $44\mu\text{m}$  (SD 10), SM =  $69\mu\text{m}$  (SD 28), TP =  $164\mu\text{m}$  (SD 58); SP =  $128\mu\text{m}$  (SD 47). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre o controle, TM e os grupos SM e entre os grupos TP e SP. ( $P > 0,05$ ). Dessa forma, nas condições deste estudo, as seguintes conclusões podem ser tiradas: Resultados estatisticamente semelhantes foram obtidos com as moldagens realizadas com transferentes cônicos e com transferentes quadrados unidos quando utilizado material de alta viscosidade (Putty - Express – 3M ESPE). A rigidez da moldeira de estoque metálica garante melhores resultados que a moldeira plástica.

Al Quran et al.<sup>2</sup> (2012) avaliaram a precisão de três técnicas de impressão em relação à adaptação passiva da prótese. Um modelo edêntulo de maxilla duplicado em resina epóxica (Meliodent, HeraeusKulzer), onde foram instalados e fixados, com resina acrílica (Meliodent), quatro implantes dentários. Três técnicas foram testadas: G1 – moldeira aberta com transferentes sem união; G2 – moldeira aberta com transferentes unidos com fio dental e resina acrílica (PatternResin, GC America); G3 – moldeira fechada, transferentes cônicos. Foram realizadas 15 moldagens com moldeiras acrílicas individualizadas para cada grupo, com poliéter de consistência média (Impregum Penta, 3M ESPE). Os modelos foram obtidos com gesso tipo IV (Elite Rock Thixotropic, Zhermack), sob espatulação à vácuo. As distâncias entre os implantes foram medidos usando um micrómetro digital (Mitutoyo – resolução  $0,001\text{mm}$ ). Os dados foram analisados estatisticamente (ANOVA e teste t uma amostra) com um intervalo de confiança de 95%. O melhor resultado foi obtido pela técnica da moldeira aberta com transferentes ferulizados. No entanto os autores observam que as discrepâncias obtidas em todos os grupos analisados foram inferiores a  $100\mu\text{m}$  e justifica, de acordo com as definições atuais de ajuste passivo, que todas as técnicas abordadas seriam clinicamente aceitáveis.

Chang et al.<sup>17</sup> (2012) mostraram que não houve diferenças significativas em nenhuma das medições no plano horizontal dos modelos entre as técnicas de moldagem. Este estudo in vitro, os autores compararam a precisão de modelos confeccionados a partir de três diferentes técnicas de moldagem (moldeira fechada, moldeira aberta com transferentes unidos e moldeira aberta com transferentes não unidos) para a confecção de próteses sobre múltiplos implantes. Vinte grupos

experimentais foram formados através da combinação das seguintes condições: três técnicas de moldagem, dois diferentes materiais de moldagem (Impregum Penta Soft, 3M ESPE e Imprint II Garant, 3M ESPE) e dois tipos de gesso (Microstone, Whipmix e Resin Rock, Whipmix).

Segundo Hinckfuss et al.<sup>37</sup> (2012) o guia multifuncional é utilizado tanto nas fases de planejamento / instalação de implantes e como durante os procedimentos de moldagem. O guia multifuncional, na fase de planejamento / instalação fornece mais precisão e segurança para instalação dos implantes com um posicionamento e inclinação correta, especialmente em casos de dentistas menos experientes. Na fase de moldagem, o guia funciona como uma moldeira personalizada além de servir como registro interoclusal determinando a dimensão vertical, diminuindo a quantidade de secções clínicas necessárias para a finalização da prótese.

Baig<sup>10</sup> (2014), considerando o procedimento de moldagem de transferência de implantes fundamental para se obter uma prótese passiva, revisou a literatura científica sob diferentes aspectos. O autor avaliou trabalhos entre os anos de 1990 e 2012. Após aplicar os critérios de exclusão, cinquenta e nove trabalhos foram selecionados, sendo que três clínicos e todos os demais estudos laboratoriais. Segundo o autor, quinze estudos compararam silicone de adição e poliéter. Desses, onze não acharam diferenças entre os dois materiais. Trinta trabalhos avaliaram a eficiência da esplintagem dos transferentes, dos quais treze consideraram melhor esplintar e outros treze não acharam diferenças entre esplintar ou não os transferentes. Dos vinte e cinco trabalhos que compararam transferentes de moldeira fechada e moldeira aberta, doze consideraram moldeira fechada superior e onze não acharam diferenças entre ambos. Doze estudos avaliaram a influência da inclinação de implantes e acharam diferenças estatisticamente significantes com inclinações entre 20 e 25 graus e sem diferenças estatisticamente significantes com inclinações entre 5 e 15 graus para a maioria dos trabalhos, exceto dois. O autor concluiu que: silicone de adição e poliéter são os materiais de eleição para moldagem de transferência de implantes; a evidência para esplintar é fraca e os resultados de esplintar e não esplintar se equivalem; transferentes para moldeira fechada são mais eficientes; implantes com inclinações entre 20 e 25 graus interferem na precisão da transferência.

## **PROPOSIÇÃO**

### **Geral**

O presente estudo teve por objetivo analisar “in vitro” a precisão de diferentes métodos de moldagem utilizando diferentes desenhos de guia multifuncional em reabilitações protéticas sobre implantes inclinados instalados em modelo anatômico metálico de maxila desdentada. (conceito “All- on-4”).

### **Específica**

- Comparar o efeito da utilização de diferentes técnicas de união dos transferentes na moldagem em prótese sobre implantes sobre a exatidão global dos modelos totais de gesso;
- Comparar o efeito da utilização de dois desenhos de guia multifuncional utilizados na moldagem em prótese sobre implantes sobre a exatidão dos modelos totais de gesso;

## MATERIAL E MÉTODO

### Confecção do Modelo Mestre

Um modelo de gesso de uma maxila edêntula com altura e espessura de rebordo normal (Figura 1) foi utilizado para gerar, pela técnica de fundição por cera perdida, um modelo metálico de latão (Figuras 2 e 3). Nesse modelo metálico foram realizadas perfurações de 4.1 mm em torno mecânico de precisão e instalados implantes de plataforma regular e hexágono externo (Conexão – São Paulo - Brasil), sendo duas perfurações paralelas na região correspondente aos caninos e duas inclinações em 45° na região posterior à fossa canina (simulando uma reabilitação fundamentada no conceito “All-on-4”).

Figura 1 – Modelo de maxila com alívio nas regiões retentivas e réplica em cera para inclusão.



Figura 2 - Esquema do modelo anatômico. Vista em perspectiva das inclinações dos implantes.

