



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



Lívia Amato Conceição Bueno da Silva

**Comparação entre diferentes técnicas de moldagem  
utilizando transferentes específicos para implantes de  
hexágono interno: esquema “*all-on-4*”**

ARARAQUARA

2014



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



Lívia Amato Conceição Bueno da Silva

**Comparação entre diferentes técnicas de moldagem utilizando transferentes específicos para implantes de hexágono interno: esquema “*all-on-4*”**

Dissertação apresentada ao programa de Pós – Graduação em Reabilitação Oral, área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para a obtenção do título de Mestre em Reabilitação Oral.

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

**ARARAQUARA**

**2014**

Lívia Amato Conceição Bueno da Silva

**Comparação entre diferentes técnicas de moldagem utilizando transferentes específicos para implantes de hexágono interno: esquema “*all-on-4*”**

COMISSÃO JULGADORA  
DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof<sup>o</sup>. Dr<sup>o</sup>. Francisco de Assis Mollo Júnior

2<sup>o</sup> Examinador: Prof<sup>o</sup>. Dr<sup>o</sup>. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

3<sup>o</sup> Examinador: Prof<sup>o</sup>. Dr<sup>o</sup>. Gelson Luís Adabo

Araraquara, 10 de março de 2014

**DADOS CURRICULARES**

---

## **DADOS CURRICULARES**

Lívia Amato Conceição Bueno da Silva

Nascimento: 09 de Julho de 1988

Naturalidade: Mococa – São Paulo

Nacionalidade: Brasileira

Estado Civil: Solteiro

Filiação: Welson José Bueno da Silva e Maria Amato Conceição Bueno da Silva

2007 – 2011: Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP

2012 – 2014: Pós – graduação em Odontologia

Área de concentração: Reabilitação Oral

Nível: Mestrado

Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP

"A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu, mas pensar o que ninguém ainda pensou sobre aquilo que todo mundo vê."

(Arthur Schopenhauer)

**DEDICATÓRIA**

---

Dedico este trabalho

Aos meus pais **Welson e Maria**

Ao meu avô **Luiz Fernando Conceição**

simplesmente por tudo o que são e fazem por mim



## **AGRADECIMENTOS**

---

À **Deus** por nunca me desamparar e estar sempre presente...

**Aos meus amores: Welson, Maria e Gabriel,**

Palavras são incapazes de expressar o que sinto por vocês e o quanto sou grata por tudo que sou hoje. Meu maior aprendizado vem de casa, lá que aprendi os valores que realmente importam na vida, lá também aprendi o que é honestidade e acima de tudo o real significado da palavra respeito.

Foram muitas viagens para execução deste trabalho e, muitas vezes, me deparei com o cansaço e mesmo assim nunca deixaram de me incentivar, que valeria a pena, que eu seria capaz... e fui!

Meu muito obrigada a vocês por acreditarem em mim, por darem tanto amor, carinho, companhia e atenção! Sem vocês este trabalho não seria possível... Bi, obrigada por ser um irmão tão presente em minha vida, nossa amizade será eterna!

“O amor dos pais por seu filho é diferente de qualquer outra coisa no mundo. Ele não obedece lei ou piedade, ele ousa todas as coisas e extermina sem remorso tudo o que ficar em seu caminho.” – é o que sinto de vocês Pai e Mãe!

Amo vocês!

**Ao meu avô Luiz Fernando Conceição,**

Meu exemplo de força maior... nunca serei capaz de devolver tudo o que recebi de você, desde minha criação até os ensinamentos sobre a odontologia... o exemplo que quero seguir de profissão, meu maior mestre sem dúvidas!

Aprendi que lutar vale a pena depois das provações que enfrentamos e nessa história o maior lutador é você, que nunca desistiu e agora segue em frente firme e forte, como sempre foi! Obrigada por nos ensinar que viver vale o risco, quando se tem algo em que se acredita! Te admiro infinitamente!

Minha decisão de fazer o mestrado partiu do seu incentivo, portanto cada vez que as dificuldades apareciam era de você que eu lembrava e agora que o grande dia chegou, quero que saiba que esta conquista também é sua!

Te amo!

“Piano piano se va lontano”  
 (“Devagar se vai ao longe”)

Serei eternamente grata...

**Ao meu tio e padrinho Fernando Amato Conceição,**

Nana... obrigada por ter segurado minha mão nos momentos mais difíceis da minha vida! Obrigada também por me ensinar tanto sobre nossa profissão! Hoje você é meu espelho e sou muito grata por ter sua companhia!

Sua imagem pra mim é de um homem calmo e iluminado, que consegue resolver todos os problemas, dividindo-os em pequenas partes... com calma e paciência conseguimos tudo o que desejamos!

Obrigada por tudo!

**Ao Prof. Francisco,**

Ao Prof. Dr. Francisco pela confiança em mim depositada e pela oportunidade cedida. Desde o primeiro dia que cheguei ao departamento fui muito bem acolhida e ao longo de toda a caminhada descobri além de orientador um amigo com o qual sei que posso contar. Obrigada pelos ensinamentos compartilhado comigo, pela oportunidade de expandir meu conhecimento e principalmente pela paciência que possui!

Meus sinceros agradecimentos pela parceria cultivada, jamais esquecerei...

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” na pessoa de sua Diretora **Profª. Drª. Andréa Affonso Barretto Montandon** e da Vice-Diretora, **Profª. Drª. Elaine Maria Sgavioli Massucato**, responsável pela excelente formação que tive e pela estrutura oferecida para confecção desta pesquisa;

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

À **Conexão Sistemas de Prótese** pelo materiais cedidos para que fosse possível a confecção da metodologia do presente estudo.

Aos professores das Disciplinas do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, em especial aos professores **João Neudenir Arioli Filho, Gelson Luís Adabo, Ana Carolina Pero Vizotto e Marco Antônio Compagnoni** pela amizade compartilhada;

Àos meus amigos de trabalho, **Marcelo Antonialli Del’Acqua, Juliano de Alencar Vasconcelos e Sabrina Maria Castanharo** pelo apoio cedido;

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

Aos **funcionários do departamento** de Materiais Odontológicos e Prótese pela forma carinhoso que me recebem;

À minha **avó Cida**, por ser minha segunda mãe e por todo o amor que sempre me deu, obrigada por cuidar de mim;

Às minhas tias **Luciana e Ana Luísa**, pelo companheirismo que sempre tivemos;

À minha prima **Giovana** por estar sempre comigo;

Aos meus **familiares paternos**, mesmo com uma certa distância sempre apoiaram meus estudos;

Às melhores amigas que Araraquara me deu: **Suzane e Lívia Finoti**. Obrigada por tudo o que sempre fizeram por mim, nossa amizade será eterna;

Aos colegas de Pós-Graduação **Samira, Maria Sílvia, Gabriela Giro, Diogo, Norberto, Gabriel, Gabriela Polli, Elaine, Fernanda, Kátia, Miriane e Paula** pela oportunidade da convivência e orientações;

À todos que de uma maneira ou de outra contribuíram para este resultado,

Meus sinceros agradecimentos!

**Lívia**





Silva LACB. Comparação entre diferentes técnicas de moldagem utilizando transferentes específicos para implantes de hexágono interno: esquema “all-on-4” [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014

## RESUMO

O assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na reabilitação oral sobre implantes com carga imediata e na manutenção da osseointegração. Devido à importância da obtenção de passividade no sucesso de reabilitações protéticas sobre implantes, da não observância de consenso sobre as técnicas de moldagens e da ausência de trabalhos que avaliem a moldagem em reabilitações baseadas no conceito “All-on-4”, o presente estudo teve por objetivo analisar “*in vitro*” a precisão de diferentes métodos de moldagem em reabilitações protéticas sobre implantes de **hexágono interno** instalados em um modelo anatômico metálico de maxila desdentada. Foram variáveis do presente estudo a **técnica de moldagem** (Aberta, Fechada e Index) e os **métodos de união dos transferentes** (transferentes cônicos sem união, transferentes quadrados Inteligentes unidos com bastões de resina Pattern pré-fabricados e transferentes quadrados Inteligentes unidos com bastões metálicos, cianoacrilato e resina Pattern). Após a obtenção dos moldes (Express<sup>TM</sup> XT 3M/ESPE), foram produzidos quarenta modelos (4 grupos; n=10) sob espatulação mecânica à vácuo com gesso tipo IV (Fuji-Rock EP). Uma estrutura metálica confeccionada sobre o modelo mestre com assentamento passivo foi parafusada nos modelos obtidos, no análogo **A** enquanto foram feitas medições nos análogos **C** e **D** e quando parafusada no análogo **D** as medições foram feitas nos análogos **A** e **B**, por um programa (Leica QWin) que recebeu as imagens de uma câmara de vídeo acoplada a uma lupa Leica (100X). Houve diferença significativa nas comparações entre as técnicas de moldagens e o modelo mestre, exceto para o grupo **Quadrado Inteligente / Metal + Pattern (G2)** com fenda média de 65 µm, sendo estatisticamente semelhante ao modelo mestre (60 µm). O grupo **Index (G4)** apresentou as menores desadaptações (38 µm).

Palavras-chave: Implante dentário, Prótese dentária, Materiais dentários

**ABSTRACT**

---

Silva LACB. Comparison of different molding techniques using specific transferents for internal hexagon implants: "*all-on-4*" scheme [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014

## **ABSTRACT**

The passive fit is one of the most important prerequisites in oral rehabilitation on implants with immediate loading and maintenance of osseointegration. Due to the importance of obtaining passivity in the success of prosthetic rehabilitation on implants, the failure of consensus on the techniques of molding and the absence of studies that evaluate the molding rehabilitation based on the concept "All-on-4", the present study aims to analyze "in vitro" the accuracy of different methods of forming prosthetic rehabilitation in internal hexagon implant anatomical model installed in a metal jaw toothless. Variables in this study are the molding technique (Open, Closed and Index), transfer methods (conical transfer - no union and Intelligent square transfer), as well as methods of union of Intelligent square transfer (united Pattern resin sticks to prefabricated and joined together with metal sticks with cyanoacrylate resin and Pattern). After obtaining the molds (Express<sup>TM</sup> 3M/ESPE XT), forty models will be produced (4 groups; n=10) under mechanical vacuum mixing with type IV gypsum (Fuji-Rock EP). A metal structure fabricated on the master model with passive fit was screwed in the models obtained, on **A** analogue while measurements were made on analogs **C** and **D** and when screwed into analog **D** measurements were made in analogues **A** and **B**, by a program (Leica QWin) that received the images from a video camera coupled to a Leica (100X) loupe. There were significant differences in the comparisons between the techniques of molding and the master model, except for the **Smart Square / Metal + Pattern (G2)** with gap 65  $\mu\text{m}$ , which behaved statistically similar to the master model group (60  $\mu\text{m}$ ). The **Index** group (**G4**) presented the less desadaptations (38  $\mu\text{m}$ ).

