

**Ângela Líbia Chagas Amaral**

**Análise comparativa de técnicas de  
moldagem para próteses  
implantossuportadas**

**ARARAQUARA  
2009**



UNESP - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

*Ângela Líbia Chagas Amaral*

**Análise comparativa de técnicas de moldagem para  
próteses implantossuportadas**

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

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

Araraquara  
2009

Amaral, Ângela Líbia Chagas

Análise comparativa de técnicas de moldagem para próteses implantossuportadas/ Ângela Líbia Chagas Amaral . – Araraquara: [s.n.], 2009.

133 f. ; 30 cm.

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

Orientador : Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior

1. Materiais para moldagem odontológica 2. Reabilitação bucal  
3. Implantes dentários I. Título

**ÂNGELA LÍBIA CHAGAS AMARAL**

**ANÁLISE COMPARATIVA DE TÉCNICAS DE MOLDAGEM PARA PRÓTESES  
IMPLANTOSSUPORTADAS**

**COMISSÃO JULGADORA**

**DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE**

Presidente e Orientador: Dr. Francisco de Assis Mollo Junior

2º Examinador: João Neudenir Arioli Filho

3º Examinador: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Araraquara, 20 de março de 2009.

## Dados curriculares

### ***Ângela Líbia Chagas Amaral***

Nascimento .....	26/11/82 Maceió - AL
Filiação .....	Ângelo Balbino Amaral da Silva Líbia Amélia Chagas Amaral
2001-2005 .....	Curso de Graduação Universidade Federal de Alagoas - UFAL
2006-2008 .....	Curso de Especialização em Prótese Dentária APCD – Regional de Araraquara, SP
2007-2009 .....	Curso de Mestrado em Reabilitação Oral Área de Concentração em Prótese Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

## *Dedico este trabalho*

*Aos meus pais, Ângelo e Líbia Amélia, pelo apoio e confiança em todos os momentos da minha vida. Agradeço toda a dedicação e sacrifício para que eu pudesse crescer e chegar até aqui. Sem vocês nada seria possível.*

*À minha irmã Vitória que, apesar de criança, sempre me conforta e me estimula a crescer mais, uma vez que me tem como referência a ser seguida.*

*Ao meu afilhado Túlio, pela alegria que trouxe a minha vida.*

*Ao meu avô Dermeval pelo carinho e orgulho que sempre demonstrou por mim.*

*À minha avó Maria José, pelos ensinamentos, orações e conselhos que me tornaram mais forte para conseguir a realização deste sonho.*

*Aos meus avós, Maria Djanira e José Bento (in memoriam), que apesar da pouca convivência foram sinônimo de amor à família.*

## *Agradecimento muito especial*

*Ao Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior, pela sabedoria na orientação, colaboração e sugestões que foram essenciais à concretização deste trabalho. Agradeço a oportunidade de trabalharmos juntos e de fazer parte do convívio dos seus em nossas confraternizações. Agradeço ainda pela confiança depositada. Meus sinceros agradecimentos e profunda admiração.*

*Serei eternamente grata.*



## *Agradecimentos especiais*

*Ao Prof. Dr. Rogério Margonar, por me aceitar como Estagiário em sua clínica e pelo apoio constante em todos esses anos de convivência. Meus sinceros agradecimentos pelos ensinamentos durante o Curso de Atualização e Especialização. Sempre me lembrarei de sua busca pela perfeição.*

*Ao amigo Marcelo Antonialli Del'Acqua, pela amizade e pela constante ajuda na realização da Dissertação.*

*Ao Prof. Dr. Carlos Cruz pela amizade e conhecimentos transmitidos, não apenas durante o mestrado bem como no preparo da Dissertação.*

*Aos meus amigos de Mestrado Cadu, Fabi, Carol, Ana Paula, Flavinha, Flávia Medeiros, Antônio, Cris, Ana Lú, Camilinha, André, Thati, Patrícia, Fernanda e Rodrigo, pelo carinho, amizade, companheirismo e convívio durante o período do mestrado.*

*Ao meu namorado, Hugo de Araújo Souza, pela compreensão durante os períodos de ausência e pelo apoio fundamental para a concretização deste sonho.*

*À amiga Karina Leite Baía, por todo ensinamento, amizade e carinho nesses anos de convivência e por, acima de tudo, ter me mostrado o verdadeiro significado da arte de reabilitar.*

## *Agradecimentos*

*Aos professores da disciplina de Materiais Dentários: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz, Prof. Dr. Gelson Luís Adabo, Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz e Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Renata Garcia Fonseca.*

*À professora da disciplina de Oclusão: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Cinara Maria Camparis.*

*Aos professores da disciplina de Prótese Parcial Fixa: Prof. Dr. Juan Ribeiro de Faria, Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Lígia Antunes Pereira Pinelli, Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis e Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Regina Helena Barbosa Favares da Silva.*

*Aos professores da disciplina de Prótese Parcial Removível: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Cláudia Pavarina, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Lúcia Machado, Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani e Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Eunice Teresinha Giampaolo.*

*Aos professores da disciplina de Prótese Total: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior, Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho, Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni, Prof. Dra. Ana Carolina Pero e Prof. Dr. Sergio Sualdini Nogueira.*

*pela amizade, dedicação e significativa contribuição na minha formação.*

*Aos técnicos de laboratório: Mané, Zé Carlinhos, Ângela e Júnior, às secretárias Lúcia e Marta e aos demais funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese: Malu, Sílvia, Dulce, Mírian, Inês, Cida, Adelaide e Adelaidinha, pela amizade e atenção nos momentos de sufoco.*

*Aos meus colegas da turma de Mestrado: Cadu, Fabi, Carol, Ana Paula, Flavinha, Flávia Medeiros, Antônio, Cris, Ana Lí, Camilinha, André, Thati, Patrícia, Fernanda e Rodrigo, pelo carinho, amizade e convívio durante o período do mestrado.*

*A todos os amigos da turma de Doutorado, especialmente ao Marcelo Del'Acqua, pelo convívio, amizade e troca de conhecimentos.*

*Às funcionárias do setor de Pós-Graduação: Mara, Rosângela, Vera e Alexandre, pela atenção com que sempre nos tratam.*

*A todos os funcionários da Biblioteca, por toda ajuda e disposição em nos atender.*

*À CONEXÃO Sistemas de Prótese, pela doação de todos os componentes protéticos e confiança em nós depositada.*

*Ao laboratório de prótese VAIAZZI, por ter confeccionado a estrutura metálica deste trabalho.*

*À PROAP, pela contribuição de parte dos materiais necessários à realização deste trabalho.*

*À CAPES pelo apoio financeiro.*



---

*Sumário*

## Sumário

Resumo .....	13
Abstract .....	15
1 INTRODUÇÃO .....	17
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	21
3 PROPOSIÇÃO.....	63
4 MATERIAL E MÉTODO .....	65
5 RESULTADO.....	104
6 DISCUSSÃO .....	115
7 CONCLUSÃO.....	123
8 REFERÊNCIAS .....	125
9 APÊNDICE .....	133



## RESUMO

Amaral ALC. Análise comparativa de técnicas de moldagem para próteses implantossuportadas. [Dissertação de Mestrado] – Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

*Proposta:* A proposta deste estudo in vitro foi avaliar 3 técnicas de moldagem (Cônico, Hélice e Unido com barra) para próteses implantossuportadas. *Materiais e métodos:* Um modelo mandibular em latão contendo 4 análogos de implantes e uma estrutura metálica foram confeccionados. Foram utilizados 2 materiais de moldagem: Silicona de polimerização por adição (Express STD, 3M ESPE) e Silicona de polimerização por condensação (Zetaplus/Oranwash, Zermack). Seis grupos foram formados pela combinação entre cada material e técnica de moldagem. Um total de 30 modelos foram fabricados (5 modelos por grupo) e 120 valores de fendas foram analisados (1 valor de fenda para cada análogo de implante). *Resultados:* Para o material Express, os valores médios de fenda foram: 164,40 µm (Cônico), 97,90 µm (Hélice) e 127,79 µm (Unido). Para o material Zetaplus/Oranwash, os valores médios de fenda foram: 219,37 µm (Cônico), 118,57 µm (Hélice) e 78,50 µm (Unido). Houve uma diferença estatística significativa entre o Cônico e a Hélice para o material Express ( $p < .05$ ). Quando o material avaliado foi o Zetaplus/Oranwash, todos os grupos foram diferentes estatisticamente entre si ( $p < .05$ ). *Conclusões:* Os melhores resultados foram alcançados para a Hélice e para Unido quando o material avaliado foi o Express. Para o Zetaplus/Oranwash, a melhor técnica foi o Unido, seguida da Hélice e do Cônico.

**Palavras-chave:** Reabilitação bucal, Materiais para moldagem odontológica, Implantes dentários.



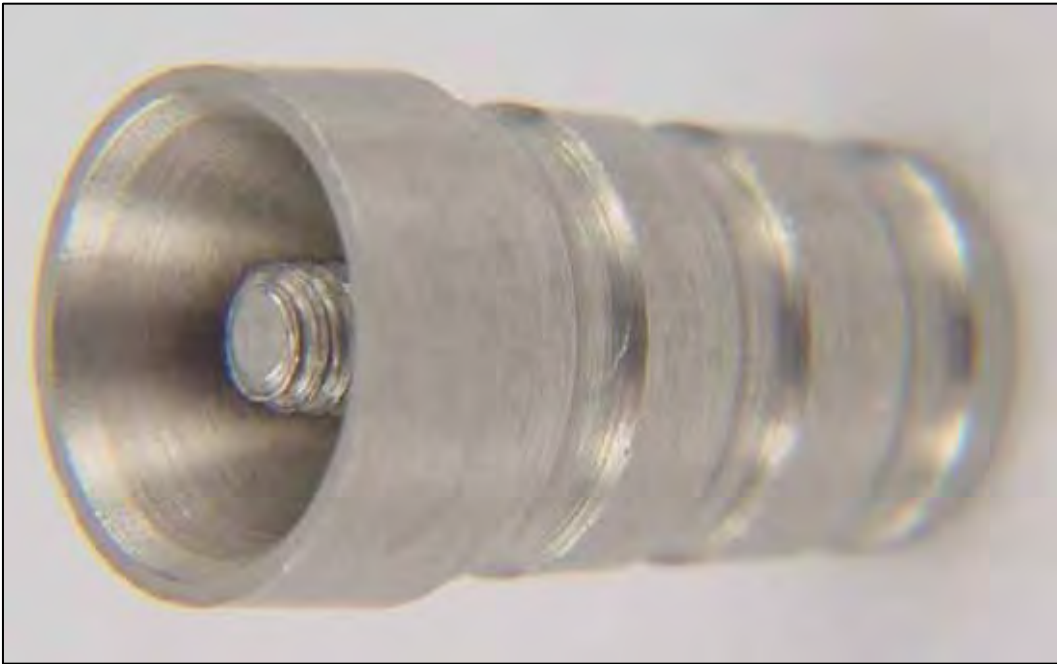


## **ABSTRACT**

Amaral ALC. Comparative analysis of impression techniques for implant-supported prosthesis [Dissertação de Mestrado] – Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

*Purpose:* The purpose of this in vitro study was to evaluate 3 impression techniques (tapered impression copings, squared modified impression copings, and squared impression copings splinted with bur and acrylic resin) for implant-supported prosthesis. *Materials and Methods:* A mandibular brass cast with 4 stainless steel implant-abutments analogs and a framework were fabricated. Addition silicone – Express – and condensation silicone – Zetaplus/Oranwash - impression materials were tested. Six groups were formed by combining each material and impression technique. Five casts were made per group for a total of 30 casts and 120 gap values (1 gap value for each implant-abutment analog). *Results:* With the Express impression material, the mean gap values were 164.40 µm for the tapered group, 97.90 µm for squared modified group and 127.79 µm for squared splinted group. With the Zetaplus/Oranwash impression materials, the mean gap values were 219.37 µm for the tapered group, 118.57 µm for squared modified group and 78.50 µm for squared splinted group. There was significantly difference between tapered impression technique and squared modified impression technique ( $P<.05$ ), when the material was Express. When the material was the condensation silicone, all groups had significantly difference among themselves ( $P<.05$ ). *Conclusions:* The best results were achieved for squared modified impression technique and squared splinted impression techniques, when the impression material was Express. For condensation silicone, the best technique was squared splinted group, followed by squared modified group, and tapered group.

**Key-words:** Dental impression materials, Dental implants, Mouth rehabilitation.



## **1 INTRODUÇÃO**

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 dentaduras completas<sup>23</sup>, bem como na substituição de elementos unitários ou múltiplos.

A relação entre estruturas orais estáticas e móveis devem ser reproduzidas de maneira precisa para a obtenção de um modelo excelente. A acurácia dessas restaurações finais depende grandemente dos materiais de moldagens e das técnicas utilizadas<sup>42</sup>.

A reprodução imprecisa das dimensões reais das estruturas dentárias e/ou a transferência incorreta da posição dos implantes tem como consequência, a confecção de restaurações protéticas com algum grau de desajuste<sup>35</sup>.

A moldagem é uma das etapas do tratamento restaurador, onde nem sempre todos os princípios são seguidos rigorosamente; a fidelidade dos materiais é comprometida pela manipulação, técnica empregada e pela demora no vazamento do modelo<sup>45</sup>.

Existem vários relatos abordando como aumentar a precisão das técnicas de moldagens, incluindo-se o controle da temperatura ambiente, a utilização de técnicas de moldagens duplas ou únicas, moldeiras de estoque ou individuais, etc. Embora todos esses fatores afetem tal precisão, a escolha do material de moldagem é, possivelmente, o fator mais importante<sup>14</sup>.

As siliconas de condensação, os polisulfetos, e os hidrocolóides irreversíveis apresentam qualidades que os tornam mais sensíveis no que diz respeito ao seu manuseamento e técnica de mistura porque os mesmos exibem maiores alterações após a polimerização, o que pode afetar a precisão na reprodução dos detalhes. Os poliéteres e polivinilis são mais estáveis à deformação após o processo de polimerização<sup>42</sup>.

Para Huan et al.<sup>27</sup> (2004), as siliconas de adição (polivinilsiloxano) têm sido utilizadas amplamente devido a sua excelente estabilidade dimensional, restabelecimento superior após deformação, e reprodução precisa de detalhes.

A falta de estabilidade dimensional da silicona de condensação ainda hoje é referida na literatura como uma desvantagem deste material, embora já existam nomes comerciais de siliconas de uma nova geração em que prováveis alterações na sua formulação produziram melhoras significativas nesta propriedade. Uma referência desta estabilidade dimensional é o tempo de vazamento do gesso nos moldes obtidos com estes materiais de moldagem. O mercado odontológico já apresenta vários nomes comerciais em que o fabricante sugere maiores tempos de vazamento, alguns inclusive comparáveis as siliconas de adição e poliéter<sup>35</sup>.

A etapa de transferência do posicionamento dos implantes ou pilares para os modelos de laboratório é crítica<sup>38</sup> e qualquer imprecisão dimensional poderá levar a resultados insatisfatórios ou completa falha da prótese<sup>40</sup>. Porém, não devem ser esquecidos os problemas de adaptação dos componentes protéticos utilizados na confecção da prótese entre si e ao implante e os passos laboratoriais de inclusão, enceramento, fundição, soldagem e a própria habilidade do técnico de laboratório.

A justaposição íntima do osso ao implante de titânio é a característica essencial que permite transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimento relativo apreciável<sup>46</sup> e conseqüentemente, para a manutenção da osseointegração. Deve-se salientar que o ajuste passivo da conexão entre o pilar e a estrutura metálica é essencial, pois o estresse mecânico pode ser transmitido para os implantes através da conexão da estrutura aos pilares, sendo imprevistas as respostas biológicas a estas tensões<sup>51</sup> e a ausência de ligamento periodontal torna o implante incapaz de adaptar a sua posição a uma estrutura não passiva<sup>1</sup>.

Uma estrutura com ajuste passivo, isto é, com contato circular simultâneo entre os componentes pré-fabricados, teoricamente deverá induzir tensão zero nos componentes do implante e no osso circunvizinho na ausência de uma carga externa aplicada. Entretanto, estrutura com ajuste absolutamente passivo não foi alcançada nas últimas três décadas<sup>43</sup>.

Pelo fato do sistema osso-implante ter menor capacidade que o sistema periodonto-dente em absorver e distribuir as forças mastigatórias através do osso alveolar, uma impossibilidade de adaptação passiva produzirá uma sobrecarga aos elementos mecânicos do sistema, que pode resultar em soltura ou fratura dos parafusos de ouro. Em casos mais graves pode também afetar os elementos

biológicos, causando a completa perda da osseointegração ou a diminuição da altura do osso marginal peri-implantar<sup>1</sup>.