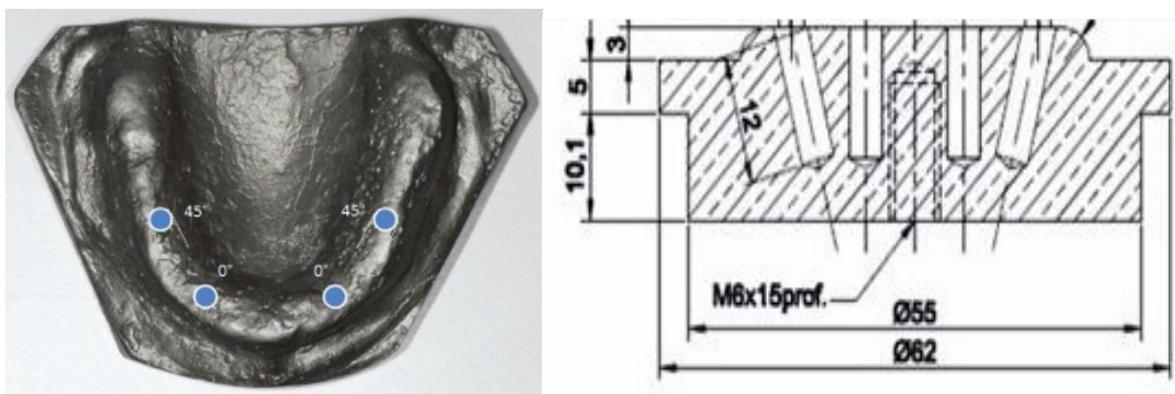
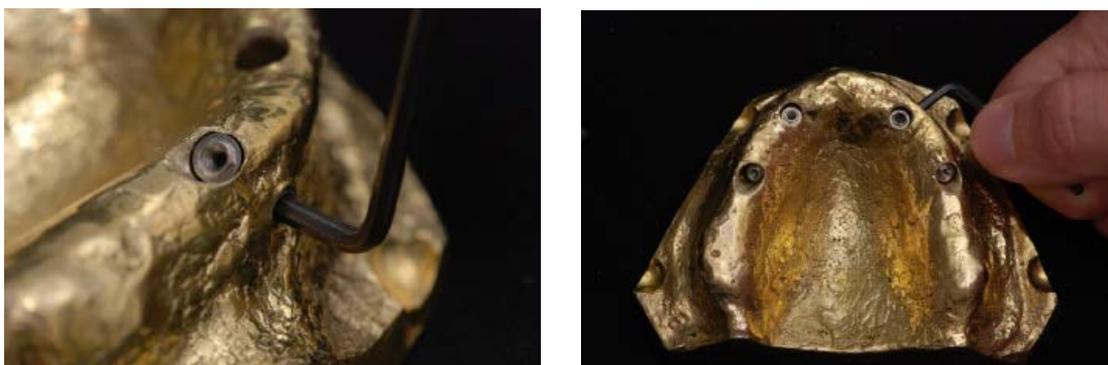


Figura 3 – Modelo metálico, vista oclusal, implantes posicionados e fixados lateralmente com parafuso Allen.



Sobre os implantes anteriores de 13 mm de comprimento foram instalados intermediários (Micro-Unit) com cinta de 3 mm do mesmo sistema dos implantes (Conexão – São Paulo - Brasil), e sobre os implantes posteriores de 15 mm de comprimento foram instalados intermediários (Micro-Unit) com cinta 3 mm e angulados em 30°. Todos os intermediários receberam um torque de 20 N.cm conforme recomendado pelo fabricante (Figura 4). Sobre os componentes intermediários foi confeccionada uma estrutura metálica em Cr-Co. A barra foi encerada sobre cilindros calcináveis com base de Cr-Co pré-fabricados do mesmo sistema dos implantes (Figura 5). Após a obtenção da barra, o conjunto implante e intermediários (Micro-Unit) foi fixado à barra e, em seguida, foi cimentado nas perfurações do modelo metálico com resina epóxi de alta dureza GY 1109/943 (Hunstsman – Utah – EUA) e ainda parafusados lateralmente na altura do terço médio dos implantes, com parafuso do tipo Allen, para garantir o assentamento passivo da infraestrutura metálica e a estabilidade dos implantes.

Figura 4 – Mini pilares cônicos posicionados”.

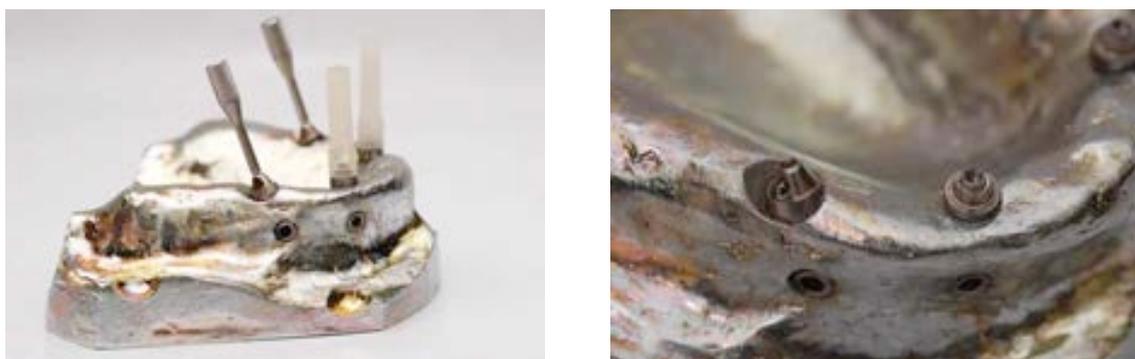


Figura 5 – Infraestrutura metálica posicionada sobre os minipilares cônicos



### Obtenção dos Guias Multifuncionais

O modelo mestre (matriz metálica) foi escaneado pelo Scanner de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas, SP, Brasil) calibrado em 0,2mm para cada traçado da ponta de contato sobre a superfície escaneada (Figura 6). A imagem gerada em arquivo \*.STL a partir dos escaneamentos foi exportada para o programa Bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D, Rhinoceros, USA) servindo de malha para que fosse feito o desenho virtual de dois tipos de guias multifuncionais (com cobertura de palato e com palato aberto) com espessura padronizada de 2,5mm, simulando a conformação de um guia multifuncional utilizado clinicamente (Figura 7). Após o desenho virtual, esses guias foram confeccionados numa máquina de manufatura aditiva que funciona com tecnologia Polyjet, marca Stratasys, modelo Objet350 Connex. O equipamento trabalha com resinas fotopolimerizáveis, depositadas por cabeçote de múltiplos injetores.

Figura 6 – Escaneamento do modelo mestre pelo Scanner de contato



Figura 7 – Tipos de guias multifuncionais (a, b).



a – Guia multifuncional com cobertura palato

b - Guia multifuncional com palato aberto

## Fatores de Variação

### 1. Tipo de guia multifuncional utilizado:

- a. Guia multifuncional com cobertura de palato
- b. Guia multifuncional com palato aberto

### 2. Métodos de união dos transferentes:

- a. Transferentes quadrados sem união
- b. Transferentes quadrados unidos entre si e ao Guia Multifuncional com resina acrílica (Pattern Resin, GC AmericaInc)
- c. Transferentes quadrados unidos entre si com hastes de aço inoxidável e resina acrílica (Pattern Resin, GC AmericaInc), e unidos ao Guia Multifuncional com resina acrílica (Pattern Resin, GC AmericaInc),