Keywords: Dental implant, Dental prosthesis, Dental materials

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

---

## LISTA DE ABREVIATURAS

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

## SUMÁRIO

---

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	25
2 REVISÃO DA LITERATURA .....	29
3 PROPOSIÇÃO .....	42
4 MATERIAL E MÉTODO .....	44
4.1 Obtenção do modelo mestre .....	46
4.2 Métodos de união dos transferentes.....	49
4.3 Moldagem.....	52
4.4 Produção dos modelos.....	53
4.5 Registro dos desajustes verticais .....	55
4.6 Forma de análise dos resultados.....	56
5 RESULTADO.....	57
6 DISCUSSÃO.....	61
7 CONCLUSÃO.....	67
8 REFERÊNCIAS .....	69
9 APÊNDICE.....	76





## 1 INTRODUÇÃO

O assentamento passivo de uma prótese implanto-suportada é fundamental para o sucesso de uma reabilitação oral<sup>42</sup> pois, diferentemente das próteses em dentes naturais, as sobre implantes, devido à ausência de ligamento periodontal, irão transmitir 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. É fundamental que tanto o osso como os implantes não sejam submetidos a forças além daquelas que estão aptos a receber. Sendo o titânio mais rígido e resistente que o osso, é mais provável que uma possível falha ocorra no osso ou na união do osso com o titânio<sup>57</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>8, 11, 61</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>53</sup>, mostrando o quanto é crítica esta etapa<sup>50</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.

Os implantes orais foram desenvolvidos inicialmente para pacientes edêntulos, no intuito de substituir uma prótese total removível por uma prótese fixa.

No entanto, vêm sendo bastante utilizados com o propósito de melhorar a retenção e estabilidade de próteses totais<sup>28</sup>, bem como na substituição de elementos isolados.

Alguns trabalhos na literatura comprovaram a eficiência da biomecânica da reabilitação total suportada por quatro implantes: Maló et al.<sup>40</sup> (2003) propuseram um protocolo para a reabilitação da mandíbula edêntula chamado conceito “*All-on-4*”, com carga imediata utilizando próteses totais em acrílico. Maló et al.<sup>39</sup> (2005) estudaram um protocolo para carga imediata sobre quatro implantes (“*All-on-4*”, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) para próteses fixas na maxila. Maló et al.<sup>38</sup> (2006) investigaram a influência de um novo desenho de implante (Nobel speedy) na reabilitação de maxilas edêntulas segundo o sistema “*All-on-4*”. Khatami, Smith<sup>36</sup> (2008) relataram um caso clínico no qual utilizaram a metodologia “*All-on-4*” introduzindo uma estrutura metálica de reforço torneada por sistema CNC (Computer Numeric Control). Nestes trabalhos, evidenciou-se 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. Essas informações consolidam os conceitos biomecânicos utilizados no sistema “*All-on-4*”.

Segundo Aparicio et al.<sup>4</sup> (2001), a utilização de implantes inclinados na maxila, próximo 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.

Atualmente, existem três tipos de plataformas de implantes pelas quais podemos optar, a plataforma de hexágono externo, a de hexágono interno e cone morse.

Em casos de reabilitação da maxila muitas vezes nos deparamos com casos em que são utilizados implantes de hexágono interno, de tal forma que há uma dificuldade clínica de obtenção de modelos de trabalho precisos, na tentativa de buscar um posicionamento fiel desses implantes no modelo de trabalho devido ao emprego de moldeira fechada com o uso de transferentes cônicos.

Fenton et al.<sup>25</sup> (1991), Rodney et al.<sup>53</sup> (1991), Philips et al.<sup>50</sup> (1994), Del'Acqua et al.<sup>19</sup> (2008) e Jo et al.<sup>35</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>34</sup> (1991) descreveram uma técnica com os transferentes quadrados unidos com resina composta fotopolimerizável. Fenton et al.<sup>25</sup> (1991), Assif et al.<sup>5</sup> (1996), Vigolo et al.<sup>59</sup> (2003), Assunção et al.<sup>7</sup> (2004), Naconecy et al.<sup>46</sup> (2004), Del'Acqua et al.<sup>19</sup> (2008), Papaspyridakos et al.<sup>49</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. Sabemos que a indústria (Conexão Sistemas de Prótese) desenvolveu **transferentes quadrados Inteligentes**, que são dispositivos recentemente lançados no mercado, específicos para implantes de hexágono interno, que possibilitam moldagens de implantes múltiplos de hexágono interno com união dos transferentes, que até então só poderiam ser moldados em próteses fixas múltiplas com moldeira fechada (transferentes cônicos).

Dessa forma, devido a importância da obtenção de passividade no sucesso de reabilitações protéticas sobre implantes, da possibilidade de implantes angulados 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 e da ausência de trabalhos que comprovem o desempenho dos **transferentes quadrados Inteligentes**, o presente estudo avaliou “in vitro” a precisão de diferentes técnicas de moldagem, com o emprego destes dispositivos, em reabilitações protéticas sobre implantes de hexágono interno angulados instalados em um modelo anatômico metálico de maxila desdentada uma vez que, utilizando implantes angulados o emprego de transferentes quadrados convencionais unidos impossibilitaria as técnicas de moldagens.



## 2 REVISÃO DA LITERATURA

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>28, 29</sup>.

Riedy et al.<sup>52</sup> (1997) citaram a importância da precisão do assentamento entre a armação protética e implante devido a transferência do stress, biomecânica do sistema de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos hospedeiros na interface biológica.

Sahin, Çehreli<sup>55</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.

Na ausência de passividade é possível a ocorrência de complicações mecânicas como a fratura de pilares intermediários, ruptura do parafuso de fixação do pilar ou fratura da estrutura metálica<sup>47, 62</sup>. Relatam-se ainda complicações biológicas incluindo reação adversa dos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea periimplantar e até plena falência da osseointegração<sup>1, 9, 12, 41, 52</sup>.

No entanto, também deve-se levar em consideração as técnicas de moldagens utilizadas bem como as técnicas de união dos transferentes selecionados. Humphries et al.<sup>32</sup> (1990) concluíram que a técnica com transferentes cônicos é melhor do que a técnica com transferentes quadrados unidos ou não com resina Duralay, em implantes de hexágono externo. Em contrapartida, Fenton et al.<sup>25</sup> (1991), Rodney et al.<sup>53</sup> (1991) e Phillips et al.<sup>50</sup> (1994) concluíram que para testes implantes, a técnica com transferentes quadrados é melhor do que a com transferentes cônicos e Carr, Sokol<sup>14</sup> (1991), Carr<sup>13</sup> (1992), Goiato et al.<sup>27</sup> (1998),

Herbst et al.<sup>31</sup> (2000), Pinto et al.<sup>51</sup> (2001), Goiato et al.<sup>28</sup> (2002) concluíram que são iguais.

Ivanhoe et al.<sup>34</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>25</sup> (1991), Assif et al.<sup>5</sup> (1996), Vigolo et al.<sup>59</sup> (2003), Assunção et al.<sup>7</sup> (2004) e Naconecy et al.<sup>46</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>32</sup> (1990), Spector et al.<sup>58</sup> (1990), Burawi et al.<sup>10</sup> (1997), Goiato et al.<sup>27</sup> (1998), Herbst et al.<sup>31</sup> (2000), Pinto et al.<sup>51</sup> (2001) e Goiato et al.<sup>28</sup> (2002) demonstraram que a união dos transferentes é desnecessária.

Dumbrigue et al.<sup>24</sup> (2000) atestaram que a união dos transferentes com resina acrílica durante os procedimentos de moldagem aumenta a precisão da transferência do relacionamento espacial dos implantes para o modelo mestre. No entanto, distorções podem ocorrer durante o procedimento de esplintagem devido à contração de polimerização da resina. Recomendaram a utilização de barras de resina acrílica pré confeccionadas entre os transferentes para que a quantidade de resina a polimerizar seja pequena, minimizando assim este efeito.

Mojon et al.<sup>43</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 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.

Del'Acqua et al.<sup>20</sup> (2010) apresentaram uma modificação no transferente quadrado, com o acréscimo de resina acrílica no sentido horizontal. Del'Acqua et al.<sup>21</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.

Maló et al.<sup>40</sup> (2003) propuseram um protocolo para a reabilitação simples da mandíbula edêntula em até 2 horas pelo chamado conceito “All-on-4”. Foram instalados 176 implantes em 44 pacientes com carga imediata utilizando próteses em acrílico. Além dos implantes carregados, 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 recente. Cinco implantes carregados 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.

Naconecy et al.<sup>46</sup> (2004) avaliaram a deformação de um 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 poliéter Impregum F. 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 - GC America Inc.); Grupo 2: modelos foram feitos pela técnica direta não esplintada (transferentes quadrados); e Grupo 3: foram fabricados modelos usando a técnica indireta (transferentes cônicos). Concluíram que a técnica direta esplintada foi o método de transferência mais preciso para múltiplos pilares comparada às técnicas direta não esplintada e indireta.

Assunção et al.<sup>7</sup> (2004) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem em implantes angulados associados a diferentes materiais. Uma matriz metálica com quatro implantes com 90°, 80°, 75° e 65° graus em relação à superfície horizontal foi utilizada. 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 moldagem foram empregados: Polissulfeto, Poliéter, Silicone de Adição e Silicone de Condensação. Foi utilizado um projetor de perfil, com precisão de 0,017° para análise da 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 unidos com resina acrílica. Em relação à inclinação dos implantes, concluíram que quanto mais perpendicular for a angulação do análogo em relação à superfície horizontal, mais preciso será o modelo.

Conrad et al.<sup>16</sup> (2007) realizaram um estudo com o objetivo de determinar se existe relação na precisão de moldagens de prótese implanto suportada variando a técnica de moldagem, a angulação 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 ( $90^\circ$ ) em relação ao plano horizontal e os implantes externos tinham  $5^\circ$ ,  $10^\circ$  ou  $15^\circ$  de convergência em relação ao implante central. O grupo controle tinha os 3 implantes paralelos entre si e perpendiculares em relação ao plano horizontal. Cinco moldeiras abertas e cinco moldeiras 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 angulação e o número dos implantes apresentaram diferenças significativas. A interação combinada entre a técnica de moldagem, a angulação dos implantes e o número de implantes não tiveram efeito sobre a precisão da moldagem em comparação com o grupo controle.

Assunção et al.<sup>8</sup> (2008) avaliaram 3 técnicas de 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° em relação à superfície da matriz, instalados aleatoriamente com auxílio de Auto CAD. Os dados foram submetidos a análise de variância e comparados através do teste Tukey ( $p < 0.05$ ). Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos unidos com resina acrílica e com resina composta fotopolimerizável, os quais foram mais precisos que o grupo não unido e com os componentes submetidos a ar-abrasão com óxido de alumínio, que apresentou resultados inferiores.

Khatami, Smith<sup>36</sup> (2008) relataram um caso clínico no qual utilizaram a metodologia “All-on-4” introduzindo uma estrutura metálica de reforço torneada por sistema CNC (Computer Numeric Control). Após o controle clínico de um ano não houve complicações relatadas pelo paciente.