O propósito principal de uma moldagem de múltiplos implantes é registrar, transferir e reproduzir o relacionamento entre os implantes o mais preciso possível. Também servem ao importante propósito de registrar a morfologia dos tecidos moles<sup>24,52,23</sup>.

No sistema Brånemark existem transferentes cônicos e quadrados que se prestam para transferências e se adaptam aos intermediários e suas réplicas. Porém, existem variações de técnicas para a utilização dos mesmos, resultando em pesquisas que procuram identificar a superioridade de uma técnica sobre a outra<sup>22</sup>.

Alguns autores como Humphries et al.<sup>28</sup> (1990) concluíram que a técnica com transferentes cônicos é melhor do que a técnica com transferentes quadrados unidos ou não com resina Duralay. Outros como Carr<sup>10</sup> (1991), Fenton et al.<sup>20</sup> (1991), Rodney et al.<sup>40</sup> (1991) e Phillips et al.<sup>38</sup> (1994) concluíram que a técnica com transferentes quadrados é melhor do que a com transferentes cônicos. E ainda alguns como Carr, Sokol<sup>12</sup> (1991), Carr<sup>11</sup> (1992) concluíram que são iguais.

Como ainda não há consenso entre os pesquisadores com relação às técnicas de moldagem para implantes e qual o melhor material frente às essas técnicas, julgou-se pertinente realizar uma análise da literatura sobre esses aspectos.



## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

Para Eames et al.<sup>19</sup> (1979), os dentistas devem ter a oportunidade de selecionar materiais de moldagem que apresentem propriedades confortáveis e ainda que não sacrifiquem a precisão e a estabilidade dimensional. Trinta e quatro materiais de 13 empresas foram avaliados em relação à estabilidade dimensional e acurácia. A porcentagem de mudança linear negativa foi medida nos tempos de 30 minutos e 24 horas logo após o início da mistura. As moldagens foram feitas a partir de um modelo metálico que simula um preparo de coroa total. As moldeiras foram fabricadas permitindo um espaçamento de 2.4 mm para o material de moldagem. As moldagens permaneceram em água a  $32 \pm 2^\circ\text{C}$  por 3 minutos (mais do que o tempo mínimo recomendado). A acurácia dos troqueis de gesso foi determinada pela utilização de modelos mestres que foram construídos no modelo metálico e depois assentados em cada um dos troqueis de gesso. Após a obtenção dos dados a análise estatística foi realizada e chegou-se aos seguintes resultados: 1) A contração que todos os materiais exibiram em 30 minutos variou de 0.11% a 0.45%. No geral, as siliconas demonstraram maior alteração dimensional nesse período. 2) No tempo de 24 horas, a estabilidade variou de 0.18% a 0.84%. Como previamente relatado, os poliéteres e os polissulfetos são geralmente mais estáveis e as siliconas menos estáveis dimensionalmente. 3) Dos polissulfetos, Omniflex Fast Set e Neoplex Light foram os menos estáveis, enquanto que Static X e Coeflex foram os mais estáveis. 4) As novas siliconas de reação por adição, President e Permagum, exibiram as menores alterações. Elas foram consideradas equivalentes aos poliéteres. Citricon, Xantopren e Delicrown foram as siliconas menos estáveis testadas. Dos sistemas massa, o Optosil apresentou a menor variação após 24 horas e o Citricon a maior. Conclusão: Quando vazados imediatamente, muitos dos materiais disponíveis apresentaram características similares de estabilidade e os dentistas devem basear sua escolha em outras considerações. Em situações onde o vazamento imediato das moldagens for preconizado, apenas os materiais mais estáveis devem ser selecionados.



Em 1983, Skalak<sup>46</sup> analisou a distribuição macroscópica de estresse e mecanismos de transferência de cargas onde a justaposição íntima de osso nos implantes de titânio é provida ao nível microscópico. E também apresentou algumas diretrizes qualitativas, relativas ao posicionamento de implantes e ao modo de ação que pode ser esperado da prótese parcial fixa sobre implantes osseointegrados. As conclusões foram as seguintes: 1- A justaposição íntima de osso ao implante de titânio é a característica essencial que permite uma transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimento relativo apreciável ou abrasão. A ausência de qualquer camada intermediária fibrótica permite transmitir a tensão sem qualquer mudança progressiva na união ou contato entre o osso e implante; 2- O uso de um parafuso rosqueado proporciona uma forma de engrenamento com o osso em uma escala macroscópica que permite o desenvolvimento completo da resistência do osso ao cisalhamento ou compressão. Um implante liso e cilíndrico pode requerer uma ligação adesiva para o desempenho satisfatório, mas um com forma de parafuso pode trabalhar seja ou não desenvolvida uma verdadeira união adesiva, contanto que a justaposição de osso e implante seja íntima; 3- A distribuição de uma carga vertical ou lateral aplicada a uma prótese parcial fixa depende do número, arranjo e dureza dos pilares usados, como também da forma e dureza da própria prótese parcial fixa. Em geral uma prótese parcial fixa rígida distribuirá cargas a vários implantes mais efetivamente. Uma prótese flexível pode ser adequada se a resistência desenvolvida por cada implante puder transmitir a carga total que é aplicada. Prótese parcial fixa com cantilever aumenta a carga no primeiro parafuso mais próximo do cantilever. Moderadas projeções (do cantilever) podem ser toleradas se os implantes forem suficientemente fortes; 4- Uma justa conexão da prótese parcial fixa com os implantes proporciona uma estrutura única que pode agir em combinação com o osso para prover uma maior resistência que a dos implantes ou do osso mandibular sozinhos; 5- Os implantes osseointegrados proporcionam um contato direto com o osso e assim transmitirão quaisquer ondas de tensão ou choques aplicadas aos implantes. Por isto é aconselhável usar um material amortecedor como resina acrílica, nos dentes artificiais utilizados na prótese parcial fixa. Este arranjo permite o desenvolvimento de uma subestrutura dura e forte com adequada proteção de choque em sua superfície exterior.

Humphries et al.<sup>28</sup>, em 1990, fizeram um estudo comparativo entre três técnicas de moldagem com implantes do sistema Brånemark, através da verificação da precisão dos modelos obtidos. Utilizaram uma matriz metálica de alumínio simulando as dimensões de uma mandíbula com quatro análogos de pilares. Quatro pontos de referência foram fresados na matriz metálica. Moldeiras individuais em resina autopolimerizável e aliviadas foram utilizadas para a realização das moldagens, com a técnica dos dois passos, utilizando um material à base de sílica por adição (President, Coltene). As três técnicas de transferência foram: 1- transferentes cônicos; 2- transferentes quadrados; 3- transferentes quadrados unidos com resina Duralay (30 min antes da moldagem ser feita). A moldagem foi realizada com o modelo à temperatura de 37°C, simulando uma situação clínica. Os moldes foram removidos após oito minutos de polimerização em banho de água nesta temperatura. Quatro moldagens foram feitas para cada técnica. Os análogos dos implantes foram adaptados aos transferentes e o molde preenchido com gesso Vel-Mix. Nos modelos obtidos foram adaptados quatro pinos especiais, para a medição através de um sistema de mensuração gráfica computadorizado, com precisão de  $\pm 3\mu\text{m}$ , nas coordenadas espaciais (x, y, z). Os valores médios e desvios padrões de cada um dos pontos de referência sobre os doze modelos foram comparados com os valores para cada ponto do modelo metálico. Os autores concluíram que quando comparado ao modelo original, os pontos de referência mostraram valores com nenhuma diferença estatisticamente significativa ou valores condizentes com as alterações dimensionais dos materiais usados. Utilizando-se transferentes cônicos, 92% dos valores não foram significativamente diferentes daqueles do modelo metálico. Com transferentes quadrados não espiantados e espiantados respectivamente, 50% e 42% dos valores não foram significativamente diferentes daqueles do modelo metálico. Das três técnicas, a dos transferentes cônicos teve uma diferença numérica menor que 50  $\mu\text{m}$  em 100% das vezes. A dos transferentes quadrados não espiantados e espiantados tiveram uma diferença numérica menor que 50  $\mu\text{m}$  em 59% e 58% das vezes, respectivamente. A técnica indireta com transferentes cônicos reproduziu melhor os pontos experimentais do que as outras técnicas.

Em 1990, Spector et al.<sup>47</sup> avaliaram com medições múltiplas três técnicas de moldagem de transferência para implantes osseointegrados. Foi utilizado um modelo simulando uma mandíbula com seis implantes, reproduzido através de três técnicas de transferência. Técnica I - moldeira individual de resina acrílica com abertura superior, transferentes quadrados unidos com resina acrílica (Duralay) e fio dental e moldagem com polissulfeto. Técnica II - moldeiras de estoque, transferentes cilíndricos e moldagem com polivinilsiloxano. Técnica III - moldeiras de estoque, transferentes cilíndricos e moldagem com silicona por condensação. Todos os componentes utilizados foram da Nobelpharma. Cinco moldagens e cinco modelos foram feitos com cada técnica (vazados em gesso pedra melhorado). Seis transferentes cilíndricos foram usinados em sua superfície superior para permitir as medições feitas no eixo X-Y (plano horizontal) e Z (eixo vertical). Os autores concluíram que a magnitude das distorções foi similar nas três técnicas avaliadas.

Carr, Sokol<sup>12</sup>, em 1991, relataram que os modelos de trabalho deveriam representar precisamente o relacionamento intra-oral dos implantes para permitir a fabricação de próteses com ajuste passivo. Neste estudo compararam a precisão dos modelos (obtidos a partir de um modelo parcialmente desdentado com dois implantes Nobelpharma posicionados paralelos e colocados na região posterior direita) através de duas técnicas de moldagem de transferência para implantes – técnica direta (transferentes quadrados) e indireta (transferentes cônicos). Uma estrutura metálica foi usada para obter medidas (mm) pelo aperto do implante anterior com um torque constante (14 in. oz.). Quatro esferas de aço inoxidável de 1,57 mm foram colocadas na estrutura: duas por vestibular e duas por lingual. As quatro esferas correspondentes ao modelo mestre foram transferidas pelas moldagens (realizadas com um poliéter: Caulk Polygel) para os modelos experimentais (Whip Mix - Prima Rock) permitindo fazer quatro medidas entre pares de esferas. Foram produzidos nove modelos para cada técnica e os dados foram obtidos em um microscópio (precisão de 0,003 mm). A média absoluta observada menos os valores preditos foram: para a técnica indireta, 0,070 mm e para a técnica direta, 0,020 mm. Nas condições deste estudo, não há nenhuma evidência convincente que uma técnica é mais precisa do que a outra.

No mesmo ano, Carr<sup>10</sup> relata que a produção de uma estrutura metálica precisa e que satisfaça o objetivo para a implantodontia de ajuste passivo, demanda uma compreensão dos potenciais erros de processamento. A precisão de modelos de trabalho fabricados por moldagens utilizando dois diferentes transferentes Nobelpharma foi investigada. Um modelo de gesso representando uma mandíbula com cinco pilares de implantes localizados na região anterior foi usado para produzir sete modelos para ambas as técnicas de transferência indireta e direta. Os ângulos de divergência entre pilares foram todos menores que 15°. Para a realização das moldagens foi utilizada uma moldeira individual de resina acrílica (Formatray, Kerr) com poliéter (Polygel, LD Caulk/Dentsply). A variabilidade das repetidas fixações dos parafusos para os componentes de transferência indireta e direta foi  $\leq 20 \mu\text{m}$ . A comparação foi feita usando uma estrutura metálica adaptada para o modelo mestre. Diferenças nas distâncias medidas entre cada grupo e o modelo mestre foram analisadas. Para o modelo utilizado, a técnica direta produziu modelos de trabalho mais precisos. A inexatidão vista com o método de transferência indireto parecia estar relacionada com o não paralelismo entre os pilares ( $< 15^\circ$ ) e com a deformação aparente do material de moldagem.

Fenton et al.<sup>20</sup>, em 1991, fizeram um estudo que comparou a precisão dos modelos de implantes produzidos através de quatro diferentes técnicas de moldagem para transferência. Uma estrutura metálica para prótese sobre implante mandibular padrão foi feita e então um modelo metálico de um arco mandibular com cinco implantes (Nobelpharma) foi confeccionado para se ajustar a ela. Foram obtidos quinze moldes para cada uma das quatro técnicas de moldagem para transferência. O ajuste da estrutura metálica pré-fabricada para cada modelo foi avaliado manualmente. Então, a diferença entre assentamento passivo e adaptação por aperto do parafuso foi medida num microscópio com aumento de 30 vezes. Os resultados para as técnicas de moldagens de transferência foram: a - transferentes quadrados unidos com resina acrílica e moldagem com alginato (0 com mau ajuste / fenda 4,17  $\mu\text{m}$ ); b - transferentes quadrados unidos com resina acrílica e moldagem com poliéter (0 com mau ajuste / fenda 4,17  $\mu\text{m}$ ); c - transferentes quadrados sem união e moldagem com poliéter (4 com mau ajuste / fenda 11  $\mu\text{m}$ ); d- transferentes

cônicos e moldagem com silicóna por adição (8 com mau ajuste / fenda 21,6  $\mu\text{m}$ ). A avaliação manual do ajuste passivo teve correlação com as medidas das fendas. Quando resina acrílica foi usada para unir os transferentes quadrados, todos os modelos foram aceitáveis e mais precisos do que o melhor resultado obtido com as outras técnicas, independente do material de moldagem utilizado.

Ainda no ano de 1991, Ivanhoe et al.<sup>31</sup> descreveram uma técnica de moldagem de transferência para implantes com transferentes quadrados unidos. Foi utilizado um paciente com cinco implantes fixados na mandíbula, onde se realizou a moldagem preliminar, com transferentes cilíndricos e hidrocolóide irreversível. Após a obtenção do modelo, os transferentes cilíndricos foram substituídos por transferentes quadrados. Fez-se uma rígida conexão entre eles com resina fotopolimerizável, deixando 1 mm de espaço entre cada transferente. Após este procedimento os transferentes com resina foram removidos do modelo e adaptados aos implantes intra-orais, recebendo um torque de 10 Ncm e então unidos com resina fotopolimerizável de consistência gel, antes da realização da moldagem. Os autores concluíram que esta técnica reduziu o tempo clínico pela eliminação da necessidade da armação de fio dental e Duralay, minimizou as alterações durante a polimerização pela diminuição da quantidade de resina e reduziu o desconforto para o paciente.

Segundo Rodney et al.<sup>40</sup>, em 1991, o processo de fabricação de prótese sobre implante envolve a crítica transferência de registros intraorais para os modelos de laboratório. Qualquer alteração dimensional neste processo poderá levar a pobres resultados finais ou completa falha da prótese. Avaliaram a precisão dimensional entre dois sistemas de moldagem de transferência para implantes (Sistema Brånemark, Nobelpharma): transferentes quadrados (direto) e transferentes cônicos (indireto). Um modelo padrão foi fabricado com duas réplicas de pilares fixados com resina epóxica. Moldeiras individuais foram utilizadas para a realização das moldagens com poliéster (Impregum). Doze moldes foram obtidos para ambos os sistemas de moldagem de transferência e as leituras realizadas diretamente nos moldes em microscópio de mensuração (Nikon). Os resultados mostraram que a dimensão média entre as réplicas dos pilares do modelo padrão foi de 0,6758

polegadas com um possível erro de medição de 0,0002 polegadas. Os transferentes cônicos tiveram um valor médio de 0,6808 polegadas com um desvio padrão de 0,0023 polegadas e os transferentes quadrados tiveram um valor médio de 0,6778 polegadas com um desvio padrão de 0,0017 polegadas. Os autores concluíram que a moldagem de transferência com o transferente quadrado (direta) foi dimensionalmente mais preciso do que com o transferente cônico (indireta).