### Fixação dos Transferentes Quadrados no Modelo Mestre

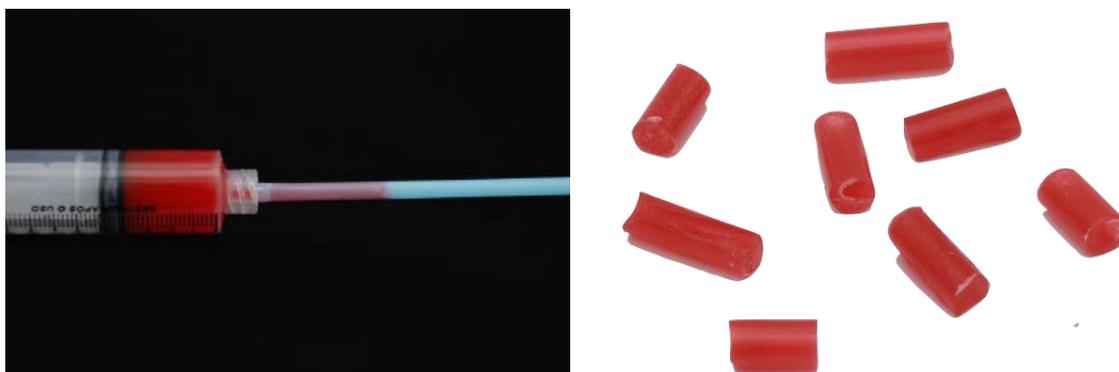
Os transferentes quadrados foram parafusados com a chave digital de hexágono externo de 1,17 mm até sentir-se resistência e então submetidos a torque de 10 N.cm com torquímetro protético manual (Ivanhoe et al.<sup>41</sup>, 1991).

### Produção dos Cilindros de Resina

Cilindros de resina acrílica (Dumbrigue et al.<sup>27</sup>, 2000) foram feitas com resina acrílica (PatternResin, GC AmericaInc) injetada dentro de tubos plásticos com 3 mm de diâmetro (Moon et al.<sup>54</sup>, 1978) com o auxílio de seringa

hipodérmica descartável. Após espera de pelo menos 17 min, o cilindro foi removido do tubo e utilizado somente após 24 horas (Mojon et al.<sup>53</sup>, 1990) (Figura 8).

Figura 8 – Produção dos bastões de resina



### **Descrição do Método de União dos Transferentes (2b)**

No método 2b, para união dos transferentes, foi inicialmente aplicada resina acrílica (Pattern Resin, GC AmericanInc) ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados. Os cilindros de resina acrílica foram seccionados em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre os transferentes quadrados adjacentes. Usando a técnica do pincel, as extremidades dos cilindros de resina foram unidas aos transferentes. Aguardou-se um período de polimerização da resina de pelo menos 17 minutos antes de seu seccionamento e nova união foi realizada<sup>3,40</sup>. Apesar de Ivanhoe et al.<sup>41</sup>, 1991 deixarem 1 mm de espaço entre cada transferente, foi padronizado apenas o espaço criado pelo corte do cilindro de resina com um disco diamantado de dupla face. Possibilitando uma minimização de tensões produzidas pela contração da resina (De La Cruz et al.<sup>20</sup>, 2002). Após o corte, os cilindros foram unidas novamente com resina acrílica, assim como a união do conjunto dos transferentes ao guia multifuncional com resina acrílica, e esperados outros 17 min para realização da moldagem<sup>3,40</sup> (Figura 9).

Figura 9 – Sequência do método de união dos transferentes quadrados com resina acrílica



### Descrição do Método de União dos Transferentes (2c)

Para o método 2c, os transferentes foram unidos entre si inicialmente com cilindros metálicos de aço inoxidável com diâmetro de 2,3 mm (simulando fragmentos de brocas) com cianoacrilato (Super-Bonder - Locitite). Posteriormente, esta união foi reforçada com resina acrílica (Pattern Resin, GC AmericaInc) pela técnica do pincel sendo o conjunto dos transferentes unido ao guia multifuncional também com resina acrílica (Figura 10).

Figura 10 – Diâmetro da haste metálica e sequência do método de união dos transferentes quadrados com haste metálica, cianoacrilato e resina acrílica



## Moldagem

Para realização das moldagens foram utilizados guias multifuncionais prototipados (Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas, SP, Brasi) simulando os guias multifuncionais utilizados clinicamente para moldagem de próteses tipo protocolo.

O material de moldagem utilizado foi o silicone polimerizado por reação de adição Express XT (3M ESPE - Minesota - EUA), nas consistências densa e regular (Figura 11). O material denso foi proporcionado (uma porção de cada massa do silicone denso foi pesado para que fossem utilizados as mesmas quantidades de material em todas as moldagens) e manipulado seguindo as recomendações do fabricante. O silicone de adição regular foi manipulado em ponta de automistura acoplada em dispensador do próprio fabricante (a quantidade de material regular utilizado também foi padronizada para todas as moldagens, utilizando dois clicks do dispensador para cada moldagem). Os primeiros 3,0 cm dessa mistura foram dispensados, garantindo a homogeneidade do material. Devido à incompatibilidade do silicone de adição com o látex<sup>30,33,59, 62</sup>, os silicones densos foram manipulados manualmente por único operador calçando luvas de vinil.

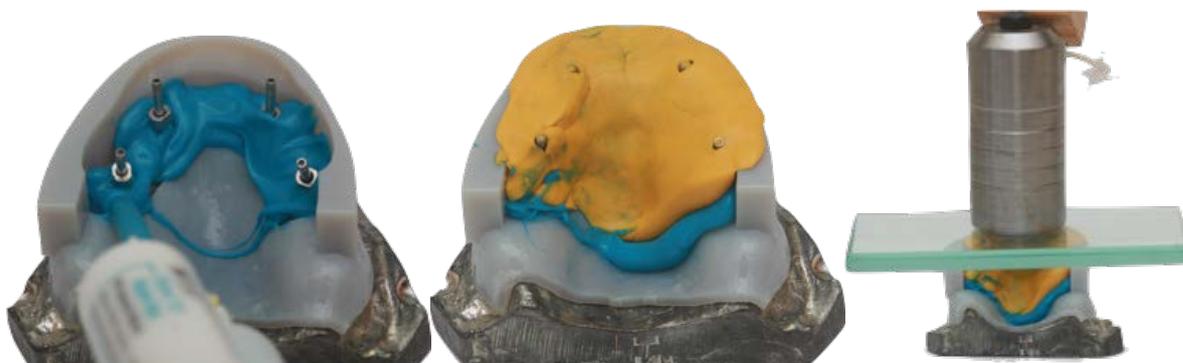
Figura 11 – Silicone de adição regular e densa utilizada para realizar as moldagens



O silicone de consistência regular foi injetado na região de interesse (ao redor dos transferentes unido ao guia multifuncional) e em seguida o material denso foi inserido sobre o material regular com uma leve pressão digital para ajustar o material ao guia multifuncional. Utilizou-se quantidades similares de material de moldagem para obtenção dos corpos de prova. Depois da moldagem, uma massa de 1kg foi colocado sobre o guia para padronizar a pressão em todos

os moldes (Figura 12).