Del’Acqua et al.<sup>19</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 implanto suportadas. 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), espatulado à vácuo. Foi obtido um total de cinquenta modelos, sendo cinco por técnica. A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 N.cm<sup>2</sup> em todos os modelos 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**. Estas medições foram feitas por um programa (Leica QWin) que recebia as imagens

de uma câmara de vídeo acoplada a uma lupa Leica (aumento de 100 vezes). As fendas obtidas foram: modelo Mestre = 31,63  $\mu\text{m}$ ; Index = 27,07  $\mu\text{m}$ ; Cônico / Convencional = 116,97  $\mu\text{m}$ ; Cônico / Látex = 65,69  $\mu\text{m}$ ; Cônico / Duralay = 141,12  $\mu\text{m}$ ; Quadrado / Convencional = 57,84  $\mu\text{m}$ ; Quadrado / Látex = 38,03  $\mu\text{m}$ ; Quadrado / Duralay = 74,19  $\mu\text{m}$ ; Quadrado unido / Convencional = 73,17  $\mu\text{m}$ ; Quadrado unido / Látex = 82,47  $\mu\text{m}$ ; Quadrado unido / Duralay = 104,67  $\mu\text{m}$ . Pode-se concluir que em relação às técnicas estudadas: 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>26</sup> (2009) comparou técnicas de esplintagem na moldagem de transferência de implantes com diferentes angulações. Réplicas de uma matriz metálica (n=24) contendo dois implantes 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; 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 poliéster e as réplicas 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 a análise de variância e ao teste Tukey para comparações ( $p < 0.05$ ). Todos os grupos apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos implantes angulados 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.

Assunção et al.<sup>6</sup> (2010) realizaram um estudo comparativo entre dois

métodos de união de transferentes quadrados na moldagem em próteses implanto-suportadas. Uma matriz metálica com 4 implantes foi utilizada como controle. Os implantes foram posicionados a 90°, 80°, 75° e 65° graus em relação à superfície horizontal da matriz. Os transferentes foram unidos com resina acrílica no grupo 1 (n= 10) e com silicone de condensação no grupo 2 (n= 10). Um programa de computador foi utilizado para aferir as inclinações dos implantes e análogos. Os dados foram analisados estatisticamente e observou-se que houve diferença significativa entre os grupos, implante / inclinações analógicos, 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 / inclinações do análogo, as duas técnicas não diferiram do grupo controle ( $p < 0,05$ ), exceto para 75 graus de inclinação do implante / análogo ( $p < 0,05$ ). Os resultados sugerem que o silicone de condensação não pode ser usado como um material alternativo de união rígida na moldagem de transferência. Além disso, a inclinação do implante pode afetar a precisão da moldagem.

Hariharan et al.<sup>30</sup> (2010) compararam a precisão dos moldes obtidos pela técnica não esplitada e esplitada utilizando diferentes materiais de moldagem. Foram instalados quatro implantes Nobel Replace Select na região anterior de um modelo anatômico de mandíbula obtido em resina acrílica. As impressões foram divididos em quatro grupos: grupo A: não-esplitada; grupo B: esplitada com resina Pattern GC, cortada e reunida; Grupo C: esplitada com silicona de adição (Imprint Bite, 3M ESPE) e grupo D: esplitada com poliéter (Ramitec, 3M ESPE). Quatro impressões foram feitas para cada grupo e os moldes vertidos em gesso tipo IV (Ultrarock-Kalabhai). As diferenças nas distâncias lineares inter implantares nos eixos x, y e z e as diferenças de angulação inter implantar no eixo-z foram aferidas nos moldes com uso de uma máquina de medição coordenadas. A distância inter implantar D1y mostraram variações significativas nos todos os quatro grupos de teste ( $P = ,043$ ), enquanto D3x os valores variaram significativamente entre a resina acrílica, esplitada e grupos de silicone de adição. O grupo esplitado com poliéter apresentou os melhores resultados nos eixos x e y. No eixo z, D2z os valores variaram significativamente entre o teste dos três grupos ( $P = .009$ ). O grupo de

resina acrílica, esplintado foi o mais preciso no eixo z.

Del'Acqua et al.<sup>21</sup> (2010) compararam in vitro a precisão dimensional de uma técnica de registro (*Index*) de gesso produzidos por duas técnicas de moldagem (Transferentes quadrados e Transferentes quadrados modificados) para próteses implanto-suportadas. 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. Três grupos foram analisados (n = 5): o índice (I), quadrado (S), e quadrado modificado (MS). Apenas um parafuso de titânio foi apertado, e as fendas foram aferidas nos outros análogos. 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 avaliados estatisticamente (Análise de variância, Holm-Sidak método, 0,05). A média das fendas foram: controle = 31,63 µm; grupo I = 45,25 µm, grupo S = 96,14 µm; grupo MS = 51,20 µm. Nenhuma diferença significativa foi detectada entre o índice e técnicas do quadrado modificado (P = 0,05). Em virtude das limitações do estudo, as técnicas do quadrado modificado e o índice foram as mais precisas.

Del'Acqua et al.<sup>22</sup> (2010) analisaram in vitro a precisão dimensional de duas técnicas de moldagem (Transferentes quadrados e Transferentes quadrados jateados e revestidos com adesivo), feito de polisiloxano de vinil (Express – 3M ESPE) e poliéster (Impregum Soft). 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. Uma moldeira individual de alumínio foi encerada e fundida para realização das moldagens. Quatro grupos (n = 5 cada grupo) foram avaliados: quadrado + Impregum (SI), quadrado + Express (SE), quadrado + adesivo + Impregum (ASI) e quadrado + adesivo + Express (ASE). Apenas um parafuso de titânio foi apertado, e as fendas foram aferidas nos outros análogos. Um microscópio de luz foi utilizado para avaliar a adequação da estrutura metálica aos análogos dos grupos analisados medindo o tamanho das fendas existentes entre o pilar e a estrutura metálica. 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 foi o melhor material de moldagem e a técnica de moldagem não influenciou na precisão dos modelos de gesso.

Del'Acqua et al.<sup>22</sup> (2010) compararam in vitro a precisão dimensional de duas técnicas de moldagem para próteses implanto-suportadas: 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 ( $n = 5$ ). Apenas um parafuso de titânio foi apertado, e as fendas foram aferidas nos outros análogos. 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 unidos com metal, cianoacrilato e resina Duralay.

Mostafa et al.<sup>45</sup> (2010) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de transferência em um modelo mestre mandibular, produzindo 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 poliéter (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 esplintadas e não esplintadas ( $p < 0,05$ ), assim como não houve diferenças estatisticamente significantes entre os dois materiais de moldagem utilizados. Observou-se que a técnica de moldeira fechada com polivinilsiloxano foi superior à moldeira fechada com poliéter e à moldeira aberta com transferentes sem união com poliéter.

Jo et al.<sup>35</sup> (2010) realizaram um estudo *in vitro* que comparou duas técnicas de moldagem (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 polivinilsiloxano em moldeiras plásticas (Lightplast, DreveDentamid, Germany) adaptadas ao dispositivo 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 pesado (Imprint III, PentaTM, 3M ESPE, Germany) acomodado na moldeira e foi 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 com angulação mesial.

Papaspyridakos et al.<sup>49</sup> (2011) avaliaram *in vitro* a precisão de duas diferentes técnicas de moldagem de implantes, esplintados e não esplintados, a partir de moldagens realizadas em pacientes que receberam próteses totais fixas. Foram realizadas moldagens em 12 pacientes desdentados (13 arcos desdentados). Todos os pacientes foram submetidos à 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 – Dentisply) e outro com transferentes sem união. As moldagens foram realizadas com moldeiras de estoque plásticas e Poliéter (Impregum – 3M ESPE), os modelos foram produzidos com gesso tipo IV (Silky-Rock, Whip Mix) sob espatulação mecânica 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 esplintado e não esplintado ( $p < 0,05$ ). Das 13 infraestruturas obtidas a partir dos transferentes esplintados, 12 apresentaram-se com ajuste clínico preciso. Apenas 6 das 13 infraestruturas obtidas a partir de transferentes não esplintados mostraram-se precisas.

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 edêntulos de maxila 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 (Pattern Resin, GC America Inc.); 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 mecânica à vácuo. As distâncias entre os implantes foram medidas usando um micrometro digital (Mitutoyo resolução 0,001mm). Os dados foram analisados estatisticamente (ANOVA e teste *t* uma amostra) com intervalo de confiança de 95%. O melhor resultado foi obtido pela técnica da moldeira aberta com transferentes esplintados. No entanto os autores observam que as discrepâncias obtidas em todos os grupos analisados foram inferiores a 100  $\mu$ m e justifica, de acordo com as definições atuais de ajuste passivo, que todas as técnicas abordadas seriam clinicamente aceitáveis.



Del'Acqua et al.<sup>23</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, Brasil). Foi utilizado o adesivo (3M ESPE) para retenção do material de moldagem nos grupos que utilizaram moldeira plástica. Quatro grupo 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 à vácuo (Turbomix, EDG Equipamentos, São Carlos, Brasil). A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 N.cm<sup>2</sup> em todos os corpos de prova no análogo A, enquanto as medições de 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, One-Way / Kruskal-Wallis / Método de Dunn, p<0,05). Os valores médios das fendas encontradas foram: Modelo Mestre (controle)= 32 µm (SD 2); TM= 44 µm (SD 10); SM= 69 µm (SD 28); TP= 164 µm (SD 28); SP= 128 µm (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.



### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo do presente estudo foi analisar in vitro a precisão de diferentes métodos de moldagem em reabilitações protéticas sobre implantes osseointegrados de hexágono interno (HI) instalados em um modelo anatômico metálico de maxila desdentada no esquema “*All-on-4*”.

## **MATERIAL E MÉTODO**

---

## 4 MATERIAL E MÉTODO

Os materiais utilizados no presente estudo estão descritos no Quadro 01 abaixo.