Em 1992, Hung et al<sup>29</sup> avaliaram 5 siliconas de adição (Mirror 3, Mirror 3 Extrude, Express, Permagum e Absolute) e duas técnicas de moldagens (Putty/Wash 1 passo e 2 passos) com o objetivo de se comparar a precisão das moldagens nessas duas técnicas bem como comparar a acurácia dos materiais testados (tanto na de 2 passos quanto na de 1 passo) com o controle positivo (modelo de metal com 2 pilares preparados para coroa total) e os troqueis de gesso produzidos das moldagens feitas a partir do Mirror 3 P/W 2 passos (sendo utilizado como controle devido ao seu curto tempo de trabalho e com o objetivo de se comparar ao longo tempo de trabalho dos materiais massa utilizados, incluindo-se o Mirror 3 extrude). Cinco moldagens do modelo mestre foram realizadas para cada uma das duas técnicas e para cada material testado utilizando-se moldeira metálica perfurada. Medidas foram mensuradas em 6 diferentes localizações (m1, m2, m3, m4, m5 e m6) do modelo padrão e do modelo de gesso (Mirror 3 controle) através de um microscópio portátil (Unitron Instruments, Inc., Woodbury, N.Y.). Como resultados, os autores encontraram uma diferença estatística significativa entre todos os materiais de moldagens testados em todas as medidas (m1 a m6); Não houve diferença estatística entre as técnicas de moldagens P/W 1 passo e P/W 2 passos nas medidas de m1, m3, m4, m5 e m6. Em m2 houve uma diferença estatística significativa sendo a técnica de 1 passo melhor do que a de 2 passos ( $p \leq 0.05$ ). Em relação ao controle positivo (modelo padrão), todos os grupos foram diferentes estatisticamente ( $p \leq 0.05$ ). Quando o controle negativo foi utilizado, uma diferença estatística significativa entre este e o Mirror 3 extrude P/W (1 passo e 2 passos) foi encontrada nas dimensões m1 e m2 ( $p \leq 0.05$ ). De acordo com os autores, a precisão da silicona de adição é afetada mais pelo material do que pela técnica empregada. Não houve diferença entre as técnicas utilizadas (P/W 2 passos ou 1 passo) exceto em 1 das 6 dimensões avaliadas onde a técnica de 1 passo foi superior a de 2

passos. O material Mirror 3 massa e leve na técnica 2 passos apresentou menor distorção que o Mirror 3 Extrude massa e leve tanto de 1 passo como de 2 passos.

No mesmo ano, Assif et al.<sup>4</sup> compararam a precisão dimensional de quatro diferentes procedimentos de moldagem de transferência para implantes osseointegrados. Foi construído um modelo mandibular de gesso pedra especial com cinco análogos de implantes para este estudo. Uma estrutura metálica (representativa de uma prótese sobre implantes mandibular) foi encerada e fundida. Esta estrutura foi o padrão para que todas as mensurações fossem feitas durante a avaliação da precisão dos modelos obtidos pelos diferentes procedimentos de moldagem. Um bloco de alumínio foi usinado na forma de arco mandibular e foram feitas perfurações para receber os cinco análogos em latão dos implantes. Estes análogos foram parafusados à estrutura metálica e então incluídos dentro do bloco de alumínio com resina epóxica. Isto formou um modelo metálico que já tinha uma estrutura metálica ajustada passivamente nele. Foram utilizadas quatro técnicas de moldagem de transferência: 1- moldeira de estoque metálica com abertura superior e selada com placa base de cera, transferentes quadrados unidos com resina Duralay 24 horas antes, mas com um espaço de 1 mm entre cada transferente, que foram unidos 15 min antes da moldagem com alginato ser feita; 2- moldeira individual de resina acrílica, transferentes quadrados unidos com resina Duralay (do mesmo modo que na técnica 1) e moldados com poliéter; 3- moldeira individual de resina acrílica, transferentes quadrados sem união e moldados com poliéter; 4- moldeira de estoque metálica perfurada, transferentes cônicos, moldagem com polivinilsiloxano (técnica da dupla mistura). Foram obtidos quinze moldes para cada técnica, preenchidos com gesso pedra especial após a adaptação dos análogos dos implantes aos transferentes. Esperou-se 24 horas antes da separação. O critério usado para verificar a acurácia das moldagens foi o ajuste dos análogos em cada modelo à estrutura metálica. Isto foi julgado manualmente, bem como visualmente com auxílio de um microscópio. A estrutura metálica foi assentada sobre cada modelo e foi aplicada pressão digital alternadamente nas regiões correspondentes ao topo de cada um dos cinco implantes. Um esforço foi realizado para criar qualquer movimento da estrutura que poderia ser detectado visualmente ou pelo suave contato com o dedo. Dois examinadores fizeram suas observações independentemente e então compararam os

resultados. Uma apreciação de ajuste passivo foi somente feita quando ambos examinadores concordaram. A análise visual foi feita com o auxílio de um microscópio com aumento de 30 vezes. Pontos de referência específicos foram identificados no cilindro da estrutura e no implante. Um parafuso guia foi apertado no implante central para manter a estrutura em uma posição constante enquanto as medições foram feitas nos cilindros terminais (a discrepância existente devido aos procedimentos de moldagem foi determinada pela diferença da distância quando o cilindro estava sem parafuso daquela quando estava apertado com o parafuso). Duas medidas foram feitas para cada um dos dois pilares terminais. Quando os transferentes foram unidos com resina acrílica (técnicas 1 e 2), todos os trinta modelos foram julgados adaptados a estrutura passivamente e foram supostos aceitáveis clinicamente (desadaptação média de 4,17  $\mu\text{m}$ ). Já na técnica 3, onze dos quinze modelos foram julgados estar passivos e clinicamente aceitáveis (a média de desadaptação nos quinze modelos foi de 11  $\mu\text{m}$ ). Quando transferentes cônicos foram usados (técnica 4), somente sete dos quinze modelos foram julgados clinicamente aceitáveis (a média de desadaptação nos quinze modelos foi de 21,6  $\mu\text{m}$ ). A estrutura nesses oito modelos inaceitáveis foi vista e sentida balançar sobre os análogos. Houve uma clara correlação entre a avaliação clínica do ajuste passivo e a discrepância medida no microscópio. Esse estudo sugere que os dentistas com experiência em procedimentos com implantes podem detectar discrepâncias na adaptação da estrutura acima de 30  $\mu\text{m}$  (soma das discrepâncias nos implantes terminais direito e esquerdo). Os autores concluíram que quando resina acrílica foi usada para unir os transferentes (técnica 1 e 2), todos os modelos foram aceitáveis e mais precisos do que o melhor das duas outras técnicas. Quando a união não foi realizada, os transferentes quadrados, propiciavam bons resultados. A maioria dos modelos produzidos com a técnica 4 (transferentes cônicos) foram inaceitáveis.

Segundo Carr<sup>11</sup>, em 1992, quando se trabalha com implantes, é necessário entender a importância da exatidão e precisão de todas as fases de fabricação e união para conseguir uma supra-estrutura que se ajuste passivamente aos implantes. O autor avaliou a exatidão de modelos de trabalho produzidos a partir de moldagens utilizando dois diferentes transferentes (cônicos e quadrados). Para isso, foi construído um modelo mandibular mestre, parcialmente desdentado, com



dois implantes posicionados na região posterior esquerda, separados 11 mm de centro a centro, sendo o anterior paralelo ao 1º pré-molar adjacente e o posterior com 15° de inclinação lingual. Um alívio de 2 mm foi realizado ao redor dos dentes e transferentes dos implantes para a confecção das moldeiras individuais. O material de moldagem utilizado para as duas técnicas foi o poliéter (Polygel - Caulk/Dentsply). Foram feitos dez modelos para cada técnica. A transferência foi julgada efetiva na produção de modelos se a distância entre pontos específicos dos modelos concordasse com a distância correspondente do modelo mestre. O valor absoluto da diferença nas distâncias entre modelos experimentais e mestre foi comparado para as duas técnicas. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi notada. Ambas as técnicas fornecem resultados comparáveis com um valor médio de discrepância de 36 µm e 35 µm para a transferência direta e indireta, respectivamente. Isto sugere que não existe nenhuma vantagem clara na utilização do método direto em situações clínicas semelhantes às estudadas.

No mesmo ano, Inturregui et al.<sup>30</sup> investigaram a produção de tensão na estrutura metálica mestre quando ela foi parafusada e apertada com 10 Ncm sobre os modelos de gesso obtidos por três técnicas de moldagem de transferência para implantes orais osseointegráveis. Somente dois implantes foram usados para simplificar os tipos de força produzidos. Uma estrutura metálica mestre foi fundida em uma liga de prata-paládio. A estrutura consistia de dois cilindros de ouro conectados por uma barra de 30 mm de comprimento. Duas réplicas de latão associadas aos pinos guia foram apertadas com 10 Ncm na estrutura metálica. Esta estrutura foi fixada em uma base de gesso pedra melhorado. Um total de trinta moldeiras individuais de resina acrílica com uma janela na oclusal foram feitas (dez para cada técnica). O material de moldagem utilizado foi o poliéter (Impregum). Os pinos guia foram apertados com 10 Ncm. As moldagens foram separadas do modelo mestre 6 minutos após o posicionamento da moldeira. Foram utilizadas três técnicas diferentes, I - transferentes quadrados não unidos; II - transferentes quadrados unidos com gesso de moldagem; III - transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay. Para a técnica III, um molde de polivinilsiloxano (consistência massa) foi construído para padronizar o esplinte. O esplinte foi seccionado com um disco de carborundum. Os segmentos foram novamente assentados no modelo

mestre, reapertados com um torque de 10 Ncm e reunidos com resina acrílica. A resina acrílica polimerizou por 15 min antes da moldagem ser feita. O aperto do conjunto pino guia, transferente e análogo do pilar foi feito somente com pressão digital. A força de 10 Ncm aplicada com o torquímetro causou rotação dos transferentes nas moldagens com poliéter (técnica I). Portanto, pressão digital foi usada para apertar os análogos de latão para todas as técnicas de moldagem. As moldagens foram vazadas em conjuntos de cinco, dentro do período de tempo menor que 3½ h da primeira e pelo menos 30 min da última moldagem que foi feita. Os modelos obtidos com gesso pedra melhorado tipo V (Die-Keen) foram espatulados manualmente por 30 s e à vácuo por mais 30 s. Após um tempo mínimo de 2 horas foram separados da moldagem e armazenados à temperatura ambiente por 2 semanas até que as medidas fossem feitas. A estrutura metálica foi parafusada com parafusos de ouro e apertada com 10 Ncm em cada modelo de gesso obtido. As mensurações no plano horizontal e vertical foram realizadas através de um indicador de tensão digital modelo P-3500 (Measurements Group Inc.). A técnica I foi estatisticamente diferente das técnicas II e III em ambos os planos (horizontal e vertical). Em adição, a técnica I demonstrou proporcionar valores mais próximos àqueles encontrados no modelo mestre. Os autores concluíram que houve diferença estatística significativa entre as três técnicas utilizadas. Nenhuma das técnicas de moldagem resultou em um ajuste da estrutura absolutamente passivo. Baseado nos valores de tensão registrados e no ajuste subjetivo da estrutura nos modelos, quaisquer das técnicas de moldagem investigadas deveriam ser clinicamente aceitáveis. Parece não ser nenhuma vantagem clínica usar as técnicas mais demoradas de moldagem de transferência com esplintagens feitas com resina acrílica autopolimerizável ou gesso.

Assif et al.<sup>2</sup>, em 1994, sugeriram uma técnica de moldagem para implantes osseointegráveis que une os transferentes diretamente na moldeira individual de resina acrílica, evitando o uso de resina autopolimerizável e fio dental, diminuindo a distorção e simplificando os procedimentos clínicos. Uma moldagem inicial com os transferentes cilíndricos conectados aos implantes foi realizada com hidrocolóide irreversível e vazou-se o gesso. No mínimo 48 horas antes da moldagem, foi confeccionada uma moldeira individual com alívio apropriado e perfurações para os transferentes

quadrados ultrapassarem a superfície superior da moldeira. Uma nova moldagem foi realizada para a construção do modelo de trabalho, utilizando material elastomérico, pela técnica de injeção ao redor dos transferentes. O excesso de material de moldagem é removido até ficar nivelado com a moldeira. Uma resina autopolimerizável foi aplicada ao redor dos transferentes quadrados, unindo-os na moldeira. Após a polimerização, a moldeira foi removida, os análogos adaptados e o modelo de trabalho final foi vazado. A secção esplintada que contém os transferentes foi separada da moldeira com uma fresa, obtendo-se um index para verificar a precisão do modelo de trabalho. A técnica de moldagem apresentada permitiu uma fácil manipulação, diminuição do tempo de trabalho clínico e minimizou a distorção da esplintagem de resina através da construção prévia da moldeira individual e pela técnica de adição incremental.

Em 1994, Kallus, Bessing<sup>32</sup> avaliaram a ocorrência de soltura de parafusos de ouro e intermediários após cinco anos da instalação de próteses de arco completo em 50 pacientes (16 na maxila e 34 na mandíbula). Depois da conexão dos pilares, 32 pacientes tiveram seis implantes, 14 pacientes tiveram cinco, e 4 tiveram quatro implantes. As próteses confeccionadas em ouro tipo 3, com dentes de resina acrílica e utilizando componentes do sistema Brånemark, tiveram os parafusos de ouro apertados manualmente, com força máxima em seqüência padronizada. Os resultados foram relacionados a parâmetros clínicos como precisão da superestrutura, dependência do operador e diagnóstico clínico e radiográfico do estado do implante depois de 5 anos. Os autores concluíram que parece haver correlação clinicamente significativa entre a desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos de ouro, mas os resultados não são totalmente conclusivos, já que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos e próteses com pobre adaptação também podem sustentar parafusos de ouro bem apertados. As falhas dos parafusos de ouro puderam ser relacionadas à desadaptação das próteses e consideradas como sendo dependentes do operador até certo ponto, já que o aperto dos parafusos, a avaliação clínica da adaptação e a adaptação em si são variáveis dependentes do operador, que são afetadas pela destreza manual e força muscular do operador. Segundo os autores, os achados clínicos e radiográficos não suportam a hipótese de que próteses com pobre

adaptação poderiam representar risco a longo prazo à osseointegração. É recomendado que próteses fixas de arco completo sejam reapertadas depois de 5 anos.

No mesmo ano, Phillips et al.<sup>38</sup> relataram que a maioria dos estudos se focou na distorção do modelo mestre obtido a partir de uma moldagem e nas diferenças entre vários designs de transferentes e técnicas de transferência. Neste estudo foi examinada a posição dos transferentes dentro da moldagem antes da fabricação do modelo e também comparou as tolerâncias de usinagem de um determinado sistema. As tolerâncias de usinagem podem ser descritas como distorções clinicamente aceitáveis, isto é, essas que não induzem tensão nos componentes durante colocação na boca. O propósito deste estudo foi comparar a precisão de três técnicas de moldagem diferentes usadas por dentistas atualmente. Estas foram: 1- transferentes cônicos; 2- transferentes quadrados e 3- transferentes quadrados unidos com resina acrílica. A posição tridimensional dos transferentes no modelo mestre proporcionou a referência de controle para a comparação direta da distorção ou movimento relativo dos transferentes durante a moldagem. Cinco análogos de implantes (Nobelpharma) foram fixados em um modelo mestre de resina termopolimerizável incolor simulando uma mandíbula desdentada. Cada análogo foi colocado com uma angulação de 10° para vestibular e pilares transmucosos (TMA) fixos (20 Ncm). Isto criou um modelo igual à situação clínica com implantes ligeiramente divergente de um ao outro. Transferentes foram fixos (10 Ncm) sobre o modelo mestre e a posição tridimensional deles registrada usando um dispositivo para medição com precisão menor do que 1 µm para comparação das moldagens de transferência. Foram feitas moldagens usando três técnicas diferentes com moldeiras especiais fabricadas para permitir um mínimo de 3 mm de material de moldagem. O material de moldagem usado foi o Impregum (ESPE/Premier) e a resina acrílica para a técnica de esplintagem foi GC Pattern resin, usando fio dental para apoiá-la durante a colocação. Um total de quinze amostras foi preparado usando as três técnicas diferentes. A posição dos transferentes foi medida dentro da moldagem para evitar as distorções criadas pela expansão de presa do gesso. As avaliações estatísticas indicaram que as distorções associadas com os transferentes quadrados foram significativamente menores do que as com os transferentes

cônicos e os espécimes esplintados com resina ficaram entre os dois. Para o transferente cônico existem outras variáveis, como a distorção do material de moldagem durante a remoção, causando permanente deformação do mesmo (lembrar que os implantes estão angulados) e também a necessidade de reposicionamento dentro da moldagem. Não houve diferença significativa entre as distorções dos transferentes cônicos e dos transferentes quadrados esplintados com resina. O movimento absoluto total de cada TMA na interface com a réplica de implante variou de 72,3  $\mu\text{m}$  ( $\pm 38,2 \mu\text{m}$ ) para os transferentes cônicos, 53,6  $\mu\text{m}$  ( $\pm 27,2 \mu\text{m}$ ) para os transferentes quadrados esplintados com resina e 35,5  $\mu\text{m}$  ( $\pm 20,7 \mu\text{m}$ ) para os transferentes quadrados. As tolerâncias de usinagem dos componentes Nobelpharma testados neste estudo foram 31,9  $\mu\text{m}$  ( $\pm 14,2 \mu\text{m}$ ) no plano xy. Este valor foi baseado em trabalho previamente realizado na Universidade de Washington. Comparando as tolerâncias de usinagem medidas para o sistema de implante (31,9  $\mu\text{m}$ ) com as distorções no plano xy dos transferentes quadrados (sem resina), esse foi o único grupo que não mostrou nenhuma diferença estatística. O significado clínico deste estudo é que uma técnica de moldagem deveria levar idealmente o menor tempo, se de fácil realização, barata, confortável para o paciente e apresentar os melhores resultados. O transferente cônico cumpre a maioria destes critérios, mas sua inexatidão inerente limita sua utilização. Porém, desde que a técnica com os transferentes quadrados esplintados com resina não mostrou nenhum benefício sobre o transferente quadrado sem resina, o tempo extra e as complicações envolvidas na criação da esplintagem de resina poderiam ser considerados desnecessários.