Figura 12 – Moldagem com guia multifuncional



Todos os procedimentos foram realizados com temperatura ambiente controlada ( $23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ ) e umidade relativa de  $50\% \pm 10\%$ . Após o tempo de polimerização do material (7 min), foram esperadas duas horas, a fim compensar o retardo do tempo de polimerização e eliminação de produtos da reação por adição.

### **Obtenção dos Moldes e Modelos**

Foram utilizados dispositivos de plástico pré-fabricados (caixas de aparelho ortodôntico) para padronizar o formato e a quantidade de gesso dos modelos.

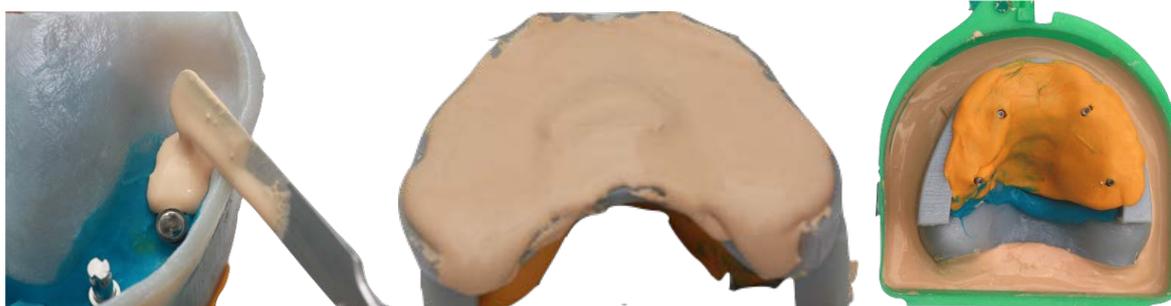
Os parafusos passantes dos transferentes foram desparafusados e em seguida o conjunto guia/matriz separados em movimento único, lembrando que houve previamente uma calibração intra-operador. No molde, os análogos foram aparafusados aos transferentes com chave digital de hexágono externo de 1,17 mm até sentir-se resistência e então submetidos a torque de 10 N.cm com torquímetro protético manual segurando o análogo com um porta agulha para evitar movimentação do transferente dentro do molde (Figura 13).

Figura 13 – Aspecto do molde e instalação dos análogos no mesmo



Após 2 (duas) horas da realização da moldagem, o gesso pedra tipo IV (Fuji Rock EP – América Inc - USA) foi espatulado mecanicamente à vácuo (EDG equipamentos – São Carlos – SP) por 30 segundos e vertido em pequenas porções até o total preenchimento do molde. Após 60 minutos os parafusos passantes dos transferentes foram desparafusados novamente e o conjunto guia/modelo foi separado, proporcionando à obtenção das réplicas da matriz metálica (Figura 14).

Figura 14 – Vazamento de com gesso tipo IV e utilização do dispositivo plástico para padronizar os modelos



Os procedimentos de moldagem e produção dos modelos foram realizados pelo pesquisador 01. Posteriormente o pesquisador 2 codificou todos os corpos de prova sem conhecimento do pesquisador 1, que posteriormente fez a aferição das fendas sem conhecer qual grupo o corpo de prova pertencia. Para cada variável analisada foram produzidos 8 corpos de prova, totalizando 48 modelos. Os modelos obtidos foram armazenados à temperatura ambiente por no mínimo 120 horas (Figura 15).

Figura 15 – Réplica do modelo mestre gesso pedra tipo IV



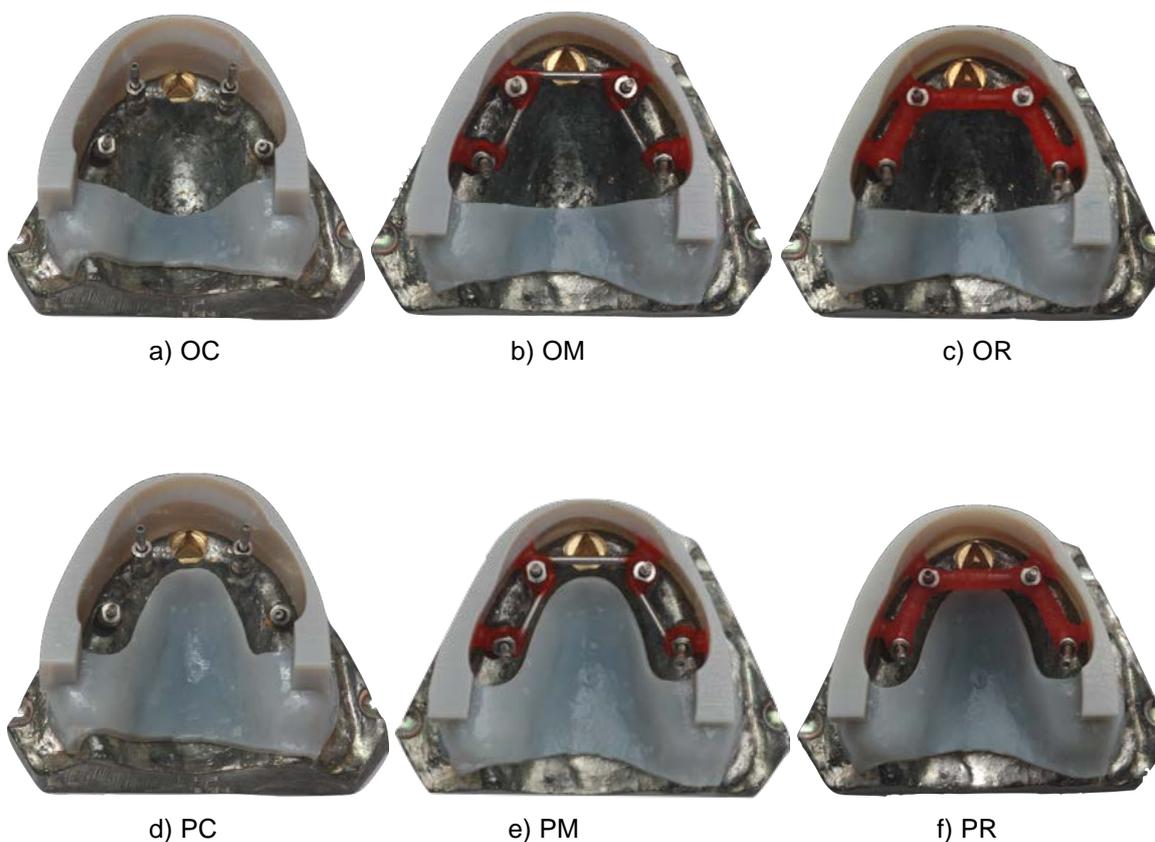
## Grupos Amostrais

No presente estudo foram 6 grupos amostrais no total (Quadro 1), diferenciando entre eles em relação ao tipo de guia multifuncional e método de união dos transferentes (Figura 16).