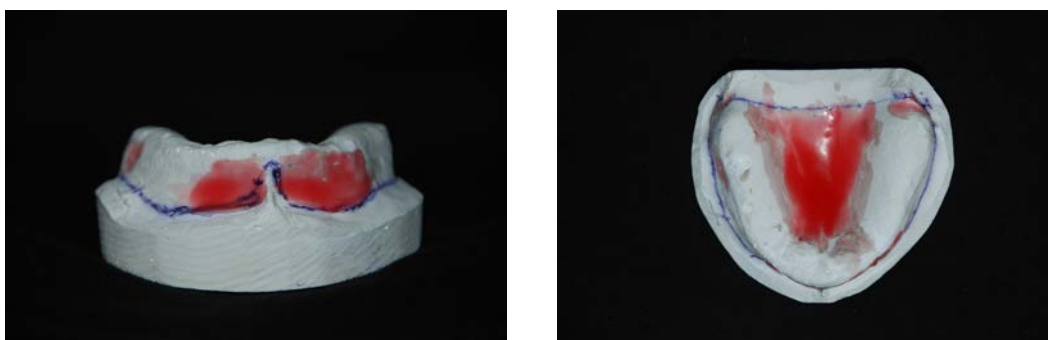
**Quadro 01-** Materiais Utilizados

Qtd	Descrição	Fabricante
01	Matriz metálica produzida a partir de um modelo de maxila desdentada, pela técnica de fundição por perda de cera	Modelo Experimental
01	Barra metálica fundida sobre o modelo mestre	Laboratório Protético
02	Implantes Conect Ar osseointegráveis de hexágono interno, 3,75 x 13mm	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP - Brasil
02	Implantes Conect Ar osseointegráveis de hexágono interno, 3,75 x 15mm	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP - Brasil
160	Análogos de Implantes Conect Ar	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP - Brasil
120	Transferentes quadrados Inteligentes (CAr 3,75 /4,0) para moldeira aberta	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP - Brasil
40	Transferentes cônicos (CAr 3,75 / 4,0) para moldeira fechada	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP - Brasil
01	Chave digital hexágono 1,17 mm média	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP - Brasil
01	Torquímetro manual	Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP - Brasil
01	Resina acrílica autopolimerizável	Pattern GC - GC America Inc - USA
01	Cianoacrilato de baixa viscosidade	Super-bonder - Loctite
06	Silicona de adição Denso Soft e Fluido	Express™ 3M/ESPE - Califórnia - USA
01	Pistola para moldagem intra-oral	Polidental Indústria e Comércio Ltda.
01	Silicona de condensação	Zetalabor, Zhermack - Itália
04	Seringa BD Plastipak de 5 e 20 mL	Becton Dickinson Ind. Cirur. Ltda - Curitiba - PR
02	Gesso pedra especial tipo IV – Fuji Rock EP – 5Kg	GC - América Inc - USA
01	Cuba média para espatulador mecânico a vácuo	EDG equipamentos - São Carlos - SP
01	Vibrador de gesso	VH equipamentos médico-odontológicos e acessórios Ltda - Araraquara - SP
60	Barra metálica, 2 mm de diâmetro - união dos transferentes	Não informado
01	Pacote de canudo plástico de 3 mm de diâmetro interno	Quick Ind. e Com. Ltda - Limeira - SP
02	Discos diamantados dupla face	Intensiv S.A. - Grancia Switzerland - Swiss
04	Parafusos <i>Allen</i> sem cabeça 6mm	Não informado
03	Moldeiras perfuradas de Inox S4	Tecnodent Indústria & Comércio, São Paulo, SP
01	Resina Epóxi 1109/Endurecedor 943	Hustsman®

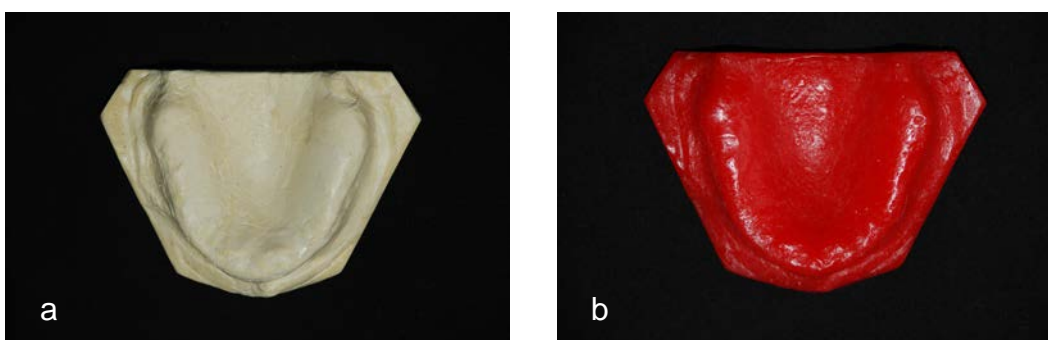
#### 4.1 Obtenção do modelo mestre

A partir de um modelo de gesso (Figuras 1 e 2) foi obtida uma matriz metálica (Figuras 3 e 4) pela técnica de fundição por cera perdida, onde foram realizadas perfurações de 4.1 mm (Figura 4 a) em torno mecânico de precisão para serem instalados implantes de plataforma regular e hexágono interno (Conect AR - Conexão - São Paulo - Brasil), sendo duas perfurações paralelas entre si na região de pré-maxila e duas perfurações anguladas em 45° para distal na região posterior a fossa canina (simulando uma reabilitação "All-on-4").

**Figura 1-** Modelo de maxila com alívio nas regiões retentivas.



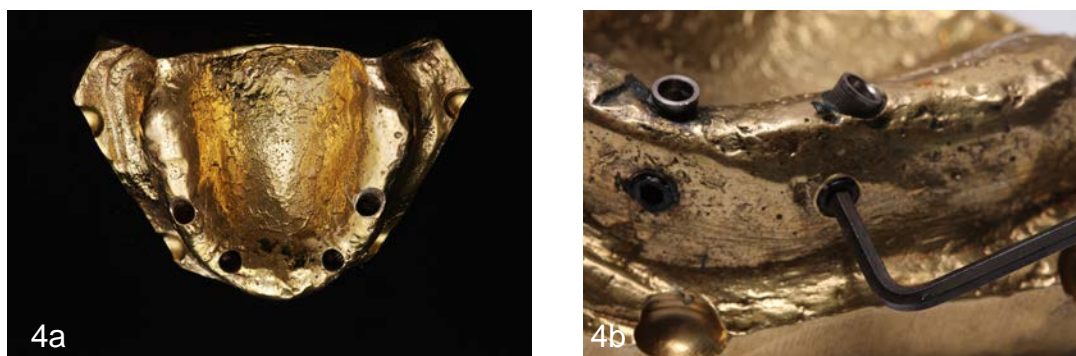
**Figura 2-** a- Modelo de maxila desdentada duplicado. b- Réplica do modelo em cera para inclusão.



**Figura 3-** Esquema do modelo anatômico. Vista em perspectiva das inclinações dos implantes



**Figura 4-** a- Modelo metálico, vista oclusal. b- Implantes posicionados e fixados com parafusos Allen.



Foram instalados dois implantes de **hexágono interno** (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP – Brasil) de 13 mm na região anterior e dois implantes de 15 mm na região posterior, ambos com plataforma 3,75. Após a instalação, os implantes foram fixados com resina epóxi (Hustman®) + parafusos Allen sem cabeça (Figura 4b). Foi confeccionada uma estrutura metálica em Cr-Co (Figura 5), ao redor do corpo dos transferentes quadrados Inteligentes, pelo enceramento e método de fundição por cera perdida. Esta estrutura foi utilizada posteriormente sobre os modelos obtidos para obtenção das medidas dos desajustes.

**Figura 5-** Estrutura metálica em Cr-Co.

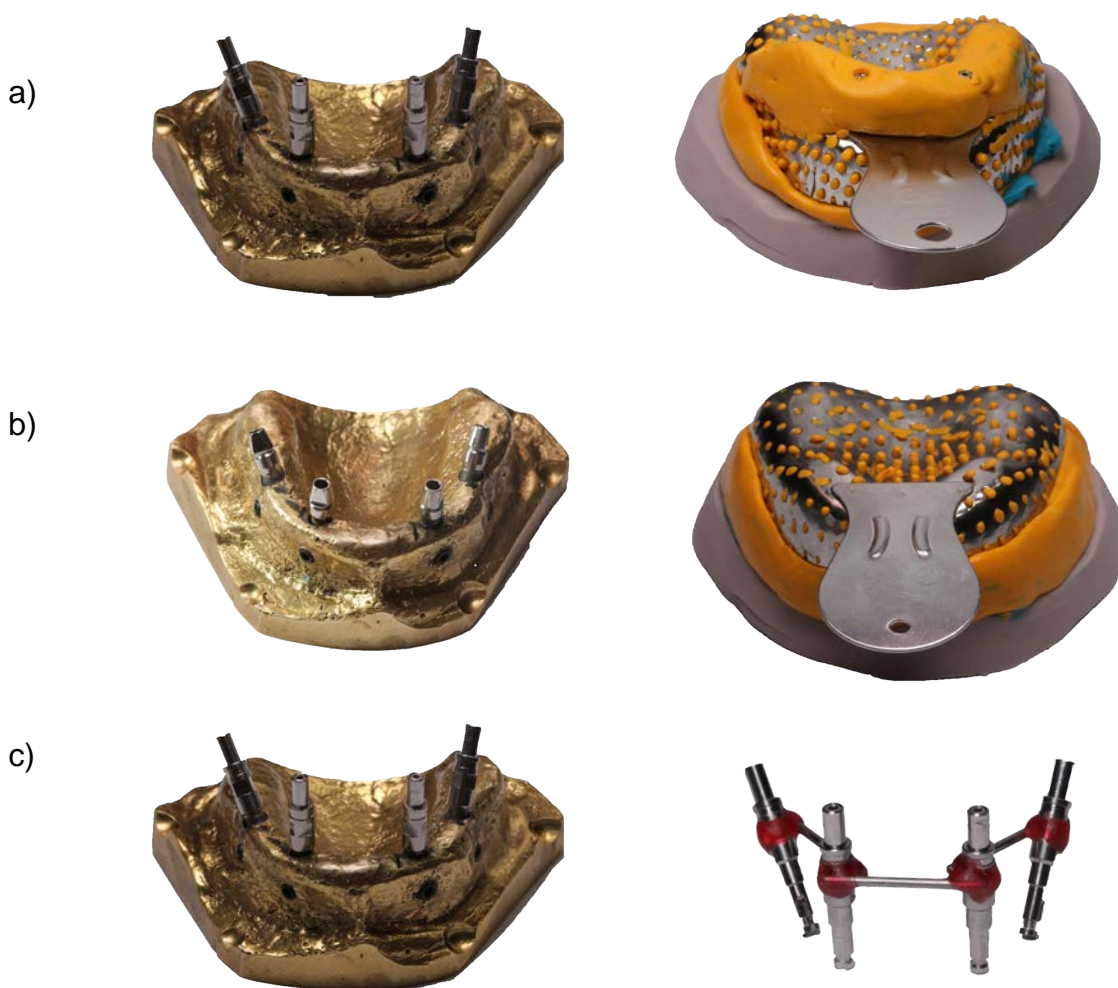


## Fatores de Variação

### 1. Técnicas de moldagem:

- a) Moldeira Aberta (Transferentes quadrados Inteligentes): realizada com moldeiras perfuradas de inox S4 (Tecnodent Indústria & Comércio, São Paulo, SP) com abertura na região dos implantes.
- b) Moldeira Fechada (Transferentes cônicos): realizada com moldeiras perfuradas de inox S4 (Tecnodent Indústria & Comércio, São Paulo, SP) sem abertura na região dos implantes.
- c) Index (Transferentes quadrados Inteligentes): não utiliza moldeiras.

**Figura 6-** Técnicas de moldagem (a, b, c)





## 2. União dos transferentes:

- Transferentes quadrados Inteligentes unidos com bastões de Resina Pattern pré-fabricados.
- Transferentes quadrados Inteligentes unidos com bastão de Metal, cianoacrilato e Resina Pattern.
- Transferentes cônicos sem união.

### Grupos amostrais

O presente estudo foi dividido em grupos amostrais, presentes no quadro 02.