Segundo Waskewicz et al.<sup>51</sup>, em 1994, o objetivo primário na fabricação de superestruturas para implantes osseointegrados é alcançar um ajuste passivo da conexão entre o pilar e a estrutura metálica, pois estresse mecânico pode ser transmitido para os implantes através da conexão da estrutura aos pilares. Adaptação passiva do pilar à estrutura metálica é frequentemente difícil de ser obtida e interpretada durante a prova clínica. Técnicas de soldagem para correção das discrepâncias das estruturas têm sido descritas. Estas envolvem tanto fundição em unidades separadas ou seccionamento em unidades separadas e registro (união) na boca ou sobre o modelo mestre. Por causa da falta de conhecimento das

respostas biológicas à transferência de estresse, o objetivo dos protesistas deveria ser entregar a estrutura ajustada o mais passivamente possível. Para este trabalho, foi feita uma análise fotoelástica para avaliar os padrões de estresse gerados ao redor de implantes com estruturas metálicas com ajuste passivo e não passivo. Cinco implantes Brånemark foram posicionados em um análogo fotoelástico de uma mandíbula humana. Exame visual da estrutura metálica mostrou um inadequado ajuste (uma abertura entre a estrutura e os pilares 4 e 5) quando um parafuso de ouro foi apertado no pilar 1 com um torque de 10 Ncm e vice-versa. As estruturas foram analisadas pelas fotografias das franjas decorrentes do estresse que era gerado quando a estrutura foi parafusada com os parafusos de ouro a um torque de 10 Ncm nos pilares. A estrutura não passiva foi analisada fotoelasticamente pelo parafusamento com parafusos de ouro com um torque de 10 Ncm por três diferentes seqüências: pilar 1,2,3,4,5; pilar 5,4,3,2,1; pilar 3,2,4,1,5. Depois que uma avaliação inicial e registros foram feitos, a estrutura não passiva foi seccionada entre cada pilar para o registro (união) para solda. Os parafusos de ouro foram apertados com um torque de 10 Ncm, e as secções de metal foram unidas com Duralay, incluídas em revestimento e soldadas. Somente a estrutura seccionada e soldada é que apresentou nenhuma franja de estresse ao redor dos implantes quando foi apertada pelas três diferentes seqüências descritas previamente. Assim é altamente recomendada a secção, união e soldagem das estruturas metálicas. A seqüência de parafusamento da estrutura nos pilares foi insignificante, pois distribuições idênticas de estresse foram vistas pelos três diferentes métodos de aperto.

Em 1996, Assif et al.<sup>3</sup> avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de implantes, através de uma matriz metálica mandibular de laboratório que simulava uma situação clínica com cinco análogos de implantes parafusados e colados com resina epóxica. As três técnicas de moldagem foram as seguintes: Grupo 1- transferentes quadrados unidos entre si com resina acrílica autopolimerizável (Duralay); Grupo 2- transferentes quadrados sem união e Grupo 3- transferentes quadrados unidos com resina Duralay diretamente à moldeira individual de resina acrílica. Quinze moldagens usando poliéter (Impregum F) foram obtidas para cada técnica. A análise da precisão de cada técnica foi feita através de um extensômetro, com base no assentamento (com um torque de 10 Ncm) de uma supra-estrutura

metálica (prata/paládio), previamente confeccionada, nos modelos de gesso obtidos pelas moldagens de transferência. As médias dos resultados em microstrains foram: Grupo 1: 138,06; Grupo 2: 293,60 e Grupo 3: 279,13. Verificaram que a união dos transferentes entre si com resina acrílica autopolimerizável mostrou-se significativamente mais precisa do que as outras duas técnicas estudadas.

Cheshire, Hobkirk<sup>15</sup>, em 1996, investigaram in vivo a adaptação de cinco superestruturas mandibulares fabricadas sobre implantes Nobel Biocare, usando um material de moldagem polivinilsiloxano para registrar as discrepâncias. Os cinco pacientes estavam com as próteses em função por pelo menos 8 meses sem problemas clínicos. Após a secção das impressões, as discrepâncias verticais e horizontais foram analisadas em quatro locais usando um microscópio. As discrepâncias obtidas foram medidas não só quando os parafusos dos cilindros de ouro foram apertados manualmente ao máximo, mas também quando apertados com um torquímetro para o valor recomendado de 10 Ncm. O aperto manual produz um torque acima de 10 Ncm. As discrepâncias verticais para os pilares apertados manualmente variou de 0  $\mu\text{m}$  a 63  $\mu\text{m}$ , com uma média de 14  $\mu\text{m}$ . No grupo apertado mecanicamente, a discrepância vertical variou de 0 a 130  $\mu\text{m}$ , com uma média de 21  $\mu\text{m}$ . As discrepâncias horizontais para os pilares apertados mecanicamente variou de 0 a 140  $\mu\text{m}$ , com média de 31  $\mu\text{m}$ , comparada com uma média de 46  $\mu\text{m}$  e variação de 0 a 113  $\mu\text{m}$  para os pilares apertados manualmente. Uma íntima adaptação foi raramente alcançada. Uma perfeita adaptação ocorre quando as superfícies do implante e prótese estão alinhadas e contatadas sem a necessidade de aplicação de força. Foi concluído que discrepâncias consideráveis existiam ao redor das superestruturas que tinham sido julgadas com adaptação clinicamente aceitável. As discrepâncias foram reduzidas na direção vertical pelo aperto manual dos parafusos de ouro. Erros horizontais levam ao dobramento (flexão) dos parafusos de ouro, resultando em seu fracasso precoce. A Nobel Biocare tem também declarado que o limite elástico dos parafusos está ao redor de 17-18 Ncm. Por esta razão, o valor de 10 Ncm é recomendado para apertar os parafusos dos pilares. O aperto manual não somente leva ao risco de fratura do

parafuso, mas também parece reduzir a discrepância vertical com inevitável transferência de estresse ao implante e aos parafusos.

Burawi et al.<sup>7</sup>, em 1997, avaliaram a precisão entre a técnica de moldagem esplintada e não-esplintada. Em um modelo mestre de gesso tipo IV com cinco implantes foi construído uma estrutura metálica em ouro sobre cilindros de ouro. Como ficou mal adaptada, ela foi seccionada entre os pilares e unida com cianoacrilato para a realização da soldagem. Marcações foram feitas na estrutura metálica e esta foi seccionada novamente em quatro pontos com um disco diamantado de 0,45 mm de espessura. Trinta moldeiras individuais (com espessura de 3 mm) de resina acrílica perfuradas e com abertura na região dos pilares foram utilizadas para a realização das moldagens. Três depressões localizadoras foram feitas no modelo para padronizar o posicionamento da moldeira durante as moldagens. Adesivo foi aplicado internamente e se estendeu 2 mm externamente à moldeira. Esperou-se secar por 15 min. As moldagens foram feitas com silicona por adição (Elite) pela técnica de um passo. Injetou-se o material leve com uma seringa misturadora automática ao redor dos pilares e imediatamente a moldeira com o material pesado foi assentada até os stops contactarem a base do modelo mestre. Esperou-se 15 min do início da mistura (o dobro da recomendação do fabricante para compensar a polimerização à temperatura ambiente). A técnica não esplintada utilizada foi a seguinte: os transferentes plásticos tinham esquemas localizadores anti-rotacionais interna e externamente. Eles foram removidos junto com a moldagem. Os transferentes metálicos foram desparafusados dos pilares do modelo mestre e fixados com parafusos de conexão aos análogos de laboratório. Cada conjunto montado de transferente metálico e análogo foi então pressionado para dentro da posição marcada com guias no transferente plástico dentro da moldagem. A técnica esplintada utilizada foi a seguinte: 24 horas antes da moldagem, uma esplintagem com fio dental e Duralay foi feita. Foram feitos cortes para deixar uma fenda de 2 mm entre cada par de transferentes. 15 min antes da moldagem ser realizada, as secções de resina acrílica da esplintagem foram unidas com Duralay. A mesma esplintagem de resina acrílica foi usada para transferir os componentes de moldagem do modelo mestre para todos os 15 modelos análogos feitos com a técnica esplintada. Quando necessário, o esplinte foi seccionado e rejuntado como descrito acima. Os parafusos de conexão foram apertados manualmente. As superfícies de



assentamento de todos os componentes foram limpas com álcool isopropílico antes de cada procedimento de conexão para todas as técnicas. Todas as moldagens foram mantidas à temperatura ambiente (25° C) por 1 hora. As superfícies das moldagens foram preparadas com spray redutor de tensão superficial. O gesso foi misturado manualmente por 15 s para incorporar a água e então misturado mecanicamente à vácuo por 30 s. Esperou-se 1 hora antes da separação da moldagem. Os fragmentos da estrutura metálica foram apertados em cada um dos trinta modelos com um torque constante de 10 Ncm. Um microscópio de mensuração com precisão de 0,001 mm foi utilizado para a realização das leituras das distâncias entre as linhas marcadas sobre a estrutura. Os autores concluíram que os maiores erros ocorreram no plano horizontal anteroposteriormente para a técnica esplintada (0,26 a 0,85 mm). Erros desta magnitude poderiam certamente evitar o preciso assentamento da estrutura metálica, necessitando sua secção e soldagem. No plano horizontal mesiodistalmente ambas as técnicas reproduziram estas dimensões com erro mínimo e talvez tolerável clinicamente (0,021 a 0,052 mm). Os erros no plano vertical pareceram ser similares em ambas às técnicas (0,0006 a 0,134 mm) sendo necessárias medidas corretivas em algumas situações.

Em 1997, Sertgöz<sup>44</sup> realizou um estudo utilizando a análise de elemento finito em 3-D para investigar o efeito de três diferentes materiais para superfície oclusal (resina, resina composta e porcelana) e quatro diferentes materiais para estrutura (ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e liga de titânio) sobre a distribuição de forças em uma prótese fixa mandibular (com 16 mm de cantilever bilateral) suportada por seis implantes e osso circundante. Uma carga vertical total de 172 N foi distribuída sobre a superfície oclusal do modelo de elemento finito. Os valores de força gerados foram calculados no material da superfície oclusal, estrutura, parafusos de retenção da prótese, implantes e osso cortical e esponjoso adjacente. Este estudo mostrou que forças no osso adjacente aos implantes são baixas. A força máxima foi bem inferior aos limites de compressão e tensão do tecido ósseo cortical e esponjoso. Portanto, parece que fratura ou reabsorção óssea não pode ocorrer sob cargas funcionais. Os resultados obtidos demonstraram que o uso de um material de superestrutura para a prótese com um baixo módulo de elasticidade (1) não teve qualquer efeito no valor ou na distribuição de forças no osso cortical e

esponjoso adjacente aos implantes e (2) proporcionou uma concentração de forças nos parafusos de retenção da prótese gerando desta forma um aumento no risco potencial de falha da mesma. Portanto, o uso de dentes de resina como amortecedor não é válido. Usando um material mais rígido para a estrutura da prótese osseointegrada diminuem-se as forças nos parafusos de retenção da prótese. Isto provavelmente significa que a alta resistência da estrutura ao dobramento (flexão) reduz o risco de sobrecarga mecânica para os parafusos de retenção, especialmente para superestruturas com cantilever. Forças de tensão no parafuso de retenção da prótese que conecta o segundo implante mais distal à estrutura, alcançaram carga limite (resistência ao escoamento) com a combinação resina acrílica e liga de ouro. Do ponto de vista biomecânico, a mais apropriada combinação de materiais encontrada foi cobalto-cromo para a estrutura e porcelana para a superfície oclusal.

Goiato et al.<sup>22</sup>, em 1998, relataram que para muitos pacientes edêntulos tem sido indicada a utilização de implantes osseointegráveis no rebordo alveolar remanescente, com o propósito de aumentar a retenção e estabilidade da prótese total. Entretanto, um dos motivos de insucesso de uma prótese total sobre implantes reside na falta de precisão da adaptação do sistema de conexão destas próteses. Este fato é dependente do tipo de material de moldagem e das técnicas de transferência dos componentes protéticos utilizados para a obtenção do modelo de trabalho, onde a moldagem deve reproduzir precisamente os detalhes anatômicos e estabelecer a transferência corretamente. Sendo assim, no sistema Brånemark existem transferentes quadrados e cônicos que se prestam para transferências e se adaptam aos intermediários e suas réplicas. Porém, existem variações de técnicas para a utilização dos mesmos, resultando em pesquisas que procuram identificar a superioridade de uma técnica sobre a outra. O propósito deste estudo foi verificar a alteração dimensional linear em reproduções da matriz metálica com quatro implantes osseointegráveis, efetuadas com três materiais de moldagem e três técnicas de moldagem de transferência. Os materiais de moldagem foram: silicona por adição (Express); silicona por condensação (Optosil-Xantopren) e poliéter (Impregum F). As técnicas de moldagem de transferência adotadas foram: transferentes quadrados adaptados com resina Duralay esculpida em forma

quadrada, com a finalidade de reter os transferentes no ato da remoção do molde; técnica com os transferentes quadrados unidos com resina Duralay pela técnica do fio dental; e técnica com transferentes cônicos. Para padronizar a pressão de moldagem, foi colocada uma carga de 1500 g sobre a moldeira, suficiente para extrair o excesso de material de moldagem e mantê-lo confinado em pressão constante. Os transferentes protéticos foram desrosqueados dos modelos de gesso e sobre estes foram rosqueados os transferentes cilíndricos referenciais com as extremidades demarcadas com um ponto central geométrico. As medições foram feitas com um microscópio comparador Carl Zeiss. Todos os materiais de moldagem reproduziram os pontos referenciais da matriz, com valores sem diferença estatística significativa entre si, em todas as técnicas de transferência, exceto o Optosil-Xantopren na técnica do transferente quadrado e na técnica do transferente cônico. A técnica dos transferentes unidos com resina acrílica Duralay não mostrou diferença estatisticamente significativa, sugerindo condições lineares estáveis nos três tipos de materiais de moldagem elastoméricos. Todas as técnicas de transferência produziram alterações dimensionais lineares nos modelos sem diferenças estatisticamente significativas, independente dos materiais de moldagem.

Assif et al.<sup>5</sup>, em 1999, avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de implantes, usando três diferentes materiais de união dos transferentes. Para isso utilizaram uma matriz metálica de laboratório com cinco implantes que simulava a prática clínica. Para o grupo A, a resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance) foi utilizada para tal. No grupo B, uma resina acrílica de dupla polimerização (Accuset, EDS) foi utilizada e no grupo C, foi utilizado gesso de moldagem (Kerr Snow White Plaster nº 2, Kerr USA), que também foi o material de moldagem nesse grupo. Sobre a matriz foi construída uma supra-estrutura metálica com assentamento passivo nos implantes e esta foi utilizada para verificar a precisão da posição dos análogos dos implantes nas réplicas. Para os grupos A e B, foi utilizado o poliéster (Impregum F) como material de moldagem. Para cada grupo, quinze moldagens foram feitas. A precisão dos modelos de gesso com os análogos dos implantes foi medida através da adaptação da supra-estrutura sobre os mesmos, utilizando para isso um medidor de tensão (deformação). As análises estatísticas revelaram que existiu uma diferença significativa entre os grupos A e B e

entre os grupos B e C, mas não houve diferença significativa entre os grupos A e C. Concluíram que as técnicas de moldagem utilizando resina acrílica autopolimerizável ou gesso de moldagem como material de união dos transferentes foram significativamente mais precisas do que quando utilizando resina acrílica de dupla polimerização. Isto pode ser causado pela polimerização incompleta da resina acrílica de dupla polimerização e também pode ser que a contração durante a polimerização gere estresses na interface transferente/resina acrílica. Os autores indicaram o gesso como material de escolha para moldagem de transferência de implantes em pacientes completamente edêntulos (e sem nenhuma limitação anatômica como retenções ósseas), pois endurece rapidamente, é completamente preciso e rígido, não se flexiona ou deforma, sua manipulação é fácil, consome menos tempo e possui um custo mais acessível.