Quadro 1 - Grupos Amostrais

Grupo (n=8)	Tipo de guia multifuncional	Técnica de união dos transferentes
OC	Guia com palato aberto	Sem união
OM	Guia com palato aberto	Metal + Resina
OR	Guia com palato aberto	Resina
PC	Guia com cobertura de palato	Sem união
PM	Guia com cobertura de palato	Metal + Resina
PR	Guia com cobertura de palato	Resina

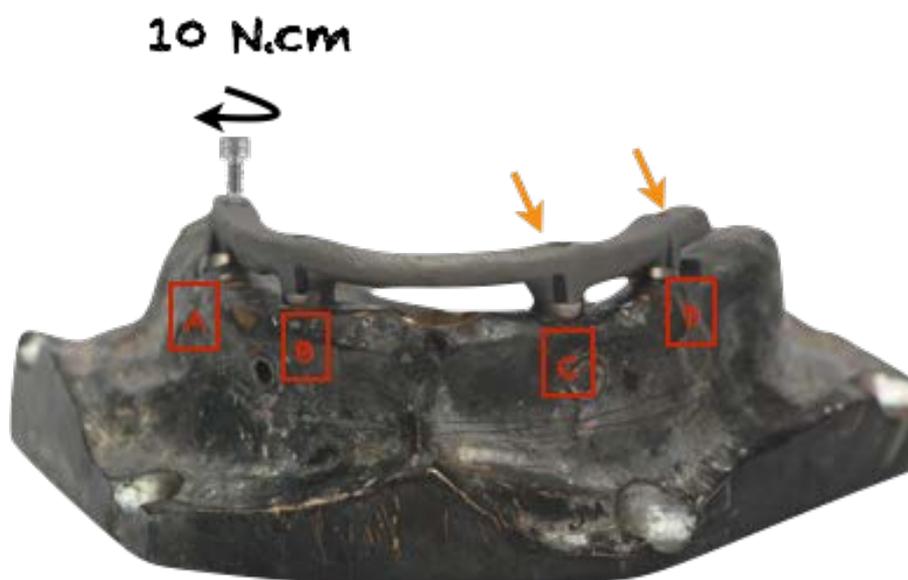
Figura 16 – Exemplificação dos grupos: a) OC; b) OM; c) OR; d) PC; e) PM; f) PR



### Registro dos Desajustes Cervicais (Teste do Parafuso Único)

A estrutura metálica foi parafusada a cada modelo obtido, bem como no modelo mestre (grupo controle) com um parafuso de titânio manualmente até sentir leve torque no análogo A. Em seguida, foi dado um torque de 10 N.cm com torquímetro manual para manter a estrutura em uma posição constante enquanto as medições foram feitas nos análogos contralaterais (C e D). Posteriormente, o parafuso foi retirado do análogo A e parafusado ao análogo D, enquanto o processo de leitura dos desajustes fossem feitos nos análogos A e B<sup>68</sup> (Figura 17). Para cada grupo, um parafuso novo foi utilizado, evitando que o parafuso perdesse a rosca durante o aperto e afrouxamento do mesmo.

Figura 17 – Método de aferição das fendas



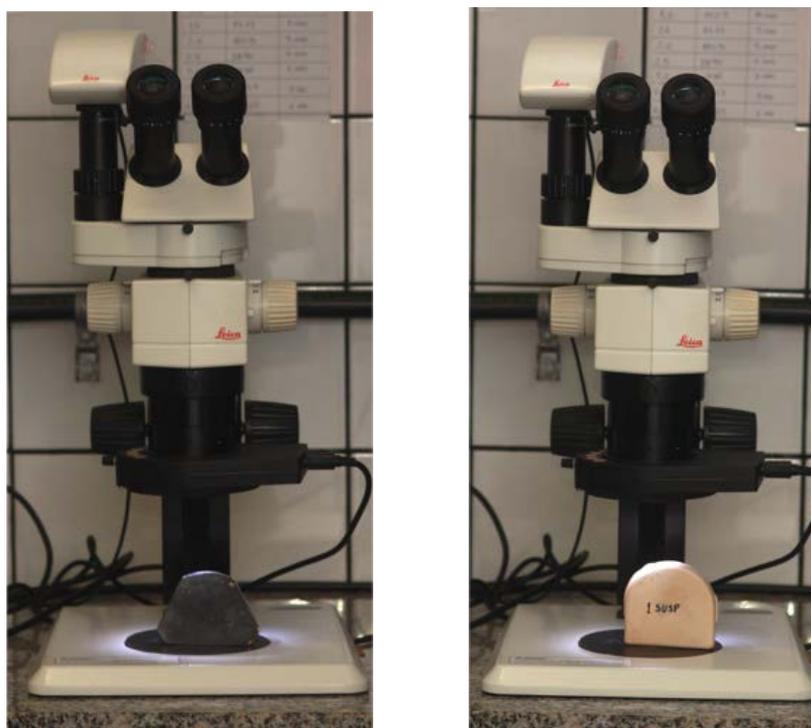
Formaram-se ao todo seis grupos com oito modelos cada, totalizando quarenta e oito modelos e cento e noventa e dois valores de fendas, sendo que os grupos foram obtidos das associações entre diferentes técnicas de moldagens utilizando dois tipos de guias multifuncionais.

O valor médio da fenda do modelo mestre foi calculado pela média de oito medições consecutivas, igualando ao “n” de cada grupo, sendo a estrutura

parafusada novamente antes de cada medição. Deste modo foram obtidos 32 valores de fenda para o modelo mestre.

Foi padronizado o mesmo posicionamento (base posterior do modelo e da matriz apoiada na base da lupa) para realização das medidas, tanto no modelo mestre, como nos modelos de gesso. Garantido que todas as medidas fossem realizadas com a mesma intensidade de luz, com o mesmo ângulo de incidência e com a mesma distância do modelo para a lupa, isso com finalidade de que as medidas fossem obtidas da mesma forma (Figura 18).

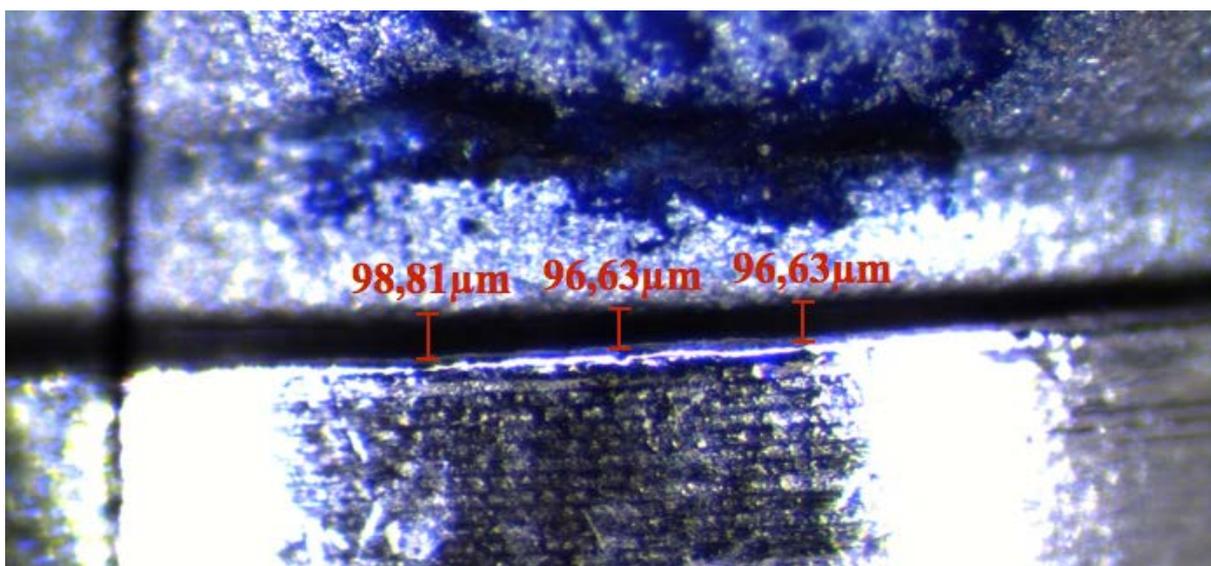
Figura 18 – Posicionamento do modelo mestre e do modelo de gesso na lupa LEICA



Foi utilizada uma lupa LEICA (fabricada em Cingapura) para ampliar (100X) e gravar a imagem da fenda formada entre a estrutura metálica e os análogos. As mensurações das fendas foram por meio do programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltd, Cambridge, England).