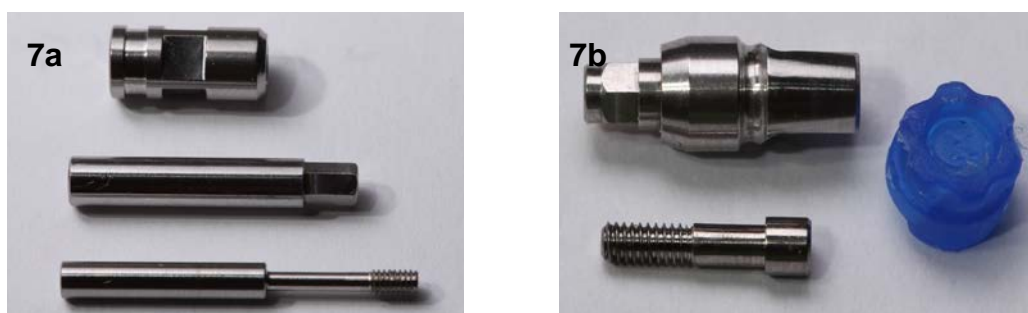
**Quadro 02-** Grupos amostrais

GRUPO (n=10)	DESCRIÇÃO	TÉCNICA DE MOLDAGEM	TRANSFERENTE	MÉTODO DE UNIÃO
Controle	-	-	-	-
<b>G1</b>	Moldeira	Moldeira aberta	Quadrado Inteligente	Resina Pattern
<b>G2</b>	Moldeira	Moldeira aberta	Quadrado Inteligente	Metal + Pattern
<b>G3</b>	Moldeira	Moldeira fechada	Cônico	Sem União
<b>G4</b>	Index	-	Quadrado Inteligente	Metal + Pattern

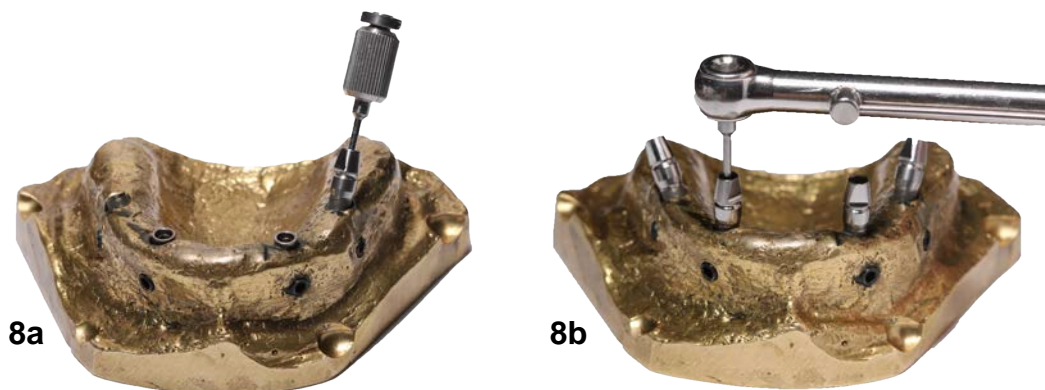
### 4.2 Métodos de união dos transferentes

Os transferentes quadrados Inteligentes (Figura 7a) e os transferentes cônicos (Figura 7b) utilizados foram parafusados com a chave digital de 1,17 mm (Figura 8a) até sentir-se leve resistência e então submetidos a um torque de 10 N.cm<sup>2</sup> com um torquímetro protético manual<sup>34</sup> (Figura 8b) para uma melhor padronização da técnica.

**Figura 7- a-** Transferente quadrado Inteligente. **b-** Transferente cônico



**Figura 8-** a- Chave digital. b- Torquímetro manual.



### **Produção dos bastões de resina acrílica**

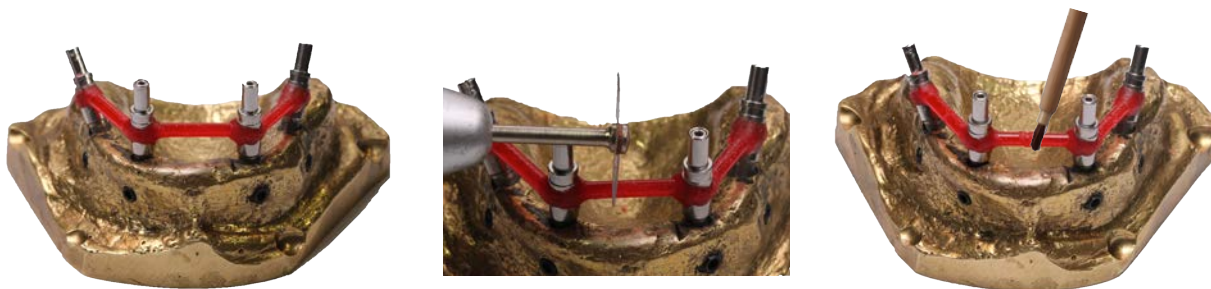
Barras de resina acrílica<sup>24</sup> foram confeccionadas com resina acrílica injetada dentro de canudos plásticos com 3 mm de diâmetro<sup>44</sup> com o auxílio de uma seringa plástica descartável (luer). Após pelo menos 17 min., a barra foi removida do canudo, a qual somente foi utilizada após 24 horas de sua confecção<sup>43</sup>.

### **Descrição dos métodos de união dos transferentes quadrados Inteligentes**

No método **2a**, após torque dos transferentes quadrados Inteligentes no modelo mestre, foi feita a união dos transferentes com resina Pattern. Inicialmente foi aplicada resina acrílica Pattern (GC America Inc. USA) ao redor da área retentiva dos transferentes quadrados. As barras de resina acrílica pré confeccionadas foram cortadas em comprimentos apropriados a fim de preencher os espaços entre os transferentes adjacentes. Usando a técnica do pincel, as extremidades das barras de resina foram unidas aos transferentes e aguardou-se um período de polimerização da resina de pelo menos 17 minutos antes de seu seccionamento e nova união. Apesar de Ivanhoe et al.<sup>34</sup> (1991) deixarem 1 mm de espaço entre cada transferente, foi padronizado apenas o espaço criado pelo corte da barra de resina Pattern com um disco diamantado de dupla face com 150  $\mu$ m de espessura. Isto permitirá uma minimização das forças causadas pela contração da resina<sup>18</sup>. Após o corte as barras foram novamente unidas com resina Pattern e aguardados 17 min. para nova polimerização (Figura 9). Semelhante ao que fizeram Inturregui et al.<sup>33</sup>

(1993) e Al-abbas et al.<sup>3</sup> (2002), o conjunto dos transferentes esplintados foi removido e parafusado aos análogos com um torque de 10 N.cm<sup>2</sup>.

**Figura 9-** Método de união dos transferentes quadrados Inteligentes com resina Pattern.



Para o método **2b**, os transferentes quadrados Inteligentes foram inicialmente fixados com bastão metálico de corte circular de 2,3 mm (simulando fragmentos de brocas para peça reta em micromotor) com cianoacrilato (Super Bonder – Loctite) e em seguida esta união foi reforçada com resina Pattern pela técnica do pincel (Figura 10).

**Figura 10-** Método de união dos transferentes com bastão metálico, cianoacrilato e resina Pattern.



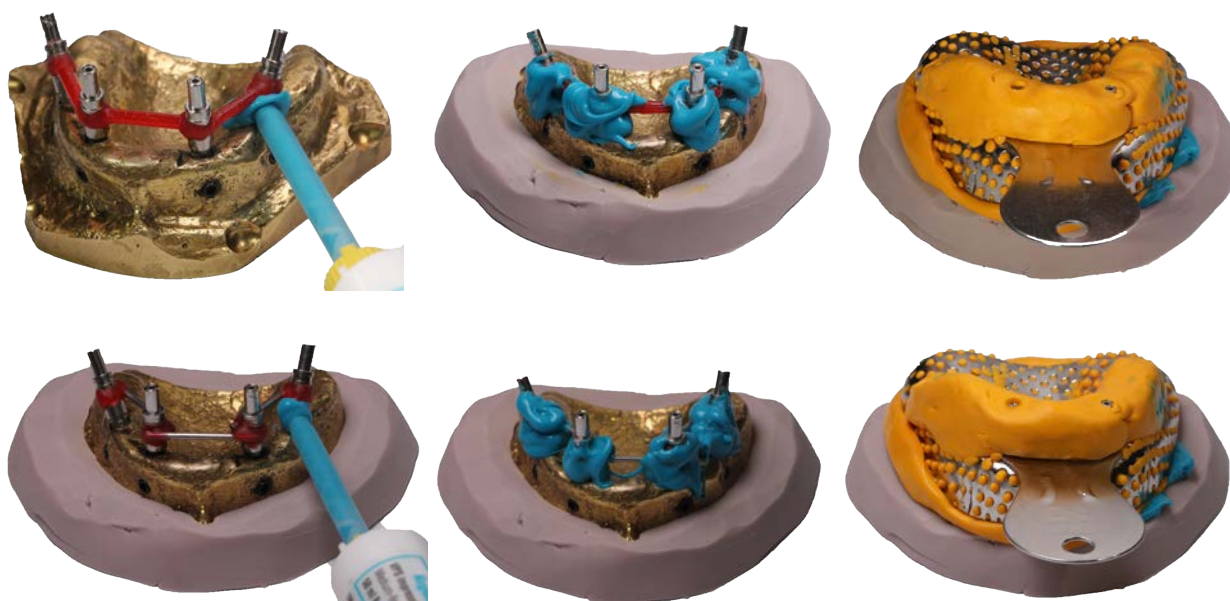
### 4.3 Moldagem

Para realização das moldagens foram utilizadas moldeiras de estoque metálicas de inox (Tecnodent Indústria & Comércio, São Paulo (SP), Brasil), simulando situações clínicas de transmissão de forças durante a técnica de moldagem.

As moldagens foram realizadas com silicone de polimerização por adição Express™ XT (3M/ESPE – Califórnia – USA), o material denso (Pasta Dento Soft) foi manipulado manualmente pelo tempo recomendado pelo fabricante. O material leve foi aplicado com auxílio de pistola e pontas misturadoras fornecidas pelo mesmo fabricante do material de moldagem. Este material foi injetado ao redor dos transferentes (Figura 11) e em seguida o material pesado inserido na área interna da moldeira, sendo pressionado pela aplicação de força digital até um *stop* confeccionado na base da matriz metálica a fim de manter quantidades similares de material de moldagem na obtenção dos corpos de prova. Todos os procedimentos foram realizados com temperatura ambiente controlada ( $23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ ).

Foi aguardado uma hora após o tempo de polimerização do material, de acordo com recomendação do fabricante, até que o vazamento do molde fosse feito, para eliminação de produtos da reação de adição.

Figura 11- Moldagens com moldeira de estoque





#### 4.4 Produção dos modelos

Foram confeccionados dispositivos em silicone de polimerização por condensação (Zetalabor, Zhermack – Itália) que foram utilizados como diques para auxílio no vazamento do gesso, permitindo padronização no formato e quantidade de gesso empregado para o vazamento.

Para a técnica que utilizou os transferentes quadrados Inteligentes, os parafusos passantes foram afrouxados e em seguida o conjunto moldeira/matriz foram separados. No molde, os análogos foram parafusados aos transferentes com a chave digital de 1,17 mm até sentir-se leve resistência e então submetidos a um torque de 10 N.cm<sup>2</sup> com torquímetro manual.