No mesmo ano, Gregory-Head, Labarre<sup>24</sup>, descreveram neste artigo um procedimento que permite cuidadosa correção de bordo e moldagem de um arco desdentado, simultaneamente à transferência dos componentes de moldagem dos implantes. O modelo mestre resultante é preciso em termos de detalhes de tecido mole, posicionamento dos componentes do implante e relacionamento entre tecido mole e implantes. O primeiro passo é uma moldagem de bordo convencional e a moldagem total com uma moldeira individual. Depois que a moldagem for removida da boca, coloca-se os transferentes sobre os implantes. Faz-se aberturas na moldeira com largura suficiente para permitir o seu assentamento na boca sem tocar nos transferentes. Quando a moldagem se assentar completamente e passivamente, uma resina acrílica autopolimerizável ou resina fotopolimerizável é injetada ao redor dos transferentes. Após a polimerização da resina os parafusos e a moldagem são removidos. Os análogos são colocados nos transferentes e o modelo mestre é fabricado através de meios convencionais. O procedimento descrito neste artigo focaliza vários problemas significativos com a moldagem de overdenture sobre implantes. A distância entre os pilares em overdentures torna difícil a esplintagem dos transferentes na boca com técnicas convencionais (malha de fio dental e resina acrílica autopolimerizável). Porém, há algumas desvantagens neste procedimento de dois passos: como resultado dos buracos na moldeira, algum detalhe de impressão pode ser perdido ao redor do transferentes, mas como a barra e o pilar serão

aliviados antes de processar a dentadura, isto não afetará o ajuste da overdenture. Outra desvantagem é o tempo clínico extra que é requerido para perfurar os buracos na moldeira e esplintar com resina intraoralmente.

Dumbrigue et al.<sup>18</sup>, em 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 entre os transferentes para que a quantidade de resina a polimerizar seja pequena, minimizando assim este efeito. Estas barras são feitas com GC Pattern Resin injetada dentro de canudos com 3 mm de diâmetro. Após pelo menos 17 min, a barra de resina é liberada do canudo, devendo ser usada somente após 24 horas (por causa da contração total de 6,5 a 7,9% ocorrer dentro de 24 horas). A barra de resina é seccionada em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre transferentes adjacentes. Usando a técnica do pincel, as extremidades das barras de resina são unidas aos transferentes com resina acrílica. Deve-se permitir que a resina aplicada endureça por pelo menos 17 min antes da realização da moldagem final (porque 80% da contração da resina ocorre nos primeiros 17 min após a mistura). A moldagem final é efetuada usando uma moldeira individual e o material de moldagem de escolha.

Herbst et al.<sup>25</sup>, em 2000, avaliaram e compararam quatro técnicas de moldagem em termos de sua precisão dimensional para reprodução da posição de implantes nos modelos de trabalho. Uma matriz metálica foi construída com cinco implantes posicionados para simular uma situação clínica, sendo que dois deles apresentavam 8° de inclinação lingual e oito pontos de referência fresados na matriz metálica. Quatro técnicas de moldagem foram utilizadas: (1) transferentes cônicos, (2) transferentes quadrados, (3) transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay) e (4) transferentes quadrados com extensão metálica lateral de um lado (não esplintados), que apenas encostavam no transferente adjacente (Southern Implants, South Africa). Um torque de 10 Ncm foi aplicado para padronizar o ajuste de cada capuz de cicatrização (com ponto de referência em sua superfície) sobre cada análogo no modelo mestre ou modelos de gesso. A

união com resina acrílica Duralay e fio dental foi feita 20 min antes da moldagem ser feita para permitir uma ótima polimerização e corresponder com a situação clínica. O modelo mestre foi mantido em uma estufa com 100% de umidade e a 37°C enquanto foram feitas as moldagens. As moldagens foram feitas com silicona por adição massa/regular (President - Coltene), através da técnica de moldagem simultânea com moldeiras individuais de resina acrílica autopolimerizável (Formatray - Kerr). Quatro modelos foram feitos para cada técnica e foram mantidos a temperatura ambiente por no mínimo 24 horas antes das medições. Os corpos-de-prova obtidos em gesso (Vel Mix - Dentsply), foram analisados em um microscópio de luz reflexiva, capaz de analisar os eixos x, y, z. Observaram que a precisão dimensional foi alta e, ainda que estatisticamente significativa, foi registrada uma diferença máxima de distorção de somente 0,31%. Concluíram que a precisão dimensional de todas as técnicas avaliadas foi excepcional e as diferenças observadas podem ser consideradas desprezíveis clinicamente, sendo, portanto, todas recomendadas para moldagem de transferência dos implantes osseointegrados. Uma implicação clínica destes resultados é que parece não ser clinicamente vantajoso a união dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável.

Segundo Lorenzoni et al.<sup>34</sup>, em 2000, a transferência precisa da posição de implantes para o modelo é um pré-requisito para o assentamento passivo da supra-estrutura e que estruturas imprecisas resultam em estresse entre os componentes e na interface implante-osso. Os autores compararam três materiais de moldagem (poliéter - Impregum F regular com moldeira individual de resina acrílica; polivinilsiloxano – pesado/leve com a técnica de um passo e hidrocolóide reversível) utilizando o sistema de implantes Frialit<sup>®</sup>-2 e a técnica indireta. Foi usado um modelo com oito análogos de implantes Frialit. Quatro pilares do lado direito receberam transferentes feitos de resina acrílica (TC) e os quatro pilares do lado esquerdo ficaram sem TC. O uso de TCs para melhorar a precisão da transferência foi testado com os três materiais. Seis moldagens do modelo original foram feitas para cada um dos três materiais. Para compensar o retardo do tempo de polimerização na temperatura ambiente, foi aguardado 12 minutos do começo da mistura para os materiais elastoméricos. Os moldes foram vazados com gesso GC Fujirock. As leituras foram realizadas em uma máquina 3D, capaz de localizar pontos no espaço e calcular

a relativa distorção dos ângulos de inclinação (rot-XY, rot-XZ, rot-YZ) e o deslocamento tridimensional. Os resultados sugerem que a silicona por adição e o poliéter são os materiais de escolha para os procedimentos de moldagem de transferência para implantes. O uso dos transferentes resultou em redução significativa na rotação no plano XY, mas não melhorou o deslocamento tridimensional absoluto. A silicona por adição com o uso dos transferentes provou ser muito precisa. A comparação entre o poliéter e a silicona por adição mostrou diferença significativa na rotação xy e no deslocamento tridimensional, em favor da silicona. Devido às distorções médias entre a matriz e as réplicas terem sido de aproximadamente 100 µm, o assentamento absolutamente preciso pode não ser conseguido, devido às propriedades físicas dos materiais. Os autores ressaltaram ainda, a necessidade de estudos para avaliar a quantidade de estresse tolerável na interface implante/osso.

No mesmo ano, Vigolo et al.<sup>49</sup> avaliaram in vitro a precisão de modelos obtidos a partir de moldagens de transferência utilizando transferentes quadrados para reposição de um único dente. Os transferentes foram divididos em dois grupos, sendo que no primeiro grupo os transferentes foram utilizados como fornecidos pelo fabricante e no segundo grupo receberam jateamento (óxido de alumínio de 50 µm a uma pressão de 2,5 atmosferas) seguido de aplicação do adesivo para moldeira. Um modelo de resina com um implante unitário localizado na região do 2º pré-molar superior direito foi usado para simular uma situação clínica. Antes de cada procedimento de moldagem, o transferente quadrado foi parafusado ao implante do modelo de resina usando um torquímetro calibrado para 10 Ncm. As moldagens para transferência foram feitas com poliéter (Impregum - Espe) espatulado em um espatulador mecânico (Pentamix, ESPE) para os dois grupos estudados. O adesivo do Impregum foi aplicado em cada moldeira individual de resina (Palatray LC, Kulzer Heraeus) 1 hora antes das moldagens serem feitas. Vinte moldagens foram feitas para cada grupo. Vinte e quatro horas após a moldagem, a réplica do implante foi parafusada no transferente e a moldagem vazada com gesso pedra tipo IV (New Fujirock, GC). Os modelos obtidos foram analisados em um perfilômetro (Nikon modelo V-12) para verificação de possível mudança na posição (rotação) do hexágono das réplicas dos implantes nos modelos de gesso, em comparação com o

modelo de resina. Observaram que a mudança de posição do hexágono nas réplicas foi significativamente menor nos modelos obtidos com os transferentes modificados do que com os transferentes não preparados. Concluíram que a precisão da moldagem de transferência aumenta quando os transferentes são asperizados e cobertos com o adesivo do material de moldagem.

Romero et al.<sup>41</sup>, em 2000, relataram que vários artigos enfatizam a importância da passividade entre as interfaces dos componentes implanto-protéticos. Interfaces não-passivas podem induzir a perda óssea, fratura do pilar e quebra do parafuso de conexão. O objetivo deste estudo foi avaliar 3 técnicas de pós-fundição para correção de ajuste não passivo entre uma superestrutura de barra fundida e sua interface com um pilar de implante. Um modelo de metal composto de dois pilares de titânio PME HL 3,8/4,5 foi usado neste estudo. Trinta barras de implante pré-fabricadas de 18 mm de comprimento foram usadas na confecção das estruturas metálicas. Medidas iniciais foram coletadas no eixo y da interface entre a barra e o pilar esquerdo usando um microscópio. Médias das medidas vestibular, distal e lingual de cada espécime foram calculadas. Dez espécimes foram seccionados, indexados e reparados com fundição na mesma liga metálica (grupo 1). Dez espécimes foram seccionados, indexados e reparados com solda (Grupo 2). Os últimos dez espécimes foram submetidos a dois ciclos de usinagem por descarga elétrica na máquina MedArc M-2 EDM (Grupo 3). Medidas após os reparos dos três grupos foram coletadas. As médias iniciais das fendas foram de 192  $\mu\text{m}$  para o grupo 1, 190  $\mu\text{m}$  para o grupo 2 e 198  $\mu\text{m}$  para o grupo 3. Houve uma diferença significativa nas médias das fendas entre o grupo 1 (15  $\mu\text{m}$ ) e o grupo 2 (72  $\mu\text{m}$ ) e também entre os grupos 2 (72  $\mu\text{m}$ ) e 3 (7,5  $\mu\text{m}$ ), após cada técnica de reparo. Não se pôde detectar diferença entre os grupos 1 e 3. O grupo sujeito a usinagem por descarga elétrica resultou na menor média de fenda (7,5  $\mu\text{m}$ ), seguindo o critério descrito na literatura sobre assentamento passivo (até 10  $\mu\text{m}$ ).

Ainda no ano de 2000, Wee<sup>52</sup> avaliou a quantidade de torque necessária para girar os transferentes quadrados em vários materiais de moldagem enquanto apertava as réplicas dos pilares e comparou a precisão dos modelos obtidos dos procedimentos de moldagens de transferência pela técnica direta com diferentes



materiais de moldagem. O modelo mestre foi uma matriz metálica com cinco réplicas de pilares em aço inox separados 12 mm um do outro. O propósito deste estudo não foi avaliar o relacionamento pilar-estrutura metálica. Este estudo só avaliou a distorção da resultante translacional (eixos x, y e z) das réplicas de pilares de uma para outra. Os materiais de moldagem utilizados foram: poliéter (Impregum), silicona por adição (Extrude), silicona por condensação (Elasticon) e polissulfeto (Permlastic), todos com diferentes viscosidades. A falta de torque detectável ao usar combinações de consistências alta/média ou alta/baixa mostra nenhuma vantagem em usá-las para moldagem de implante pela técnica direta. O design da maioria dos transferentes não é complicado o bastante para requerer que um material de moldagem de consistência baixa seja injetado ao redor deles. Os transferentes quadrados foram apertados manualmente na matriz metálica. Foram feitas trinta moldagens do modelo de mestre, dez para cada um dos três materiais de moldagem que tiveram valores de torque detectáveis: poliéter média viscosidade; silicone de adição alta viscosidade; e polissulfeto média viscosidade. O torque no momento do giro do transferente no interior do molde foi calculado por um aparelho chamado *Compudriver*. A exatidão das transferências foi verificada através de medição, em microscópio comparador, das distâncias lineares entre os componentes referenciais (esferas de aço) adaptados em cada análogo. Foi necessário maior torque para girar o transferente no molde de poliéter de média viscosidade ( $141,3 \times 10^{-3}$  mN), seguido pela silicona por adição de alta viscosidade ( $71 \times 10^{-3}$  mN), enquanto que para o polissulfeto um torque menor ( $51,5 \times 10^{-3}$  mN) foi suficiente para girar o transferente. Os modelos obtidos a partir de moldagens com o poliéter de média viscosidade (distorção média de  $16,2 \mu\text{m}$ ) ou silicona por adição de alta viscosidade ( $15,2 \mu\text{m}$ ) foram significativamente mais precisos do que o polissulfeto ( $26,2 \mu\text{m}$ ), sendo recomendados para moldagens de transferência em implantodontia. De um ponto de vista clínico, os resultados deste estudo apóiam o uso de poliéter para moldagens de múltiplos implantes em desdentados. A rigidez do poliéter provê resistência ao deslocamento acidental dos transferentes nas moldagens de implante. Porém, uso de poliéter para uma moldagem de um arco parcialmente desdentado também apresenta um aumento da dificuldade para a remoção da moldagem intra-oral. Silicones de adição de consistência alta e polissulfeto de consistência média são materiais alternativos viáveis de escolha para dentistas experientes. Silicone de

adição com seu módulo de elasticidade mais favorável permite fácil remoção da moldagem.

Em 2001, Daoudi et al.<sup>16</sup> investigaram em um estudo laboratorial a precisão de quatro procedimentos para moldagem de implantes usando duas técnicas de moldagem e dois materiais diferentes. Um modelo mestre maxilar de resina acrílica com implante substituindo o incisivo central direito foi usado para produzir quarenta diferentes modelos de gesso incorporando implantes laboratoriais ou análogos dos pilares nas diferentes combinações das duas técnicas de moldagem (a técnica de reposicionamento do transferente ao nível do implante e a técnica direta ao nível do pilar CeraOne – transferente plástico) e de materiais (President - polivinilsiloxano e Impregum F - poliéter). Os resultados mostraram maiores variações na posição do análogo com a técnica de moldagem de reposicionamento (transferente cônico – técnica indireta) do que com a técnica direta. O erro antero-posterior para a técnica de reposicionamento foi mais que duas vezes o da técnica direta. Os erros rotacionais na técnica de reposicionamento foram grandes o suficiente para serem de preocupação clínica. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os materiais de moldagem polivinilsiloxano e poliéter para os dois tipos de técnicas de moldagem testadas. Os autores concluíram que a técnica de moldagem por reposicionamento pode produzir resultados menos previsíveis do que a técnica direta e que a escolha do material de moldagem não fez diferença significativa.

No mesmo ano, Pinto et al.<sup>39</sup> compararam três técnicas de moldagens em um modelo padrão de polietileno simulando uma mandíbula edentada com três implantes. As moldagens foram feitas com polissulfeto utilizando-se uma moldeira individual de resina acrílica com abertura superior na região dos implantes para propiciar acesso aos componentes de moldagem quadrados dos grupos II e III (unidos com Duralay). Para as moldagens com os componentes cônicos (grupo I) a abertura da moldeira foi fechada com cera para impedir o extravasamento do material de moldagem. A moldeira apresentava localizadores que possibilitavam o seu posicionamento no modelo padrão sempre na mesma posição. Foram obtidos dez moldes para cada grupo, sendo que durante as moldagens, as moldeiras

recebiam uma pressão constante de 400 g por 20 min. Os moldes foram imediatamente vazados com gesso tipo IV (Vel-mix) e separados após duas horas. As medidas dos modelos de gesso foram efetuadas em um perfilômetro (Starret Sigma VB 300, North Yorkshire) medindo-se as distâncias entre as bordas internas de cada réplica para serem comparadas às originais (feitas no modelo padrão). Assim como no modelo padrão, cada leitura foi repetida três vezes e a média aritmética correspondia à distância horizontal entre as réplicas. Embora não tenha ocorrido diferença significativa do ponto de vista estatístico entre as medidas horizontais dos três grupos, o que significa que as três técnicas forneceram modelos semelhantes nas dimensões analisadas, quando se analisa comparativamente essas medidas com as do modelo padrão, observam-se diferenças estatisticamente significativas (apresentando os modelos de gesso distâncias horizontais maiores do que as originais). Baseado nos resultados deste estudo, é de se esperar que a seqüência de procedimentos para obtenção de infra-estruturas para próteses fixas realizadas sobre modelos obtidos por qualquer uma dessas três técnicas resultaria em pressões indevidas ou adaptações deficientes, tornando difícil a obtenção da tão pretendida e desejável adaptação passiva. Por esse motivo, parece óbvio que a soldagem entre as partes ou a divisão das próteses por meio de encaixes de semi-precisão são métodos que diminuiriam a incidência de tensões na interface prótese / implante / osso.