Para cada análogo foram realizadas três leituras, uma no centro e duas mais laterais, totalizando 12 leituras por corpo de prova (Figura 19). A média das três leituras encontra-se no Apêndice 1. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística.

Figura 19 – Registro do desajuste cervical (100X)



### Análise Estatística

A partir dos dados obtidos, com o auxílio do programa SigmaStat versão 3.11 (Systat Software, Inc.) e após serem testadas a normalidade (teste de Shapiro-Wilk) e a homogeneidade das variâncias (teste de Levene) para cada comparação a ser feita, teve-se como indicação a aplicação de testes não paramétricos.

O teste não paramétrico utilizado foi o Kruskal-Wallis (Análise de Variância a um critério de classificação). Um nível de significância de 5% foi obedecido para todas as comparações realizadas. Como a Análise de Variância apenas mostra que existe ao menos uma diferença entre os grupos estudados, foi realizado teste complementar para comparações múltiplas aos pares entre as médias (Teste de DUNN), para identificar quais as médias que, tomadas duas a duas, diferem significativamente entre si (pós teste).

## RESULTADO

Os valores médios de desajuste na interface análogo/barra foram:

Modelo Mestre (Grupo Controle) .....	164,47 $\mu\text{m}$
Guia com palato aberto / Sem união (OC) .....	166,39 $\mu\text{m}$
Guia com palato aberto / Metal + Resina (OM) .....	195,46 $\mu\text{m}$
Guia com palato aberto / Resina (OR) .....	172,86 $\mu\text{m}$
Guia com cobertura de palato / Sem união (PC).....	192,30 $\mu\text{m}$
Guia com cobertura de palato / Metal + Resina (PM) .....	191,16 $\mu\text{m}$
Guia com cobertura de palato / Resina (PR) .....	151,84 $\mu\text{m}$

Na Tabela 1 abaixo estão os resultados das comparações feitas após a análise estatística, com os comentários pertinentes.

Tabela 1 - Teste de DUNN aplicado para verificar onde existe diferença estatística na comparação entre as grupos ( $\mu\text{m}$ ). Araraquara, 2015

Grupo	N	Mediana	
Modelo Mestre	32	142.78	B
Guia com palato aberto / Sem união (OC)	32	162.51	AB
Guia com cobertura de palato / Sem união (PC)	32	201.96	AB
Guia com palato aberto / Resina (OR)	32	163.23	AB
Guia com cobertura de palato / Resina (PR)	32	151.61	B
Guia com palato aberto / Metal + Resina (OM)	32	203.04	A
Guia com cobertura de palato / Metal + Resina (PM)	32	194.18	AB
p		<0,001	

Letras iguais indicam igualdade estatística entre os grupos ( $p \geq 0.05$ ).

De acordo com a Tabela 1 nota-se que houve diferença estatisticamente significativa somente entre os grupos Modelo Mestre x OM e PR x OM. Não havendo diferença estatística na comparação dos demais grupos. Comparado com o grupo controle, a técnica de moldagem com Guia com cobertura de palato / Resina (PR) apresentou resultados mais próximos dos resultados encontrados no

Modelo Mestre, e a técnica com Guia com palato aberto / Metal + Resina (OM) apresentou os maiores valores de desajustes cervicais.

## DISCUSSÃO

A prótese tipo protocolo na reabilitação de pacientes edêntulos apresenta aspectos favoráveis em relação à distribuição das cargas oclusais devido ao arranjo poliédrico e à união rígida. Entretanto, seu sucesso está vinculado à confecção de uma união rígida e passiva entre os múltiplos implantes. Essa estabilização confere equilíbrio biomecânico ao sistema prótese-implante, que possui elevado índice de sucesso clínico. Sendo assim, um dos seus principais objetivos é obter infraestruturas metálicas ou cerâmicas que exibam ajuste passivo quando conectada a múltiplos implantes<sup>45, 48, 50</sup>.

No entanto, os procedimentos clínicos e laboratoriais utilizados na fabricação das infraestruturas das próteses tipo protocolo ainda são insuficientes para proporcionar um encaixe absolutamente passivo. Além disso, a necessidade da passividade para a manutenção da osseointegração e o sucesso de implantes é questionável<sup>9, 38, 47, 70</sup>.

Diversas variáveis podem interferir na adaptação da infraestrutura aos implantes em uma reabilitação oral com esse tipo de prótese, como: o material de impressão utilizado, a quantidade de gesso utilizado no vazamento, a inclinação dos implantes, o método de união dos transferentes, a utilização de diferentes tipos de meios (moldeira plástica, moldeira metálica e guia multifuncional) para realizar a moldagem, entre outras<sup>22, 24, 31, 60, 69</sup>. Por essas razões, algumas variáveis foram controladas no presente estudo, garantido a padronização do mesmo, como: a utilização da mesma quantidade padrão de gesso durante o vazamento dos moldes; o uso da mesma quantidade e de único material de moldagem; a utilização de guias multifuncionais prototipados; a mesma pressão de assentamento em todos as moldagens; as leituras realizadas sempre pelo mesmo operador; leitura das fendas sempre pelo mesmo ângulo; a utilização de um novo parafuso para cada grupo, evitando que o mesmo perdesse a rosca.

Muitos autores indicam a necessidade de estabilização dos transferentes para evitar movimentos de rotação durante o aparafusamento do análogo, garantindo que os transferentes se mantenham em posição dentro do molde, gerando então modelos mais precisos<sup>6, 9, 57, 73, 75</sup>. No entanto, este ainda é um ponto controverso na literatura, uma vez que alguns estudos<sup>17, 18, 29, 36, 39,46</sup> não

puderam encontrar diferenças entre moldagens com transferentes unidos e sem união, assim como no presente estudo onde não houve diferença entre as técnicas unidas (OM, OR, PM e PR) quando comparadas com as técnicas sem união (OC e PC). Isso pode ser explicado pelo fato de no presente estudo só ter sido utilizado silicone de adição (nas consistências regular e densa) como material de moldagem, que segundo Morford et al.<sup>55</sup>, em 1986, é considerado mais estável e preciso do qualquer outro material de moldagem a base de borracha, estabilizando os transferentes dentro do molde, gerando modelos com resultados semelhantes.