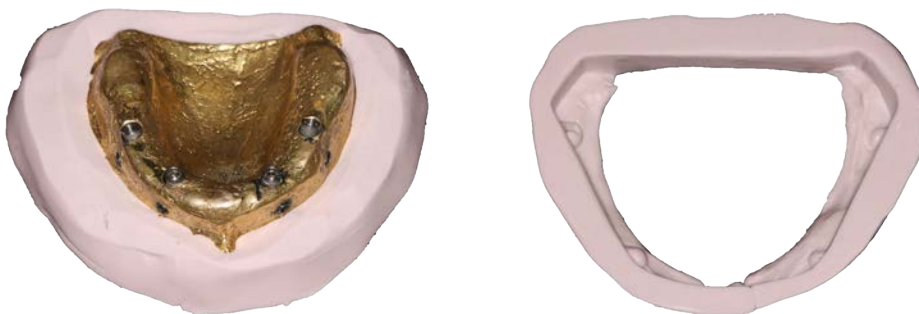
Já para a técnica que utilizou os transferentes cônicos, a moldagem foi sacada, os transferentes cônicos foram desparafusados do modelo mestre, parafusados aos análogos e posicionados no molde com a mão.

Após uma hora foi feito o vazamento do molde com gesso pedra tipo IV (Fuji Rock EP – América Inc – USA), espatulado mecanicamente à vácuo (EDG equipamentos - São Carlos - SP) por trinta segundos e vertido em pequenas porções até o total preenchimento do molde. Após sessenta minutos os parafusos passantes dos transferentes foram afrouxados novamente e o conjunto moldeira/modelo foi separado, proporcionando a obtenção das réplicas da matriz metálica (Figura 14).

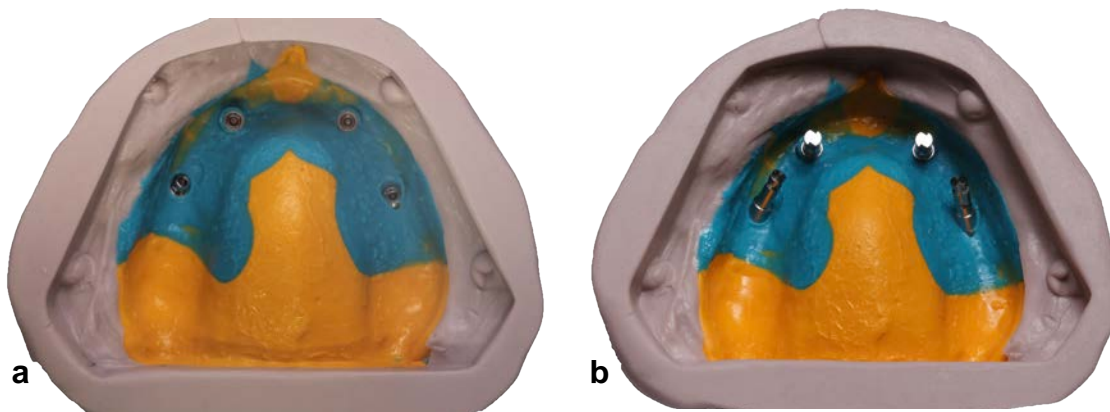
Os procedimentos de moldagem e produção dos modelos foram realizados pelo pesquisador 1. Posteriormente o pesquisador 2 demarcou todos os corpos de prova sem o consentimento do pesquisador 1, que posteriormente fez a aferição das

fendas sem conhecer a qual grupo o corpo de prova pertencia. Para cada grupo analisado foram produzidos dez corpos de prova, totalizando quarenta modelos. Os modelos obtidos foram armazenados à temperatura ambiente por 120 horas.

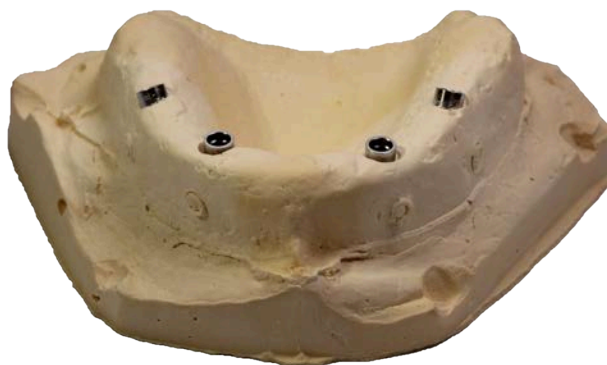
**Figura 12-** Dispositivo de Zetalabor sobre modelo mestre (Esq.) e vista inferior (Dir.).



**Figura 13-** Molde finalizado (a) e com análogos parafusados (b).



**Figura 14-** Réplica do modelo mestre em gesso tipo IV (Fuji-Rock EP)



### Obtenção do Index

O Index (Figura 15) é um dispositivo que registra espacialmente o posicionamento dos componentes protéticos sem a necessidade de moldagem. No presente estudo os Index foram confeccionados pelo método de união dos transferentes **2c**. Para produção dos modelos obtidos nesta técnica, foi utilizado um dispositivo de Zetalabor (Zhermack, Itália) com dimensões que englobassem a área ocupada pelos análogos, visando obter modelos com o menor volume de gesso possível.

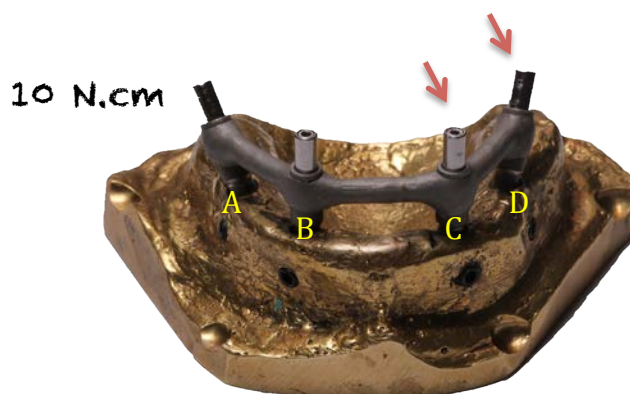
**Figura 15-** Obtenção do Index



### 4.5 Registro dos desajustes verticais (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 um leve torque no análogo A. Em seguida, foi dado um torque de  $10 \text{ N.cm}^2$  com um torquímetro manual<sup>15</sup> 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>54, 56, 60</sup> (Figura 16).

**Figura 16-** Método de aferição das fendas



#### 4.6 Forma de análise dos resultados

Formaram-se ao todo quatro grupos com dez modelos cada, totalizando quarenta modelos e cento e sessenta valores de fendas, sendo que os grupos foram obtidos das associações entre diferentes técnicas de moldagens e um grupo da técnica de registro (*Index*).

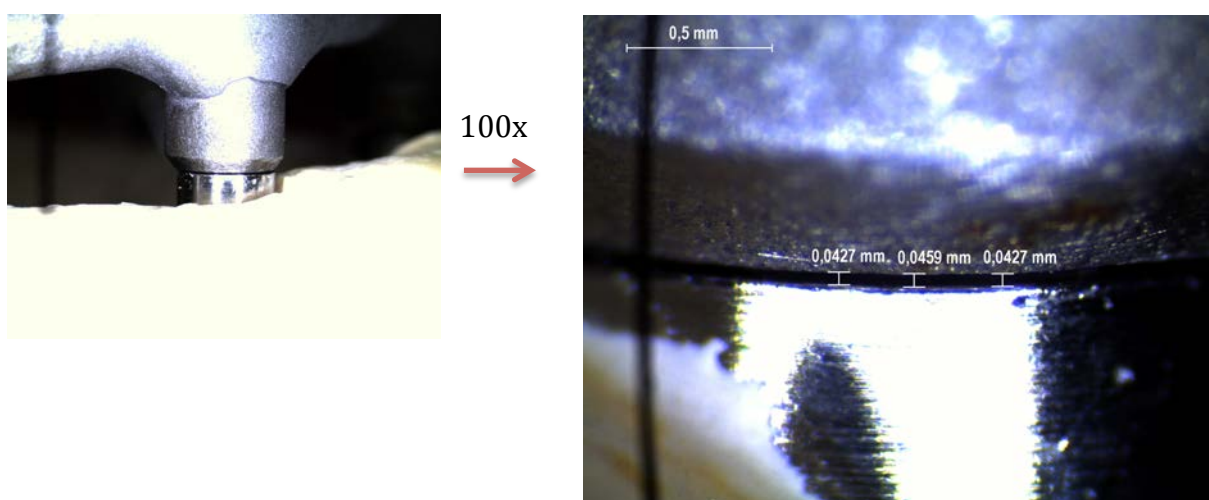
Todos os dados das medições realizadas e os dados relativos à análise descritiva estão dispostos no Apêndice 2 sob a forma de tabela.

O valor da fenda do **modelo mestre** foi calculado pela média de dez medições consecutivas, igualando ao “n” de cada grupo, sendo que a estrutura foi parafusada novamente antes de cada medição (deste modo obteve-se 40 valores de fenda para o modelo mestre).

Foi utilizada uma lupa LEICA (fabricada na antiga República Democrática da Alemanha), acoplada a uma câmera de vídeo colorida (JVC com CCD de pol., modelo TK-C1380, Japão) para ampliar (100X) e gravar a imagem da fenda formada entre a estrutura metálica e os análogos. Para realização das mensurações das fendas foi utilizado o programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltd, Cambridge, England).

Para cada análogo foram realizadas três leituras, uma mesial, uma no centro e outra distal, totalizando 12 leituras por corpo de prova (Figura 17). A média das três leituras encontra-se no Apêndice 1 sob a forma de tabelas. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística.

**Figura 17-** Método de aferição das fendas (aumento 100x)





**RESULTADO**

---

## 5 RESULTADO

Os valores médios das fendas encontrados após todas as mensurações foram:

Modelo Mestre (Grupo Controle) .....	60 $\mu\text{m}$
Quadrado Inteligente / Pattern ( <b>G1</b> ) .....	84 $\mu\text{m}$
Quadrado Inteligente / Metal + Pattern ( <b>G2</b> ) .....	65 $\mu\text{m}$
Cônico / sem união ( <b>G3</b> ) .....	109 $\mu\text{m}$
Index ( <b>G4</b> ) .....	38 $\mu\text{m}$

Assim, 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<sup>37</sup>.

O teste para comparar mais de dois grupos foi o teste de **Kruskal-Wallis** (Análise de Variância a um critério de classificação). Um nível de significância de 0,05 foi obedecido para todas as comparações realizadas, independente da variável (probabilidade de rejeitar a hipótese nula quando verdadeira). Como a Análise de Variância apenas mostra que existe ao menos uma diferença entre os grupos estudados, foi realizado um teste de comparações múltiplas entre as médias (Teste de DUNN), para identificar quais as médias que, tomadas duas a duas, diferem significativamente entre si (pós teste).

Nas Tabelas 1 e 2 e no Gráfico 1 abaixo estão os resultados das comparações feitas após a análise estatística, assim como os comentários pertinentes.