Valle et al.<sup>48</sup>, em 2001, construíram um modelo mestre com a forma de uma mandíbula desdentada e contendo cinco implantes standard de 15 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro (Art. N. SDCA 019, Nobel Biocare, Chicago, USA) em resina acrílica termopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil). Foram obtidas cinco moldeiras individuais com a mesma padronização de espessura e alívio interno, para serem utilizadas nos procedimentos de moldagem. Foram testados seis siliconas de adição, um poliéter, um polissulfeto, uma silicona de condensação e um hidrocolóide irreversível (alginato), Para cada material foram realizados cinco procedimentos de moldagem, obtendo-se um total de 50 modelos. Na execução das moldagens foram utilizados componentes de transferência quadrados (Art. N. DCC 026, Nobel Biocare, Chicago, USA), unidos entre si com resina auto-polimerizável (Duralay, Reliance Dental Mfg.

Co., Chicago, USA). Os moldes foram vazados com gesso especial (Durone, Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, RJ), numa proporção água/pó de 19 cm<sup>3</sup>/100g. A mensuração das distâncias horizontais entre os análogos dos intermediários nos modelos de gesso (Figura 3) foi feita em um microscópio comparador (Mitutoyo Mfg. Co. Ltda., Japão). A análise dos dados obtidos demonstrou que todos os materiais testados apresentaram alterações dimensionais estatisticamente significantes. A silicona de adição President apresentou a menor alteração dimensional, enquanto que o hidrocolóide irreversível Orthoprint apresentou a maior alteração. 1 - Todos os materiais de moldagem testados produziram modelos de gesso com alterações dimensionais estatisticamente significantes quando comparados com o modelo mestre. 2 - De todos os materiais testados, o que apresentou menor alteração dimensional foi a silicona de adição President e o que apresentou maior alteração foi o hidrocolóide irreversível Orthoprint. 3 - Todas as Siliconas de Adição resultaram em modelos semelhantes entre si, seguidas do Poliéter, Polissulfeto, Silicona de Condensação e hidrocolóide irreversível.

Em 2001, Sahin, Çehreli<sup>43</sup> fazem uma revisão da significância clínica do ajuste passivo e dos fatores que afetam o ajuste final de estruturas suportadas por implantes. Um dos principais desafios para um protesista é a entrega de uma prótese aceitável que não comprometa a longevidade do tratamento. Ajuste passivo (sinônimo de "ajuste ideal") é assumido ser um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da interface osso-implante. Para prover ajuste passivo ou uma superestrutura livre de tensões, a estrutura deveria, teoricamente, induzir absolutamente tensão zero nos componentes do implante e no osso circunvizinho, na ausência de uma carga externa aplicada. Esta exigência vital pode ser provida por um contato completo e simultâneo das superfícies internas de todos os retentores por todos os pilares. Estrutura com ajuste absolutamente passivo não foi alcançada nas últimas três décadas. Apesar de não haver um consenso, existem várias sugestões relativas ao nível aceitável de desajuste. Levando em conta o conhecimento atual, embora haja reivindicações que o ajuste passivo seja um fator governante para a manutenção de osseointegração e sucesso dos implantes, há uma tendência contrária crescente na literatura pertinente. Os procedimentos

laboratoriais e clínicos empregados na fabricação de estruturas são inadequados para oferecer um ajuste absolutamente passivo para superestruturas fixas suportadas por implantes e requerem pesquisa e desenvolvimento adicionais. Obter um ajuste passivo não parece ser possível e pode ser na realidade desnecessário (embora algumas complicações protéticas sejam atribuídas à falta de um ajuste passivo, seu efeito no sucesso dos implantes é questionável).

Ainda em 2001, Wise<sup>53</sup> comenta que a impressão e o modelo sobre o qual uma prótese fixa implanto-suportada é fabricada tem que reproduzir o relacionamento intra-oral com precisão. O ajuste de próteses fixas fabricadas em modelos mestres vazados em gesso pedra melhorado tipo IV (Vel-Mix, Kerr – expansão de presa de 0,08%) e em um gesso de moldagem de baixa expansão (Gnathostone, Zeus - expansão de presa de 0,02%) foi investigado *in vitro*. Uma impressão utilizando-se de transferentes quadrados e gesso para moldagem foi feita para cada uma das réplicas de pacientes com distâncias inter implante-pilar de 50 e 35 mm. Por ser um material rígido, o gesso de moldagem reduziu a possibilidade do torque usado para apertar a réplica do pilar dentro do transferente causar a sua movimentação dentro do molde. Para cada uma das moldagens, dez modelos mestres foram vazados com gesso Velmix e dez com Gnathostone. Uma “prótese fixa simulada” em gesso de moldagem foi fabricada sobre cada modelo mestre e então retornada em uma ordem aleatória à apropriada réplica do paciente. As próteses fixas foram parafusadas em um pilar com um torque de 10 Ncm. Discrepâncias verticais foram medidas no outro pilar (através da projeção com um aumento de 50 vezes dos slides feitos com uma máquina fotográfica Nikon F-90X com uma lente para macrofotografia Micro Nikkor 50 mm). Para a distância inter-pilares de 50 mm, modelos de gesso Velmix produziram uma discrepância vertical média de 80 µm (desvio padrão = 32,50 µm e variação de 36,7 a 153,3 µm). Modelos com o gesso de baixa expansão produziram uma discrepância vertical média de 42,8 µm (desvio padrão = 12,17 µm e variação de 20 a 60 µm). As médias foram significativamente diferentes (P = 0,01). Para a distância inter-pilares de 35 mm, as discrepâncias verticais médias produzidas pelo gesso Vel-Mix e pelo gesso de baixa expansão foram 84,33 µm (desvio padrão = 49,9 µm e variação de 0 a 153,3 µm) e 0 µm (desvio padrão = 0), respectivamente. As médias foram

significativamente diferentes ( $P < 0,001$ ). Uma diferença significativa foi encontrada entre as médias das discrepâncias verticais de próteses fixas produzidas a partir de modelos de gesso de baixa expansão com distâncias inter-pilares de 50 mm e de modelo de gesso de baixa expansão com distâncias inter-pilares de 35 mm ( $P = 0,003$ ). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as médias das discrepâncias verticais para próteses fixas fabricadas em modelos de gesso pedra melhorado (Vel-Mix). Neste estudo *in vitro*, modelos vazados com gesso de baixa expansão limitados a uma dimensão inter-pilares de no máximo 35 mm foram mais precisos do que modelos com distâncias inter-pilares de 50 mm ou do que aqueles vazados com gesso pedra melhorado (Vel-Mix). *Observações:* (1) Por causa da menor resistência compressiva do gesso de moldagem quando comparada ao gesso pedra melhorado (Gnathostone =  $610 \text{ kg/cm}^2$ , Velmix =  $840 \text{ kg/cm}^2$ ) e por causa da dificuldade para espatular à vácuo o gesso de moldagem, é recomendado que os troquéis mestres para dentes preparados não sejam vazados neste material; (2) Quando as próteses fixas de gesso de moldagem foram reposicionadas sobre os seus respectivos modelos mestres, trinta e sete das quarenta próteses tiveram uma discrepância de  $0 \mu\text{m}$  e três tiveram uma discrepância de  $10 \mu\text{m}$ , demonstrando a ótima qualidade do gesso de moldagem para a realização da união dos transferentes.

Para Kleine et al.<sup>33</sup>, em 2002, o sucesso na reabilitação oral com implantes reside, em parte, no registro preciso das estruturas que constituem a base de suporte das próteses. Assim, para os mesmos, são considerados fatores críticos o material de moldagem e a transferência dos componentes protéticos para a obtenção do modelo de trabalho. O objetivo deste estudo foi avaliar três materiais de moldagem (Aquasil, Speedex e Impregum F) e três diferentes técnicas de transferência em implantes (Quadrados unidos com Duralay, quadrados esculpidos e separados e transferentes cônicos). Foi utilizado um modelo mandibular representativo de um caso clínico de paciente totalmente desdentado. As moldagens foram realizadas com moldeiras individuais de resina acrílica própria para cada técnica de moldagem. Após a obtenção dos modelos de gesso, as leituras dos valores das alterações dimensionais foram efetuadas em um microscópio. As leituras foram efetuadas no centro geométrico dos análogos. Como resultados significativos,

os autores relataram que para a técnica com transferentes cônicos o comportamento dos três materiais foi o mesmo para os modelos reproduzidos, sem diferença estatística. Já para a técnica com transferentes unidos, houve diferença estatística entre os materiais Aquasil e Speedex. E para a técnica com transferentes separados, houve diferença estatística entre o Aquasil e o Impregum F. Como conclusões os autores afirmam que: 1- Na distância A-E (de uma hemi-arcada à outra), a técnica com transferentes quadrados unidos associados à silicona de adição e ao poliéter evidenciou os menores valores de alteração dimensional linear. 2- Para a distância A-C (dentro da mesma hemi-arcada), todos os três materiais de moldagem reproduziram os pontos referenciais da matriz, com valores sem diferença estatisticamente significativa entre si, nas três técnicas de transferência. 3- Na distância B-D (de uma hemi-arcada à outra), os melhores resultados encontrados foram para as técnicas dos transferentes quadrados unidos e transferentes quadrados separados associados ao poliéter. 4- O poliéter apresentou maior estabilidade dimensional na transferência dos análogos. 5- A técnica de transferência da moldeira aberta com transferentes quadrados unidos reproduziu mais fielmente a transferência dos análogos.

Segundo Goiato et al.<sup>23</sup>, em 2002, para muitos pacientes edêntulos, a indicação de implantes osseointegráveis são soluções encontradas na atualidade que visam aumentar a retenção e a estabilidade de Próteses Totais. A adaptação do sistema de conexão dessas próteses depende do tipo de material de moldagem e das técnicas de transferência. O propósito deste estudo foi verificar a alteração dimensional na reprodução de uma matriz com dois implantes, com base soft simulando a mucosa, efetuada com três materiais de moldagem (pasta zinco-eugenólica Lysanda, poliéter Impregum F e alginato Jeltrate) e três técnicas de transferência (transferentes cônicos, quadrados e quadrados unidos com fio dental recoberto com resina Duralay). Comentaram que os transferentes cônicos, ao serem reposicionados no interior do molde, podem ser posicionados de maneira errada, bem como no ato vibratório, durante o preenchimento do gesso. Como resultados, apresentaram o seguinte: (1) todos os materiais de moldagem e as técnicas de transferência, entre si, apresentaram alterações dimensionais; (2) o alginato apresentou diferença estatisticamente significativa entre os demais materiais, com

exceção da técnica com o quadrado unido, e também apresentou diferença entre si, estatisticamente, entre as técnicas de moldagem de transferência; (3) Os materiais de moldagem poliéter e pasta de óxido de zinco e eugenol não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si e em relação às técnicas de moldagem.

Nissan et al.<sup>37</sup>, em 2002b, descreveram uma técnica de moldagem de implante para pacientes parcialmente desdentados na qual gesso de moldagem e hidrocolóide irreversível são usados. A técnica assegura precisão, facilidade de manipulação e diminuiu o tempo de trabalho. Gesso de moldagem é usado para esplintar os transferentes e fazer uma moldagem da prótese parcial fixa implantossuportada. O resto do arco dentado é moldado com hidrocolóide irreversível. Uma moldeira individual dividida incorpora ambos os materiais de moldagem. A área dos implantes é limitada, separando as partições acrílicas e orifícios de acesso são feitos sobre os transferentes para permitir adaptação fácil e precisa da moldeira carregada e remoção dos parafusos. A moldeira é carregada simultaneamente com gesso de moldagem (Snow-White paster No. 2; Kerr USA, Romulus, Mich.) na área confinada dos implantes e com hidrocolóide irreversível no resto da moldeira dividida. Ela é posicionada corretamente na boca do paciente e é permitido aos dois materiais de moldagem tomarem presa. Remove-se a moldeira, conecta-se os análogos dos implantes e o modelo de trabalho final pode ser vazado.

Em 2003, Vigolo et al.<sup>50</sup> relataram que a movimentação dos transferentes dentro do material de moldagem durante as fases clínicas e laboratoriais pode causar inexatidão na transferência do posicionamento espacial dos implantes da cavidade oral para o modelo mestre. Como consequência, o técnico de laboratório pode fabricar uma restauração que requer procedimentos corretivos. Este estudo *in vitro* avaliou a precisão de três diferentes técnicas de moldagem usando poliéter de média viscosidade (Impregum Penta) para obter os modelos. Foram fabricados um modelo metálico com seis implantes e uma estrutura metálica que se ajustava passivamente a ele. Um total de quarenta e cinco moldagens deste modelo foram feitas com transferentes quadrados. Três grupos com quinze modelos cada foram formados a partir das diferentes técnicas de moldagem: grupo 1- transferentes



quadrados; grupo 2- transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay (fabricada um dia antes da moldagem, sendo seccionada entre os transferentes e unidas novamente antes do procedimento de moldagem) e grupo 3- transferentes quadrados jateados e recobertos com o adesivo de moldagem indicado pelo fabricante. Os modelos de gesso Die stone (novo Fuji Rock; GC Corp, Tokyo, Japão) foram fabricados com o sistema de troquelamento Zeiser (Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, Alemanha) para evitar os problemas relativos a expansão de presa do gesso. Como a estrutura metálica foi ajustada passivamente ao modelo metálico, não foi encontrada nenhuma resistência ou báscula perceptível visualmente, sendo então utilizada como controle para avaliação da precisão do ajuste passivo. A precisão de posicionamento dos pilares foi numericamente avaliada com um perfilômetro Nikon (modelo V-12, Nikon Corp, Nippon Kogaku, Japão) com uma ampliação de 10 vezes, fornecendo uma precisão de 2  $\mu\text{m}$  em relação às distâncias horizontais entre os dois pilares mais posteriores e os dois pilares mais anteriores. Os dados foram analisados com uma análise de variância com um critério de classificação ( $\alpha = 0,05$ ), seguida pelo método de Student Newman-Keuls ( $P = 0,05$ ). Exame visual dos modelos do grupo 1 revelou discrepâncias entre um ou mais pilares e a estrutura metálica. Análise visual dos modelos dos grupos 2 e 3 revelaram perfeita adaptação da estrutura metálica a todos os 6 pilares. Foi revelada diferenças estatisticamente significativa entre as três técnicas de moldagem ( $P < 0,001$ ). O procedimento de Newman-Keuls descobriu diferenças significativas entre os grupos, com os modelos dos grupos 2 e 3 sendo significativamente mais precisos que os modelos do grupo 1 ( $P = 0,05$ ). A distância entre os pilares 1 e 6 comparada ao modelo metálico foi 78,16  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm$  22.14) maior nos modelos do grupo 1; 33,83  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm$  5.4) maior nos modelos do grupo 2 e 31,72  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm$  4.6) maior nos modelos do grupo 3. As distâncias entre os pilares mais anteriores também foram maiores que as registradas no modelo metálico. A distância foi e 67,91  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm$  15,34) maior nos modelos do grupo 1; 31,42  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm$  7,6) maior nos modelos do grupo 2 e 30,34  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm$  6,4) maior nos modelos do grupo 3. Dentro das limitações deste estudo, os modelos mais precisos foram obtidos das técnicas de moldagem com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay (grupo 2) ou com os transferentes quadrados jateados e recobertos com adesivo (grupo 3).