Um dos principais fatores que podem interferir a qualidade de uma moldagem com transferentes unidos é a contração de polimerização da resina acrílica utilizada para essa união. Um quantidade maior de resina acrílica polimerizando ao mesmo tempo, provoca uma maior contração de polimerização<sup>75</sup>, um dos motivos que explica porque a técnica de moldagem utilizando Guia com cobertura de palato / Resina (PR) foi estatisticamente mais precisa do que a técnica Guia com palato aberto / Metal + Resina (OM). Já que não foi realizado o corte dos cilindros de resina na técnica (OM) para minimizar as tensões provocadas pela contração de polimerização da resina acrílica e o volume de resina acrílica na técnica OM polimerizando ao mesmo tempo foi maior do que na técnica PR. Por isso, a possibilidade de gerar um modelo menos preciso foi maior.

No estudo de Del'Acqua et al.<sup>24</sup> (2012) foi observado que a rigidez da moldeira de estoque metálica garantiu melhores resultados que a moldeira plástica nas moldagens de transferência com silicóna de adição. Assim, esses autores demonstraram que a rigidez da moldeira utilizada na moldagem pode influenciar na exatidão dos modelos sendo um dos motivos que explica o fato da técnica de moldagem Guia com cobertura de palato / Resina (PR) ser superior a técnica Guia com palato aberto / Metal + Resina (OM), já que o guia multifuncional é mais rígido quando comparado com o com palato aberto.

Segundo Al Quran et al.<sup>2</sup> (2012) o desajuste marginal de próteses sobre implantes deve ser clinicamente de até 100  $\mu\text{m}$ . No presente estudo, a fim de assegurar um ajuste passivo, o modelo mestre foi construído a partir de uma estrutura metálica. No entanto, ainda foi observada fenda em média de 142,78  $\mu\text{m}$  e valores de fendas ainda maiores nos grupos experimentais. Esses valores de fenda maiores do que o esperado clinicamente podem ser explicados pelas

imprecisões micrométricas inerentes ao processo de torneamento dos componentes protéticos, pelo método de aferição empregado no estudo (que parafusou a barra em um análogo e as aferições foram feitas nos análogos contralaterais amplifica os valores das fenda) e pelo fato das mensurações dos desajuste dos modelos de gesso serem realizadas a partir de uma barra que já apresentava com uma desajuste considerável no modelo mestre.

Clinicamente, durante a moldagem com guia multifuncional, vários outros fatores podem interferir na qualidade da moldagem que não foram verificados no presente estudo pelo fato de ser *in vitro*, como: a presença de saliva, temperatura mais alta da cavidade oral, tensões da musculatura, dificuldade de injeção do material de moldagem em determinadas regiões, moldagem realizada com o paciente em oclusão. Por isso, estudos clínicos devem ser realizados para avaliar a significância dos resultados obtidos no presente estudo, bem como se as diferenças encontradas terão influência sobre a sobrevida dos implantes/próteses.

## CONCLUSÃO

Dentro das limitações do presente estudo, pode-se concluir que:

- A técnica de moldagem utilizando guia multifuncional com cobertura de palato / Resina (PR) apresenta melhores resultados (modelos mais precisos) do que a técnica de moldagem com Guia multifuncional com palato aberto / Metal + Resina (OM);
- Não houve diferença entre as técnicas de moldagens com transferentes unidos (OM, OR, PM e PR) quando comparadas com as técnicas com transferentes sem união (OC e PC);
- De um modo geral, numericamente todas as técnicas de moldagem apresentaram valores médios de desadaptação cervical maiores do que o observado modelo mestre;

## REFERÊNCIAS\*

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10(6): 387-416.
2. Al Quran FA, Rashdan BA, Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int.* 2012; 43(2): 119-25.
3. Al-Abbas H, Al-Ajmi M, Pipko DJ. A positioning jig to verify the accuracy of implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(1): 115-6.
4. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001; 3(1): 39-49.
5. Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994;14(5):404-19.
6. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(2): 216-22.
7. Assunção WG, Britto RC, Barão Var, Delben, JA, Dos-Santos, PH. Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant Dent.* 2010; 19(2): 167-73.

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

8. Assunção WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*, 2004; 13(4): 358-66.
9. Assuncao WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dent*. 2008; 17(3): 248-56.
10. Baig MR. Multi-unit implant impression accuracy: a review of the literature. *Quintessence Int*. 2014;45(1):39-51.
11. Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WH. Clinical parameters of evaluation during implant maintenance. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(2): 220-7.
12. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*. 1997; 77(1): 68-75.
13. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent*. 2007; 16(2): 187-94.
14. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(1): 90-4.
15. Carr AB, Sokol J. Accuracy of casts produced by the Nobelpharma impression techniques. *J Dent Res*. 1991; 70 (Spec Iss): 290.
16. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(4): 468-75.

17. Chang WG, Vahidi F, Bae KH, Lim BS. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *Int J Prosthodont* 2012;25(1):44-7.
18. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(5):761-8.
19. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent*. 2007; 97(6): 349-56.
20. De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent*. 2002; 88(3): 329-36.
21. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23(2): 226-36.
22. Del'Acqua MA, Chaves AM, Castanharo SM, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. The effect of aprint material rigidity in implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(6): 1153-8.
23. Del'Acqua MA, Chavez AM, Amaral AL, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(4): 771-6.
24. Del'acqua MA, de Avila ED, Amaral AL, Pinelli LA, de Assis Mollo F, Jr. Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(3): 544-50.

25. Del'Acqua MA, Chaves A. M., Compagnoni MA, Mollo JR, FA. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(4): 715-21.
26. Dullabh HD, Sykes LM. The accuracy of three impression transfer techniques for implant supported prostheses. *SADJ*. 2008; 63(8): 460-2.
27. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(1):108-10.
28. Fenton AH. The accuracy of implant impression procedures. *J Dent Res*. 1991; 70 (Spec Iss): 399.
29. Ferreira VF, Barboza EP, Gouvea CV, Bianchini GM, Mussallem F, Carvalho WR. Comparative study of the polyvinyl siloxane technique with resin-splinted transfer copings used for multiple implant abutment impressions. *Implant Dent*. 2012; 21(1):72-6.
30. Francischone CE, Vasconcelos LW, Branemark P. Osseointegration and esthetics - in single tooth rehabilitation. São Paulo: Quintessence; 2000. 206 p.
31. Gennari Filho H, Mazaro, JVQ, Vedovatto E, Assunção WG, Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 – Comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*. 2009; 18(2): 172-6.
32. Goiato MC, Domitti SS, Consani S. Influência dos materiais de moldagem e técnicas de transferência em implante, na precisão dimensional dos modelos de gesso. *JBC j bras odontol clín*. 1998; 2(8): 45-50.