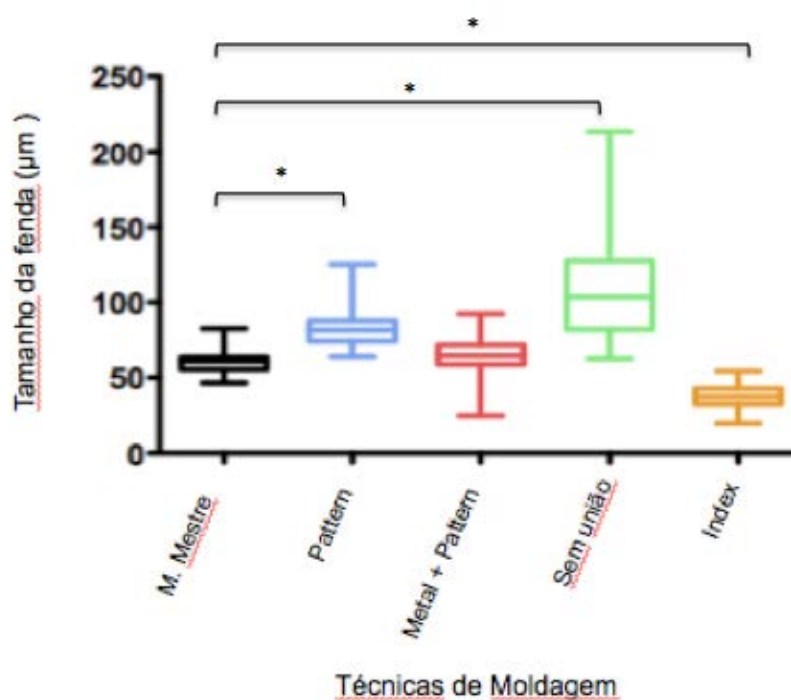
Tabela 1 - Teste de Kruskal-Wallis aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem ( $\mu\text{m}$ ).  
Araraquara, 2013

<b>Grupo</b>	<b>Mediana</b>	<b>25%</b>	<b>75%</b>
Modelo Mestre (Grupo controle)	60,8	55,75	63,6
Quadrado Inteligente / Pattern ( <b>G1</b> )	81,75	74,3	87,6
Quadrado Inteligente / Metal ( <b>G2</b> )	64,65	58,95	71,25
Cônico / Sem união ( <b>G3</b> )	103,65	83	126,65
<i>Index</i> ( <b>G4</b> )	37,5	32,7	42,6

Tabela 2 - Teste de DUNN aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem e modelo mestre.  
Araraquara, 2013

<b>Comparações com o Modelo Mestre</b>	<b>Dif. de Postos</b>	<b>q</b>	<b>P&lt;0,05</b>
Quadrado Inteligente / Pattern ( <b>G1</b> )	92,9	7,17	Sim*
Quadrado Inteligente / Metal + Pattern ( <b>G2</b> )	68,93	5,32	Não
Cônico / Sem união ( <b>G3</b> )	52,11	4,02	Sim*
<i>Index</i> ( <b>G4</b> )	17,52	1,35	Sim*

Gráfico 1 - Gráfico box-plot comparativo entre as técnicas de moldagem, após testes de Kruskal-Wallis e DUNN. Araraquara, 2013



De acordo com as Tabelas 1 e 2 e o Gráfico 1 notamos que houve diferença estatisticamente significativa (\*) entre as comparações entre as técnicas de moldagens, exceto para o grupo **Quadrado Inteligente / Metal + Pattern (G2)**, que se comportou estatisticamente semelhante ao modelo mestre.

Em relação a fenda média do modelo mestre, a técnica do **Index (G4)** apresentou um valor estatisticamente menor de fenda, sugerindo maior precisão dessa técnica na transferência do posicionamento dos implantes durante a moldagem.

Os grupos formados pelas técnicas **Quadrado Inteligente / Pattern (G1)** e **Cônico / Sem união (G3)** se comportaram estatisticamente semelhantes entre si e diferentes do modelo mestre (Apêndice 3), com valores de fendas superiores, o que sugere modelos mais imprecisos.



## 6 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 que conecte os múltiplos implantes. Essa estabilização confere um 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 um ajuste passivo quando conectados a múltiplos pilares protéticos. Todavia, para isso é imprescindível a obtenção de modelos de trabalho precisos, garantindo a execução adequada das etapas laboratoriais para a confecção das próteses.

Implantes angulados podem ser utilizados alternativamente em maxilas atróficas para diminuir a extensão horizontal de cantilevers e/ou evitar cirurgias de enxertia do seio maxilar, trazendo como vantagem adicional uma melhor distribuição de implantes em casos desfavoráveis<sup>4</sup>. Maló et al.<sup>40</sup> (2003) e Maló et al.<sup>39</sup> (2005) comprovaram a eficiência da biomecânica da reabilitação total suportada por quatro implantes. Adicionalmente, alguns trabalhos demonstram que a presença de implantes angulados podem afetar negativamente a precisão da moldagem<sup>6, 7, 16</sup>.

Uma perfeita adaptação ocorre quando as superfícies internas do implante e prótese estão alinhadas e contatadas sem a necessidade de aplicação de força<sup>15</sup>. Ainda que a última meta devesse ser tensão zero, isto é provavelmente impossível, pois há limitações provenientes das propriedades físicas dos materiais usados<sup>33</sup>.

Embora haja reivindicações que ajuste passivo seja um fator relevante para a manutenção da osseointegração e sucesso dos implantes, há uma tendência contrária na literatura. Os procedimentos laboratoriais e clínicos empregados na fabricação de estruturas ainda são inadequados para oferecer um ajuste absolutamente passivo para próteses fixas implantossuportadas, requerendo então pesquisa e desenvolvimento adicionais. Embora algumas complicações protéticas sejam atribuídas à falta de um ajuste passivo, seu efeito no sucesso dos implantes é questionável<sup>55</sup>.

A fim de assegurar um ajuste passivo, o modelo mestre foi construído a partir de uma estrutura metálica. No entanto, ainda foi observada uma fenda de 60  $\mu\text{m}$ . Esta fenda pode ser explicada pelas imprecisões micrométricas inerentes ao processo de torneamento dos componentes protéticos e pelo método de aferição empregado (parafusar um análogo e as aferições serem feitas nos análogos contralaterais amplifica os valores das fendas).

Devido a importância da obtenção de passividade no sucesso de reabilitações protéticas sobre múltiplos implantes e da possibilidade de implantes angulados interferir na obtenção de modelos precisos passamos a analisar as diferentes propostas de moldagens abordadas no presente estudo.

Uma técnica de moldagem deveria levar idealmente o menor tempo, ser de fácil realização, barata, ser confortável para o paciente e conseguir os melhores resultados<sup>50</sup>. Numerosas técnicas de moldagem de implantes têm sido descritas, mas as mais comuns incluem a indireta (transferentes cônicos) e a direta (com ou sem união dos transferentes quadrados).

Com relação à técnica da moldeira fechada, Humphries et al.<sup>32</sup> (1990) concluíram que esta técnica apresenta melhores resultados que a técnica com transferentes quadrados unidos ou não com resina Duralay, já outros autores como Carr, Sokol<sup>14</sup> (1991), Carr<sup>13</sup> (1992), Goiato et al.<sup>27</sup> (1998), Herbst et al.<sup>31</sup> (2000), Pinto et al.<sup>51</sup> (2001), Goiato et al.<sup>28</sup> (2002) relataram que não existem diferenças entre a técnica de moldeira aberta e moldeira fechada. Encontramos resultados que demonstraram que o grupo que utilizou moldeira fechada com transferentes cônicos não unidos apresentou valores de médias superiores de desadaptação vertical (**G3**: 109  $\mu\text{m}$ ) quando comparados aos demais grupos, exceto ao grupo que utilizou transferentes quadrados unidos com resina Pattern (**G1**: 84  $\mu\text{m}$ ), com o qual apresentou resultados estatisticamente semelhantes.

Uma das vantagens da técnica que utiliza transferentes cônicos (moldeira fechada) é o análogo poder ser parafusado no transferente cônico fora do molde, possibilitando uma melhor visualização da adaptação entre os dois componentes<sup>51</sup>. Além disso, apresenta uma facilidade da técnica quando comparada à utilização de transferentes quadrados unidos por não necessitar de união. Outra vantagem inerente à moldeira fechada é o emprego da técnica em pacientes que apresentam

limitação de abertura bucal e náuseas, ficando inviável o emprego da moldagem com moldeira aberta. Entretanto são observadas maiores variações na posição dos análogos quando comparado com a técnica direta (moldeira aberta)<sup>17</sup>.

Esta técnica parece correlatar com a adição de variáveis como:

- A distorção do material de moldagem durante a remoção causando deformação permanente do material de moldagem. Quanto maior for a divergência entre os análogos, mais impreciso será o molde<sup>7</sup>;

- A necessidade de reposicionamento dos transferentes cônicos no molde. Este fato pode possibilitar que o análogo fique com o posicionamento alterado dentro do molde antes mesmo de ser realizado o vazamento. Spector et al.<sup>58</sup> (1990) relataram que a presença de ar entre o molde e o transferente cônico impede seu perfeito assentamento;

- A fraca união entre o transferente cônico e o material de moldagem, facilitando a movimentação dos análogos durante a expansão de presa do gesso. O grupo composto pelo *Index* (**G4**: 38  $\mu\text{m}$ ) emprega menor quantidade de gesso ao redor dos análogos, sofrendo menor influência deste fator.

Em relação à técnica de moldeira aberta observa-se um maior consenso na literatura quanto à obtenção de modelos mais precisos<sup>2, 19, 25, 35, 48-50, 53</sup> e ainda sua relação com diferentes métodos de união dos transferentes quadrados. Alguns autores não recomendam a união dos transferentes quadrados<sup>10, 27, 28, 31, 32, 45, 51, 58</sup>.

Os resultados do presente estudo demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos: transferentes quadrados Inteligentes unidos com resina Pattern (**G1**: 84  $\mu\text{m}$ ) e transferentes cônicos sem união (**G3**: 109  $\mu\text{m}$ ), mostrando que são iguais porém menos precisos que os outros grupos. Ivanhoe et al.<sup>34</sup> (1991) descreve a união com resina composta fotopolimerizável, Fenton et al.<sup>25</sup> (1991); Assif et al.<sup>5</sup> (1996); Vigolo et al.<sup>59</sup> (2003); Assunção et al.<sup>7</sup> (2004) e Naconecy et al.<sup>46</sup> (2004); Del'Acqua et al.<sup>19</sup> (2008); Papaspyridakos et al.<sup>49</sup> (2011); Al Quran et al.<sup>2</sup> (2012), utilizaram resina acrílica autopolimerizável.

Com a união dos transferentes quadrados com Pattern (**G1**) possivelmente houve a criação de uma maior área para a atuação do material de moldagem durante a sua polimerização. Devido a esta contração de polimerização, houve uma maior alteração no relacionamento implante-transferente dentro do material de



moldagem após a remoção da moldeira do modelo mestre. Conseqüentemente, a constatação de maiores fendas (84  $\mu\text{m}$ ) quando foram realizadas as mensurações nos modelos de gesso obtidos por esta técnica.