Em 2004, Assunção et al.<sup>6</sup> relataram que a exatidão de impressões que transferem o relacionamento do implante à estrutura metálica da prótese continua a ser um problema. Este estudo foi projetado para avaliar a exatidão do processo de transferência sob condições variáveis com relação a angulações dos análogos de implantes, materiais e técnicas de impressão. Sessenta réplicas de uma matriz de metal (controle) contendo quatro implantes a 90°, 80°, 75° e 65° em relação à superfície horizontal foram obtidas empregando-se três técnicas de impressão: T1 - técnica indireta com transferentes cônicos em moldeiras fechadas; T2 - técnica direta com transferentes quadrados em moldeiras abertas; e T3 - transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável e 4 elastômeros: "P" - polissulfeto; "I" - poliéter, "A" - silicone de adição e "Z" - silicone de condensação. Os valores das angulações dos análogos dos implantes foram avaliados por um perfilômetro (precisão de 0,017°) e então, submetidos a análise de variância para comparações ao nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ). Para o análogo de implante a 90°, o material "A" associado com T2 e o material "Z" com T3 comportaram-se diferentemente ( $p < 0,05$ ) de todos os grupos. A 80°, todos os materiais comportaram-se diferentemente ( $p < 0,01$ ) com T1. A 75°, quando T1 estava associado, os materiais "P" e "A" mostraram comportamento semelhante, bem como os materiais "I" e "Z", contudo, "P" e "A" foram diferentes de "I" e "Z" ( $p < 0,01$ ). Quando T3 estava associado, todos os grupos experimentais comportaram-se diferentemente entre si ( $p < 0,01$ ). A 65°, os materiais "P" e "Z" comportaram-se diferentemente ( $p < 0,01$ ) do grupo de controle com T1, T2 e T3. Os materiais "I" e "A" comportaram-se diferentemente do grupo de controle ( $p < 0,01$ ) quando T1 e T2, respectivamente, estavam associados. Quanto mais perpendicular for a angulação do análogo do implante em relação à superfície horizontal, mais exata será a impressão. Os materiais de melhor desempenho e, portanto, indicados para as moldagens de transferência de implantes foram poliéter e silicóna por adição e a técnica mais satisfatória foi a técnica com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica.

No mesmo ano, Naconecy et al.<sup>36</sup> avaliaram a deformação de uma estrutura metálica conectada a quinze modelos de gesso tipo IV (GC FujiRock EP) fabricados usando três técnicas de transferência para determinar o procedimento de moldagem mais preciso. O material de moldagem utilizado foi o poliéter Impregum F

usando um dispensador de material de moldagem Pentamix<sup>®</sup>2. Foram confeccionadas três moldeiras individuais de resina foto ativáveis, sendo duas abertas e uma fechada. Foram feitos cinco modelos de gesso a partir de moldagens de um modelo mestre de resina epóxica (com cinco análogos de pilares de implantes) para cada técnica de transferência. 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 GC Pattern Resin); Grupo 2: modelos foram feitos pela técnica direta não esplintada (transferentes quadrados); e Grupo 3: foram fabricados modelos usando a técnica indireta (transferentes cônicos). Dezesesseis extensômetros foram colados ao longo das quatro superfícies da estrutura metálica (anterior, posterior, superior e inferior) para que se pudesse captar o grau de deformação da estrutura para cada modelo de gesso. Os dados de deformação foram analisados usando análise de variância e o teste de Tukey aos níveis de 0,05 e 0,01 de significância. Modelos do grupo 1 permitiram uma reprodução mais precisa da posição dos análogos comparada aos modelos feitos usando-se as outras técnicas. Nenhuma diferença significativa foi achada entre as técnicas direta não esplintada (grupo 2) e técnica indireta (grupo 3). Embora alguns estudos avaliaram técnicas de transferência com metodologia semelhante, este estudo demonstrou uma distribuição dos extensômetros de uma maneira mais satisfatória para registrar deformações da estrutura em todas as direções e simultaneamente compensar os efeitos de variação de temperatura. A técnica direta esplintada foi o método de transferência mais preciso para múltiplos pilares comparada às técnicas direta não esplintada e indireta.

Segundo Garcia et al.<sup>21</sup>, em 2006, frente à necessidade de materiais que duplicassem as estruturas bucais com precisão de detalhes, permitindo o sucesso de próteses fixas e removíveis, materiais de moldagem elastoméricos passaram a ser mais utilizados pelos cirurgiões-dentistas, principalmente por suas propriedades de fluidez, plasticidade e elasticidade, rigidez, precisão de impressão e estabilidade dimensional. No entanto, apesar da escolha do material ser o fator preponderante para a obtenção de uma moldagem precisa, existem outros fatores que também influenciam a precisão. Fatores como a técnica, o tipo de moldeira e o tempo de armazenagem podem gerar concentrações de tensões e conseqüentemente

distorção do molde. Impressões acuradas são essenciais para o sucesso do tratamento protético, pois a confecção de moldes precisos fornece modelos com reprodução fiel dos detalhes de dentes, preparos e estruturas bucais necessários para o planejamento e para a confecção das próteses. Ainda de acordo com os autores, deve-se selecionar de preferência materiais elastoméricos por suas propriedades superiores em relação à reprodução de detalhes e estabilidade dimensional. A seleção das moldeiras adequadas para cada situação clínica é de fundamental importância. Moldeiras individuais de resina acrílica podem gerar moldes mais acurados em determinadas situações, como para modelos parciais de próteses fixas ou nos casos de próteses totais. As moldeiras de estoque são mais adequadas para moldagem completa dos arcos.

Segundo Chang et al.<sup>13</sup>, em 2006, a utilização de uma barra sólida para união pode diminuir a contração de polimerização que ocorre devido à pequena quantidade de resina acrílica necessária para tal procedimento. Além disso, ganha-se em eficiência e reduz-se o tempo de cadeira. Neste artigo os autores descrevem uma técnica direta de moldagem utilizando transferentes quadrados unidos com uma barra sólida de resina acrílica e resina autopolimerizável. Procedimento: 1) Fixe os transferentes quadrados (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) nos implantes (Nobel Biocare AB) e intermediários (Nobel Biocare AB). 2) Prepare uma barra sólida feita a partir de um material produzido a vácuo (Clear ThermoForming Material, 0.120 inch; Henry Schein Inc, Melville, NY) para colocar entre dois transferentes anes da moldagem. Aplique a resina acrílica autopolimerizável (GC Pattern Resin; GC America Inc, Chicago, Ill) aos 0.5mm de fenda entre o transferente e a barra sólida utilizando-se a técnica do pincel. 3) Realize a moldagem definitiva pelo menos 15 minutos após a última aplicação da resina acrílica autopolimerizável para permitir a contração da reação química de polimerização.

Em 2007, Holst et al.<sup>26</sup> realizaram um estudo que utilizou uma tecnologia óptica de correlação 3D para avaliar a precisão em relação a posição dos copings nas moldagens de transferências de implantes após a remoção dos modelos mestres e união com as réplicas dos implantes no decurso de 48 horas. Dez modelos mestres de poliuretano idênticos foram confeccionados com 4 implantes de

conexão interna 3.75x10mm (Sky Implant, Bredent). Quatro grupos de 71 moldagens foram fabricados de acordo com as instruções do fabricante: (A) Poliéter de média consistência (Impregum Penta, 3M Espe), (B) Polivinil Siloxano (Brecision, Bredent), (C) Polivinil Siloxano (Monopren transfer, Kettenbach), e (D) Polivinil siloxano com os copings unidos com um segundo polivinil siloxano (Monopren transfer associado ao Futar retarD, Kettenbach). Trinta minutos após a moldagem, cada moldeira foi colocada sob o dispositivo de medição óptica. As medidas foram repetidas 1, 2, 6, 24 e 48 horas utilizando-se a correlação de imagem 3D. As análises estatísticas revelaram uma diferença significativa absoluta no desvio das posições dos implantes entre os vários materiais de moldagens nos diversos tempos. Conclusões: Os autores concluem que o tempo pode representar um importante papel na determinação da precisão dos implantes nos modelos mestres, considerando que o tipo específico do material de moldagem eslatomérico pode ser menos importante do que se pensava previamente. Este estudo ainda sugere que o material de moldagem polivinil siloxano transfere a orientação espacial dos implantes com igual precisão que o já consagrado polieter.

No mesmo ano, Cabral Guedes<sup>8</sup> avaliaram *in vitro* 4 técnicas de moldagem com o objetivo de determinar a precisão dimensional quando comparadas a técnica padrão. Para a comparação entre técnicas, foi construído uma estrutura metálica com 2 implantes hexágono interno (SIN; Sistema de implante nacional Ltda, São Paulo, Brasil). Sessenta modelos mestres foram fabricados para avaliar as 4 técnicas: (1) técnica indireta, transferentes cônicos, (2) técnica direta, transferentes quadrados sem união, (3) técnica direta, transferentes quadrados unidos com resina acrílica, (4) técnica direta, transferentes quadrados unidos com resina acrílica, porém seccionada 17 min após a união e unida novamente com a mesma resina. Para cada técnica, 15 moldagens foram realizadas com Silicona de adição, sendo o procedimento realizado em passo único. As fendas foram avaliadas através de um projetor Nikon (Nikon, Nippon Kogaku, Japan) com uma resolução de 0.001-mm, onde se verificou a posição dos análogos no modelo mestre e na estrutura metálica mestre. Para a análise estatística dos resultados, realizou-se a análise de variância (ANOVA) e o teste Tukey ( $\alpha=0.05$ ). Resultados da análise de variância (ANOVA) não mostraram diferenças estatísticas significantes. No entanto, os valores obtidos

aproximam-se da significância, o que sugere uma alta probabilidade de diferenças nos valores médios para as técnicas avaliadas. O teste Tukey HSD não revelou diferenças estatísticas significantes mas mostrou que os resultados para as técnicas 4 e 2 tiveram a menor diferença quando comparados aos resultados da técnica controle, enquanto que o grupo 3 revelou a maior diferença. Quando se comparou cada técnica com o grupo controle utilizando-se ANOVA, os resultados mostraram uma diferença estatística significativa entre os valores médios da estrutura e da técnica 3, sendo este menor que o controle. Os resultados para a técnica 4 revelou a menor diferença quando comparados ao controle. Conclusões: Embora os resultados não sejam estatisticamente diferentes, a técnica direta unida com resina acrílica, seccionada e unida novamente foi semelhante ao grupo controle. Além disso, a técnica unida com resina acrílica apresentou a pior precisão. De acordo com este estudo, a técnica direta unida com resina, seccionada e unida novamente é uma boa alternativa com o objetivo de minimizar os efeitos da contração da resina.

Em 2008, Caputi Giuseppe<sup>9</sup> avaliaram a precisão dimensional de modelos fabricados utilizando uma nova técnica de moldagem em 2 passos massa/leve (chamada de técnica de 2 passos com injeção) quando comparada as técnicas monofásica, 1 passo e 2 passos convencionais. Utilizou-se um modelo com 2 pilares preparados, e moldagens foram feitas 15 vezes para cada técnica. O material utilizado foi a silicona de polimerização por adição (Aquasil) e moldeira de estoque de metal perfurada. A precisão das 4 técnicas de moldagem foi avaliada pela medição de 3 dimensões (intra e interpilares) (5- $\mu$ m de precisão) dos modelos obtidos pelas moldagens do modelo padrão. Os dados foram analisados pelo 1-way ANOVA e Student-Newman-Keuls testes ( $\alpha=0.05$ ). Resultados: Os modelos de gesso (Stone dies) obtidos a partir de todas as técnicas de moldagem tiveram um aumento dimensional significativo quando comparados ao modelo mestre (stainless steel model) ( $p<0.01$ ). Em termos de precisão, as técnicas de 1 passo e 2 passos se comportaram melhor do que a monofásica, porém pior que a técnica de 2 passos com injeção. Os autores concluem que: 1. A técnica monofásica apresentou a menor precisão em todas as dimensões consideradas ( $p<0.01$ ) 2. A técnica de 1 passo apresentou maior precisão quando comparada a técnica monofásica ( $P<0.01$ ), porém menor precisão que a de 2 passos e 2 passos com injeção, em todas as dimensões

consideradas ( $p < .01$ ) 3. As de 2 passos, tanto a convencional quanto a de injeção produziram os modelos mais precisos ( $p < .01$ ), sendo a última mais precisa em todas as dimensões consideradas ( $p < .01$ ).

No mesmo ano, Del'Acqua et al.<sup>17</sup> avaliaram a precisão de uma técnica de registro (Index) e de três técnicas de moldagem (transferentes Cônicos, Quadrados e Quadrados unidos) associadas a três técnicas de vazamento (Convencional, com tubos de Látex e com análogos unidos com Duralay) para próteses implantossuportadas. Todos os componentes protéticos utilizados foram da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese). 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. Este conjunto foi cimentado passivamente no modelo mestre com resina epóxica. 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 poliéster (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 Ncm 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  $\mu\text{m}$ . Os testes estatísticos utilizados foram Mann-Whitney, Kruskal-Wallis, Tukey e Dunn ( $\alpha = 0,05$ ). 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 Índex ou Quadrado / Látex transferem precisamente o posicionamento dos implantes, sendo estatisticamente semelhantes ao modelo mestre.





### **3 PROPOSIÇÃO**

A proposta deste trabalho foi analisar comparativamente a precisão:

- 1) entre três técnicas de moldagem para implantes osseointegrados (transferentes cônicos, hélice e quadrados unidos);
- 2) entre dois materiais de moldagem utilizados nas 3 técnicas de moldagem (Silicona de adição e Silicona de condensação).



---

## *4 Material e Método*

## 4 MATERIAL E MÉTODO

Os grupos estudados nesta pesquisa foram denominados como apresentado na Tabela 1.

Tabela 1 – Técnicas de moldagem, transferentes e os materiais estudados

<b>GRUPO</b>	<b>TRANSFERENTE</b>	<b>MATERIAL DE MOLDAGEM</b>
Cônico / Adição Cônico / Condensação	Cônico	Express Zetaplus/Oranwash
Hélice / Adição Hélice / Condensação	Hélice	Express Zetaplus/Oranwash
Quadrado unido com barra / Adição Quadrado unido com barra / Condensação	Quadrado unido com barra	Express Zetaplus/Oranwash

Os materiais utilizados nesta pesquisa foram:

- 1) adesivo de Moldeira para Silicona de Adição (3M ESPE - Seefeld - Alemanha);
- 2) análogo pilar Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 3) anel de titânio Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 4) barra cilíndrica de 2 mm de diâmetro em titânio (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 5) balança de precisão (0,0001 g) - modelo BL 210S, fabricada por Sartorius, Gottingen, Alemanha;
- 6) chave de fricção interna rasa (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 7) chave digital hexágono externo 1,17 média (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 8) chave hexágono externo 1,17 média - usada com torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 9) espátula metálica rígida para elastômero;
- 10) espátula metálica rígida para gesso;
- 11) espatulador de gesso mecânico à vácuo Turbomix (EDG equipamentos - São Carlos - SP);
- 12) gesso pedra especial tipo IV - Vel-Mix (Kerr Corporation, Orange, CA - EUA);
- 13) lixa d'água com granulação 180 - NORTON (Saint-Gobain Abrasivos Ltda - Guarulhos - SP);
- 14) lupa (LEICA, República Democrática da Alemanha), acoplada a uma câmera de vídeo colorida com CCD de ½ pol., modelo TK-C1380 (JVC, Japão);
- 15) modelo mestre de latão simulando um arco inferior desdentado;
- 16) moldeira de estoque plástica (Dental Morelli LTDA, Sorocaba, São Paulo, Brasil).
- 17) motor elétrico BELTEC modelo LB-100 (Beltec - Ind. e Com. de Equipamentos Odontológicos Ltda - Araraquara - SP);
- 18) parafusos hexágono Micro-Unit de titânio (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 19) pincel National Keystone 50 Sable (National Keystone, Cherry Hill, NJ - USA);

- 20) pinça clínica - Wilcos Stainless (Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda - Petrópolis - RJ);
- 21) programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltd, Cambridge, England)
- 22) recordador de gesso (VH equipamentos médico-odontológicos e acessórios Ltda - Araraquara - SP);
- 23) resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental Mfg Co Worth - IL - USA);
- 24) seringa BD Plastipak de 5 e 20 mL (Becton Dickinson Ind. Cirur. Ltda - Curitiba - PR);
- 25) seringa para moldagem intra-oral (Polidental Indústria e Comércio Ltda. - São Paulo - SP);
- 26) silicona de polimerização por condensação Zetaplus/Oranwash (Zermack - Badia Polesine - Rovigo - Itália);
- 27) silicona de polimerização por adição Express STD, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha);
- 28) torquímetro digital portátil (TQ – 680, Instrutherm – Instrumentos de medição, São Paulo, Brasil)
- 29) transferentes cônicos pilar Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 30) transferentes quadrados pilar Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo - SP);
- 31) tubo de látex referência 201 com diâmetro interno de 4 mm e externo de 8 mm (Auriflex Ind. e Com. LTDA - São Roque - SP);
- 32) vibrador de gesso (VH equipamentos médico-odontológicos e acessórios Ltda - Araraquara - SP).