33. Goiato MC, Gennari Filho H, Fajardo RS, Assunção WG, Dekon SFdC. Comparação entre três materiais de moldagem e três técnicas de moldagem de transferência para implantes. *BCI*. 2002; 9(34): 164-8.
34. Gregory-Head B, LaBarre E. Two-step pick-up impression procedure for implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*. 1999; 82(5): 615-6.
35. Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan N. S. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(1): 38-44.
36. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 2000; 83(5): 555-61.
37. Hinckfuss S, Conrad HJ, Lin L, Lunos S, Seong WJ. Effect of surgical guide design and surgeon's experience on the accuracy of implant placement. *J Oral Implantol*. 2012; 38(4): 311-23.
38. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int* 2007; 38(1): 67-73.
39. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(4): 331-6.
40. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1993; 69(5): 503-9.

41. Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1991; 66(3): 410-1.
42. Jo SH, Kim KI, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *J Adv Prosthodont*. 2010; 2(4): 128-33.
43. 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.
44. 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.
45. Khatami AH, Smith CR. "All-on-Four" immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J Prosthodont*. 2008; 17(1): 47-51.
46. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(5):747-55.
47. Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont*. 2011; 3(4): 177-85.
48. Malo P, Nobre Mde A, Petersson U, Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8(4): 223-32.

49. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5(Suppl 1): 29.
50. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7(Suppl 1): S88-94.
51. May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(5): 497-502.
52. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(6): 511-6.
53. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(6): 684-8.
54. Moon PC, Eshleman JR, Douglas HB, Garrett SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 1978; 40(1): 35-8.
55. Morford HT, Tames RR, Zardiackas LD. Effect of vacuum and pressure on accuracy, reproducibility, and surface finish of stone casts made from polyvinyl siloxane. *J Prosthet Dent.* 1986; 55 (4): 466-70
56. Mostafa TMN, Elgendy MNM, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(6): 525-8.

57. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(2): 192-8.
58. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(6): 949-56.
59. Noonan JE, Goldfogel MH, Lambert RL. Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent*. 1985; 10(2): 46-8.
60. Öngül D, Gökçen-Röhlig B, Sermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aust Dent J*. 2012; 57(2): 184-9.
61. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Impl Res*. 2012; 23(6): 676–81.
62. Papaspyridakos P, Lal K, White GS, Weber HP, Gallucci GO. Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(6): 1267-72.
63. 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.
64. Phillips KM. The accuracy of three implant impression techniques: a threedimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(5): 533-40.

65. Pinto JHN, Valle ALd, Scolaro JM, Bonfante G, Pegoraro LF. Estudo comparativo entre técnicas de moldagem para implantes odontológicos. *Rev Fac Odontol Bauru*. 2001; 9(3/4): 167-72.
66. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*. 1997; 78(6): 596-604.
67. Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two implant impression copings. *J Dent Res*. 1991; 70(Spec Iss): 385.
68. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 2000;84(6):602-7.
69. Rutkunas V, Sveikata K, Savickas R. Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2012; 25(5): 512-5.
70. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001; 10(2): 85-92.
71. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(6): 843-8.
72. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1990; 63(4): 444-7.
73. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(2): 186-92.

74. Wostmann B, Rehmann P, Balkenhol M. Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont.* 2008; 21(4): 299-301.
75. Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT, Neto PT. Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(6): 1115-24.
76. Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil.* 1995; 22(8): 661-71.

## APÊNDICE 1

### Registro das Desadaptações ( $\mu\text{m}$ )

#### Modelo Mestre

	A	B	C	D
Modelo 1	136,08	131,38	224,76	141,15
Modelo 2	145,5	143,68	252,54	153,1
Modelo 3	131,38	131,38	236,34	142,24
Modelo 4	148,39	136,08	225,12	123,42
Modelo 5	148,03	132,1	222,95	139,34
Modelo 6	129,21	133,19	226,57	133,91
Modelo 7	148,39	142,96	259,5	134,27
Modelo 8	158,89	135,72	272,89	142,6

#### Guia com palato aberto / Sem união (OC)

	A	B	C	D
Modelo 1	111,84	175,17	202,32	144,77
Modelo 2	149,12	182,41	197,97	169,74
Modelo 3	199,78	268,19	214,29	130,29
Modelo 4	146,58	128,12	123,05	110,03
Modelo 5	161,78	215,35	185,3	111,11
Modelo 6	233,44	184,96	153,46	163,23
Modelo 7	200,87	55,74	149,84	100,98
Modelo 8	100,61	200,51	293,52	159,97

## Guia com cobertura de palato / Sem união (PC)

	A	B	C	D
Modelo 1	144,77	68,04	205,94	81,43
Modelo 2	176,62	234,17	183,86	109,3
Modelo 3	130,3	289,18	235,98	110,39
Modelo 4	134,27	255,88	265,29	126,31
Modelo 5	214,26	216,07	218,24	126,31
Modelo 6	274,7	278,68	242,85	178,79
Modelo 7	176,62	233,8	218,24	178,79
Modelo 8	136,08	269,27	241,04	197,97

## Guia com palato aberto / Resina (OR)

	A	B	C	D
Modelo 1	194,72	145,85	206,30	144,05
Modelo 2	165,40	113,65	195,80	110,03
Modelo 3	116,90	92,65	224,75	109,67
Modelo 4	161,06	141,15	241,40	116,54
Modelo 5	236,34	159,97	195,44	171,55
Modelo 6	158,33	149,39	238,51	141,87
Modelo 7	275,43	205,21	245,38	191,46
Modelo 8	123,05	114,73	264,57	180,24

## Guia com cobertura de palato / Resina (PR)

	A	B	C	D
Modelo 1	152,29	150,92	193,63	96,63
Modelo 2	209,92	181,32	195,80	149,12
Modelo 3	168,66	138,25	124,86	64,43
Modelo 4	169,38	123,42	194,72	110,03
Modelo 5	204,85	128,84	275,43	187,84
Modelo 6	79,26	45,24	131,74	99,53
Modelo 7	178,79	114,73	227,29	165,76
Modelo 8	100,62	93,37	244,30	158,05

## Guia com palato aberto / Metal + Resina (OM)

	A	B	C	D
Modelo 1	240,32	189,65	234,53	166,04
Modelo 2	256,97	207,75	220,77	220,77
Modelo 3	166,12	144,05	225,48	161,06
Modelo 4	213,53	146,58	211	147,3
Modelo 5	210,28	150,2	211,73	165,76
Modelo 6	204,85	149,11	223,31	157,8
Modelo 7	211,36	198,7	275,79	201,23
Modelo 8	218,6	157,07	229,82	179,52

## Guia com cobertura de palato / Metal + Resina (PM)

	A	B	C	D
Modelo 1	207,38	155,27	239,96	182,77
Modelo 2	203,04	178,43	259,14	174,45
Modelo 3	238,38	213,9	200,87	138,98
Modelo 4	203,76	230,91	191,1	106,41
Modelo 5	205,57	153,1	148,03	135,36
Modelo 6	203,04	171,92	273,04	192,91
Modelo 7	206,3	169,02	235,98	171,36
Modelo 8	195,44	156,3	205,57	169,38

Autorizo a reprodução deste trabalho  
(Direitos de publicação reservados ao autor)  
Araraquara, 05 de Março de 2015.

**RAPHAEL FERREIRA DE SOUZA BEZERRA ARAÚJO**