Del'Acqua et al.<sup>21</sup> (2010) apresentam uma técnica de união que utiliza fragmentos metálicos unidos aos transferentes quadrados com resina duralay e concluíram que esta técnica foi superior à técnica dos transferentes quadrados unidos apenas com resina duralay. A metodologia do presente estudo reproduz a técnica descrita por Del'Acqua et al.<sup>21</sup> (2010), apresentando uma fixação prévia dos fragmentos metálicos aos transferentes quadrados inteligentes com cianoacrilato (Super Bonder – Loctite), seguido de um pequeno reforço com resina acrílica autopolimerizável (Pattern – GC, America Inc.) abrangendo o corpo desse transferente e a extremidade do metal. Tal variação de técnica permite a fixação dos fragmentos com mais facilidade, além de minimizar a existência de contração visto que é um material rígido pré fabricado, favorecendo a execução desta técnica clinicamente. Podemos observar, por meio da análise estatística que o grupo onde foi utilizada união dos transferentes quadrados inteligentes com metal + resina Pattern (**G2**) demonstrou ser mais preciso que os demais (fenda média: 65  $\mu\text{m}$ ), sendo estatisticamente semelhante ao **modelo mestre** (fenda média: 60  $\mu\text{m}$ ). Já o grupo onde foi utilizada a união dos transferentes quadrados inteligentes com resina autopolimerizável Pattern somente, as médias das fendas foram altas (**G1**: 84  $\mu\text{m}$ ), estatisticamente semelhante ao grupo composto por transferentes cônicos, sem união (**G3**: 109  $\mu\text{m}$ ), sendo portanto os grupos menos precisos.

O Index, conforme descrito por Del'Acqua et al.<sup>19</sup> (2008) e Del'Acqua et al.<sup>21</sup> (2010), consiste em um dispositivo de moldagem que registra tridimensionalmente o posicionamento de implantes e não utiliza moldeira e portanto fica isento de material de moldagem. No presente estudo este dispositivo de moldagem apresentou as menores médias de desadaptações avaliadas (**G4**: 38  $\mu\text{m}$ ) sendo estatisticamente mais preciso quando comparado com as técnicas de moldagem. O fato de não existir o ato de moldagem com moldeira e portanto ausência de material de moldagem pode justificar a maior precisão deste método por não induzir tensões aos transferentes de moldagem. Outro fator importante que pode contribuir para maior precisão é a redução da quantidade de gesso utilizada na obtenção do modelo,

minimizando sua expansão durante a presa. No entanto, esta técnica não registra as características anatômicas do paciente e por isso deve ser utilizado somente com associação de outra técnica. Em relação às técnicas disponíveis no trabalho, poderíamos sugerir a associação ao Index da moldagem com moldeira aberta com transferentes quadrados Inteligentes unidos com metal + Pattern, uma vez que este último apresentou resultado semelhante ao do modelo mestre (grupo controle).

Na prática clínica da implantodontia, observamos que a variação da técnica de união dos transferentes quadrados proposta produz modelos precisos, com desajustes abaixo ou próximos do consenso da literatura (<100  $\mu\text{m}$ ) conforme comentado por Al Quran et al.<sup>2</sup> (2012). Dessa forma, independentemente da técnica de moldagem utilizada, nossos resultados apresentaram desadaptações que variaram entre 38  $\mu\text{m}$  e 109  $\mu\text{m}$ , evidenciando a eficiência dos métodos, em especial a utilização do *Index* que deverá sempre estar associado a uma das técnicas de moldagem pois além de produzir modelos precisos, apresenta facilidade na técnica, sendo um fator importante na prática clínica.



## 7 CONCLUSÃO

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

- A técnica de moldeira aberta com transferentes quadrados Inteligentes unidos com metal + Pattern apresentou os modelos mais precisos entre as técnicas que utilizaram moldeira;
- O Index apresentou as menores desadaptações;
- As demais técnicas de moldagem produziram modelos menos precisos, devendo estar associada ao *Index* quando utilizadas.

---

## REFERÊNCIAS

## 8 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. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(2): 216-22.
6. Assuncao WG, Britto RC, Ricardo Barao VA, Delben JA, dos Santos PH. Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant Dent.* 2010; 19(2): 167-74.
7. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent.* 2004; 13(4): 358-66.
8. 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.
9. 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.

\*De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

10. 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.
11. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent.* 2007; 16(2): 187-94.
12. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(1): 90-4.
13. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(4): 468-75.
14. Carr AB, Sokol J. Accuracy of casts produced by the Nobelpharma impression techniques. *J Dent Res.* 1991; 70 (Special Issue): 290.
15. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil.* 1996; 23(11): 782-9.
16. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(6): 349-56.
17. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(2): 152-8.
18. 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.
19. 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.
20. Del'Acqua MA, Chaves AM, Castanharo SM, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(6): 1153-8.
21. 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.

22. Del'Acqua MA, Chavez AM, Compagnoni MA, Molo Fde A, Jr. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(4): 715-21.
23. 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.
24. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(1): 108-10.
25. Fenton AH. The accuracy of implant impression procedures. *J Dent Res*. 1991; 70 (Special Issue): 399.
26. Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assunção WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*. 2009; 18(2): 172-6.
27. 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.
28. 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.
29. Gregory-Head B, LaBarre E. Two-step pick-up impression procedure for implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*. 1999; 82(5): 615-6.
30. Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan NS. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(1): 38-44.
31. 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.
32. 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.



33. 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.
34. Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(3): 410-1.
35. 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.
36. 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.
37. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *J Oral Rehabil.* 2000; 27(7): 629-38.
38. 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.
39. Malo 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.
40. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5 Suppl 1: 2-9.
41. 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.
42. 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.
43. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(6): 684-8.

44. 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.
45. Mostafa TM, Elgendy MN, 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.
46. 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.
47. 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.
48. 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 Implants Res.* 2012; 23(6): 676-81.
49. 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.
50. Phillips KM. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(5): 533-40.
51. 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.
52. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(6): 596-604.
53. Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two implant impression copings. *J Dent Res.* 1991; 70(Special Issue): 385.
54. 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.

55. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10(2): 85-92.
56. Shiau JC, Chen LL, Wu CT. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent.* 1994; 72(1): 23-5.
57. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-8.
58. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(4): 444-7.
59. 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.
60. Waskewics GA, Ostrowsky JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(4): 405-11.
61. 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.
62. Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil.* 1995; 22(8): 661-71.



## 9 APÊNDICE 1 – Registro das desadaptações ( $\mu\text{m}$ )

### MODELO MESTRE

	A	B	C	D	MÉDIA
MODELO 1	58,1	82,8	63,3	49	63,3
MODELO 2	59,4	75,3	59	51,2	61,2
MODELO 3	56,1	60,8	61,5	50,8	57,3
MODELO 4	57,6	69	59,4	54,7	60,1
MODELO 5	62,2	63,9	58,3	46,6	57,7
MODELO 6	56,5	67,5	65,4	51,2	60,1
MODELO 7	62,5	61,5	64	55,4	60,8
MODELO 8	56,8	70,4	62,5	49,4	59,7
MODELO 9	62,5	69,3	61,8	50,5	61
MODELO 10	62,5	68,2	60,8	50,1	60,4

### QUADRADO INTELIGENTE / PATTERN

	A	B	C	D	MÉDIA
MODELO 1	82,1	86,4	72,9	72,1	78,3
MODELO 2	69,7	84,6	64	74,3	73,1
MODELO 3	88,1	77,2	77,2	72,9	78,8
MODELO 4	75,3	99,3	71,1	73,9	79,9
MODELO 5	78,2	99	77,8	77,5	83,1
MODELO 6	87,4	86,3	99,3	71,1	86
MODELO 7	84,6	74,3	88,1	99	86,5
MODELO 8	86,4	78,6	80,3	87,8	83,2
MODELO 9	84,6	104	125	87,1	100,1
MODELO 10	87,1	103,3	71,8	81,4	85,9

### QUADRADO INTELIGENTE / METAL + PATTERN

	A	B	C	D	MÉDIA
MODELO 1	24,9	72,1	59,7	61,1	54,4
MODELO 2	52,6	59,3	69,7	57,6	59,8
MODELO 3	56,1	56,2	92,5	91	73,9
MODELO 4	88,5	75	63,3	63,6	72,6
MODELO 5	69	73,6	70,4	72,1	71,2
MODELO 6	85,6	58,6	84,3	59,3	72
MODELO 7	69,7	70	64,3	60,1	66
MODELO 8	39,1	47,2	55,1	42,6	46
MODELO 9	69,3	63,6	67,9	69,3	67,5
MODELO 10	65	61,5	69	74,6	67,5

**CÔNICO / SEM UNIÃO**

	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>	<b>MÉDIA</b>
MODELO 1	72,9	77,8	73,6	62,6	71,7
MODELO 2	86,4	78,6	80,3	94,8	85
MODELO 3	87,5	87,8	109,3	84,6	92,3
MODELO 4	96,9	104	125	87,1	103,2
MODELO 5	176,3	213,6	168,6	135	173,3
MODELO 6	194	71,8	104,3	103,3	118,3
MODELO 7	139	81,4	119,3	138,3	119,5
MODELO 8	128,3	137	141,6	109,3	129
MODELO 9	79,2	108,6	120	118,3	106,5
MODELO 10	109	88,9	87,5	81,4	91,7

**INDEX**

	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>	<b>MÉDIA</b>
MODELO 1	40,5	43,3	33,7	35,9	38,3
MODELO 2	32,7	52,2	41,9	32	39,7
MODELO 3	35,2	54,4	39,1	32,7	40,3
MODELO 4	21,3	52,2	40,5	34,1	37
MODELO 5	30,9	40,9	45,8	38,4	39
MODELO 6	35,5	45,8	39,8	33,7	38,7
MODELO 7	40,5	49,8	44,4	32,3	41,7
MODELO 8	19,9	45,8	32,7	24,8	30,8
MODELO 9	40,5	45,1	36,6	28,4	37,6
MODELO 10	25,6	39,4	35,9	28,1	32,2

## APÊNDICE 2 – Análise descritiva da amostra do estudo

	M. Mestre	Pattern	Metal	Sem União	Index
Number of values	40	40	40	40	40
Minimum	46,60	64,00	24,90	62,60	19,90
25% Percentile	55,58	74,30	58,78	82,20	32,70
Median	60,80	81,75	64,65	103,7	37,50
75% Percentile	63,75	87,70	71,68	127,5	42,95
Maximum	82,80	125,0	92,50	213,6	54,40
Mean	60,20	83,53	65,11	109,1	37,56
Std. Deviation	7,516	11,94	13,47	34,53	8,111
Std. Error	1,188	1,888	2,130	5,459	1,282
Lower 95% CI of mean	57,79	79,71	60,80	98,04	34,96
Upper 95% CI of mean	62,60	87,35	69,42	120,1	40,15
Shapiro-Wilk normality test					
W	0,9629	0,9054	0,9563	0,8897	0,9853
P value	0,2110	0,0028	0,1252	0,0010	0,8730
Passed normality test (alpha=0.05)?	Yes	No	Yes	No	Yes
P value summary	ns	**	ns	***	ns
Sum	2408	3341	2604	4363	1502

### APÊNDICE 3 – Análise de comparações múltiplas

<b>Comparação</b>	<b>Dif. de Postos</b>	<b>q</b>	<b>p &lt; 0,05</b>
Pattern vs Index	4842	13,227	Sim
Pattern vs Mestre	2757,5	7,533	Sim
Pattern vs Metal	2056,5	5,618	Sim
Metal vs Index	2785,5	7,609	Sim
Metal vs Mestre	701	1,915	Não
Sem união vs Index	5800,5	15,846	Sim
Sem união vs Mestre	3716	10,151	Sim
Sem união vs Metal	3015	8,236	Sim
Sem união vs Pattern	958,5	2,618	Não
Index vs Mestre	2084,5	5,694	Sim



Autorizo a reprodução desde trabalho  
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 10 de março de 2014

Lívia Amato Conceição Bueno da Silva