#### 4.1 Modelo mestre

A partir de um modelo mandibular de gesso representativo de um paciente totalmente desdentado (Figura 1), o modelo mestre (Figura 2) foi obtido através de uma fundição em latão.

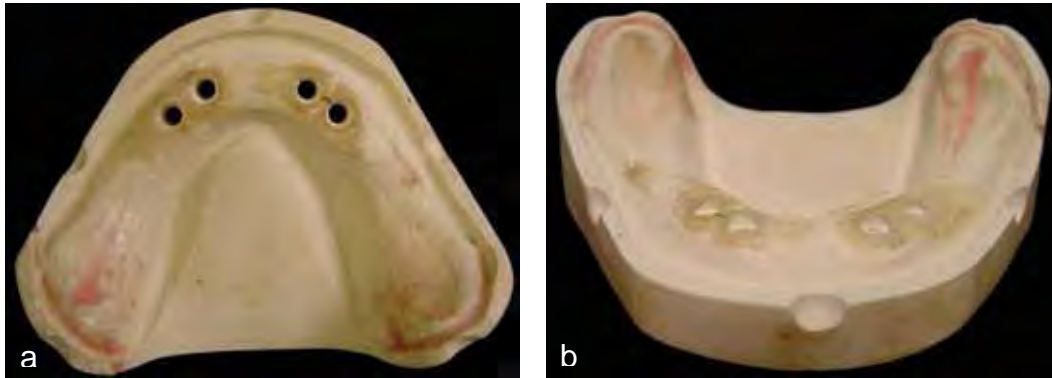


FIGURA 1 – MODELO DE GESSO INICIAL (A- VISTA SUPERIOR; B- VISTA FRONTAL).

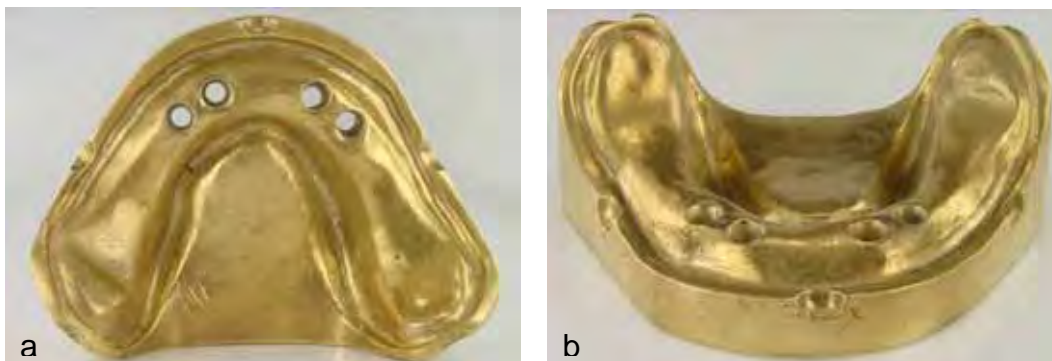


FIGURA 2 – MODELO MESTRE EM LATÃO (A- VISTA SUPERIOR; B- VISTA FRONTAL).

Os análogos do pilar Micro-Unit foram posicionados perpendicular à superfície (90°) e paralelos entre si com o auxílio de um delineador, sendo fixados com resina acrílica autopolimerizável Duralay de maneira a possibilitar as suas remoções após a confecção da estrutura metálica (Figuras 3 a 5).



FIGURA 3 – DELINEADOR UTILIZADO PARA O POSICIONAMENTO DOS ANÁLOGOS.





FIGURA 4 – POSICIONAMENTO DOS ANÁLOGOS COM DELINEADOR.



FIGURA 5 – ANÁLOGOS POSICIONADOS NO MODELO METÁLICO.

## 4.2 Estrutura metálica

Uma estrutura metálica foi confeccionada utilizando-se anéis e barras de titânio soldados a laser (Figuras 6 a 8) pelo Laboratório de Prótese Vaiazzi (São Paulo - SP).



FIGURA 6 – ANÉIS, PARAFUSOS E BARRA DE TITÂNIO.

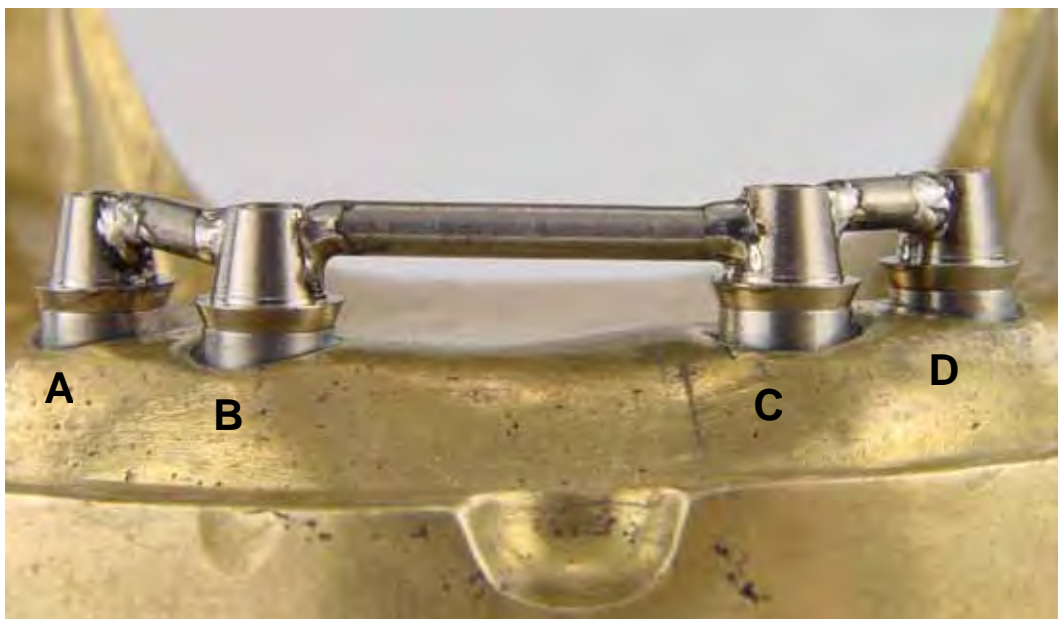


FIGURA 7 – ESTRUTURA METÁLICA SOLDADA A LASER.

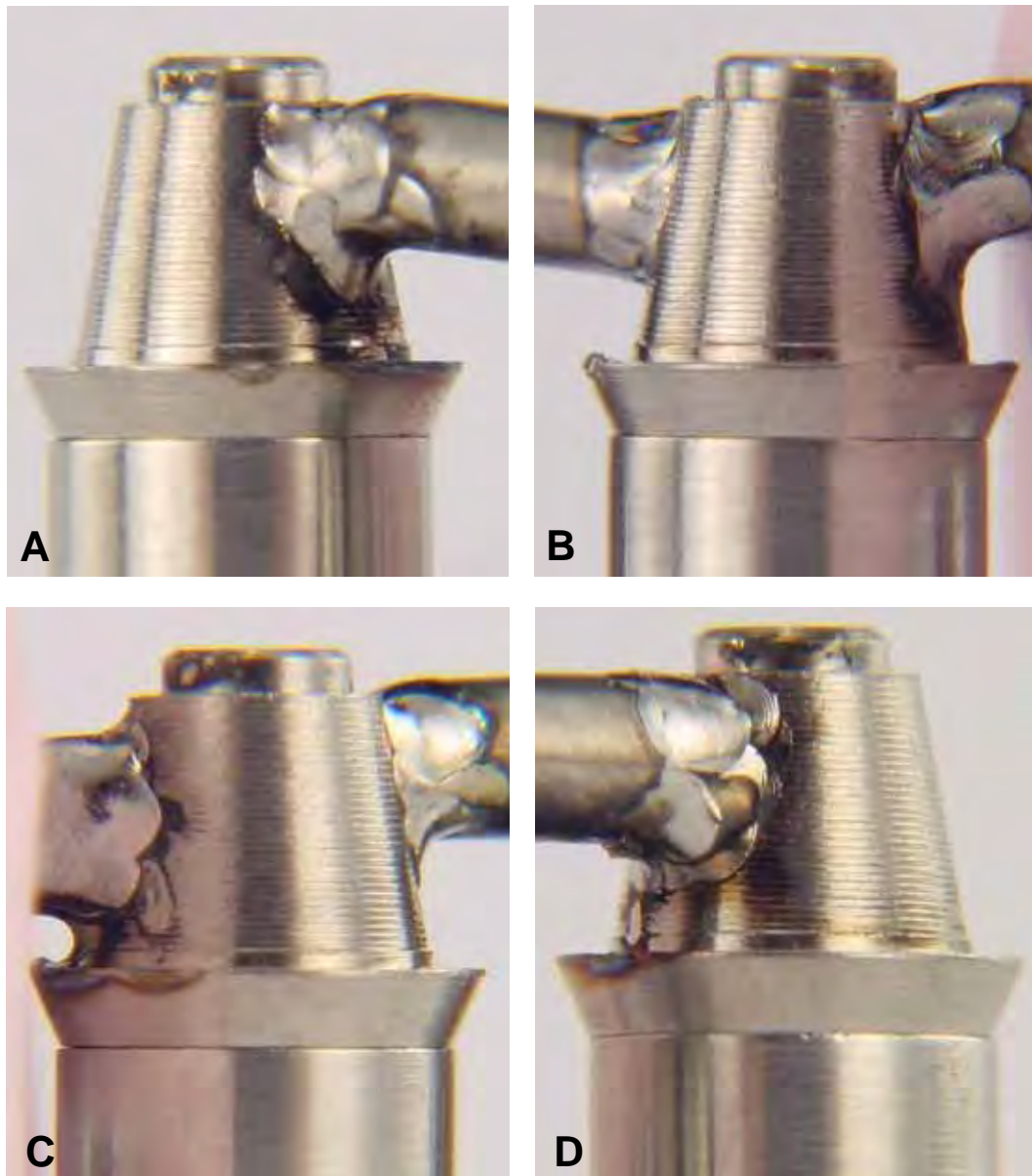


FIGURA 8 – VISUALIZAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DOS ANÁLOGOS POSICIONADOS NA ESTRUTURA.

Após a visualização da adaptação dos análogos à estrutura metálica, realizou-se um alargamento dos orifícios do modelo mestre para que durante o assentamento não houvesse contato dos análogos à parede interna dos furos, de maneira a evitar qualquer tensão à estrutura metálica. A parede interna dos orifícios do modelo mestre foi jateada com óxido de alumínio 50  $\mu\text{m}$  para aumentar a adesão aos análogos. Somente após tomar este cuidado, é que o conjunto (análogos/estrutura metálica) foi assentado dentro das perfurações do modelo mestre

previamente preenchidas com resina epóxica Araldite. Após 24 horas, a polimerização da resina estava completa (Figura 9). Assif et al.<sup>3</sup>, em 1996, também utilizaram resina epóxica para a fixação.



FIGURA 9 – APÓS A CIMENTAÇÃO DOS ANÁLOGOS COM RESINA EPÓXICA.

Dessa maneira, os análogos foram fixados definitivamente ao modelo mestre (Figura 10), obtendo-se assim um modelo mestre que já tinha uma estrutura metálica ajustada passivamente a ele<sup>20,4,50</sup>.

Esta estrutura metálica com assentamento passivo foi utilizada para verificar a precisão do posicionamento dos análogos dos implantes nos modelos de gesso que foram obtidos através das técnicas estudadas<sup>5</sup>.



FIGURA 10 – MODELO MESTRE APÓS CIMENTAÇÃO DOS ANÁLOGOS COM RESINA EPÓXICA.

Para padronizar as mensurações e análise estatística, os análogos foram denominados com letras **A**, **B**, **C** e **D** conforme uma vista oclusal da esquerda para direita (Figura 11).

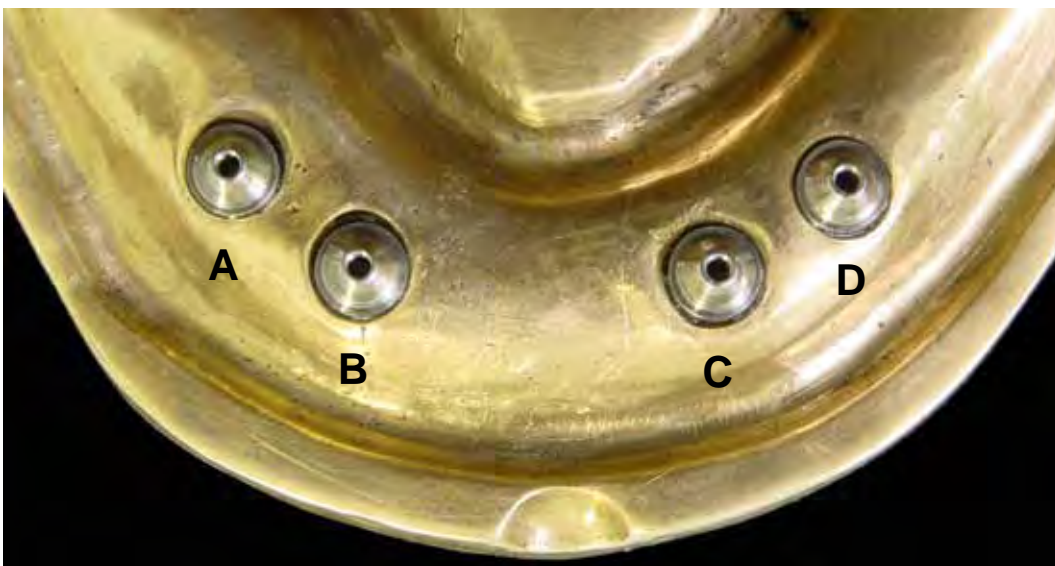


FIGURA 11 – DENOMINAÇÃO DOS ANÁLOGOS (A, B, C, D).

### 4.3 Moldeira de estoque plástica

Selecionou-se para este estudo uma moldeira de estoque plástica (Dental Morelli LTDA, Sorocaba, São Paulo, Brasil), com o objetivo de se aproximar ao máximo aos procedimentos clínicos (Figura 12).

A essa moldeira foi realizado um desgaste em altura que facilitou seu posicionamento no modelo mestre. Além disso, pequenas perfurações foram realizadas na região anterior visando favorecer uma melhor retenção do material de moldagem na moldeira utilizada.



FIGURA 12 – MOLDEIRA DE ESTOQUE PLÁSTICA.

#### 4.4 Matriz para vazamento do gesso

Uma matriz para vazamento do gesso (Figura 13) foi confeccionada com silicona de polimerização por condensação (Zetaplus/Oranwash).



FIGURA 13 – MATRIZ PARA VAZAMENTO DO GESSO POSICIONADA NO MODELO MESTRE.

Esta matriz foi utilizada em todas as moldagens, permitindo uma padronização do formato dos modelos e da quantidade de gesso empregada para o vazamento.

## 4.5 Técnicas de moldagem

Para a realização das três técnicas de moldagem de transferência foram utilizados transferentes quadrados e cônicos para pilares Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese).

As técnicas estudadas foram:

- transferentes **Cônicos**;
- transferentes **Quadrados Modificados (Hélice)**;
- transferentes **Quadrados unidos** com barras metálicas e pequena quantidade de Duralay;

As superfícies de assentamento de todos os componentes foram limpas com álcool isopropílico antes de cada procedimento<sup>7</sup>. A adaptação dos transferentes aos análogos foi checada visualmente sob forte iluminação e com o auxílio de uma sonda, durante todos os procedimentos de moldagem e vazamento.



#### 4.5.1 Transferentes cônicos

Os transferentes cônicos (Figura 14) foram rosqueados manualmente nos análogos do modelo mestre até ser sentida alguma resistência e depois com o auxílio da chave de fricção interna (Figura 15).



FIGURA 14 – TRANSFERENTE CÔNICO PARA PILAR MICRO-UNIT.



FIGURA 15 – TRANSFERENTES CÔNICOS PARAFUSADOS AOS ANÁLOGOS.

#### 4.5.2 Transferentes quadrados modificados (Hélice)

Aos transferentes quadrados foi acrescentado resina acrílica Duralay ao redor da parte retentiva dos mesmos em formato de hélice (Figura 16) apresentando extensão lateral de 2mm para cada lado, com o objetivo de propiciar uma maior retenção dos componentes no interior da moldagem.

Os componentes foram parafusados com a chave digital de hexágono externo de 1,17 mm até sentir-se resistência e então recebiam um torque de 10 Ncm com um torquímetro digital portátil (TQ – 680, Instrutherm – Instrumentos de medição, São Paulo, Brasil) para uma melhor padronização (Figura 17).

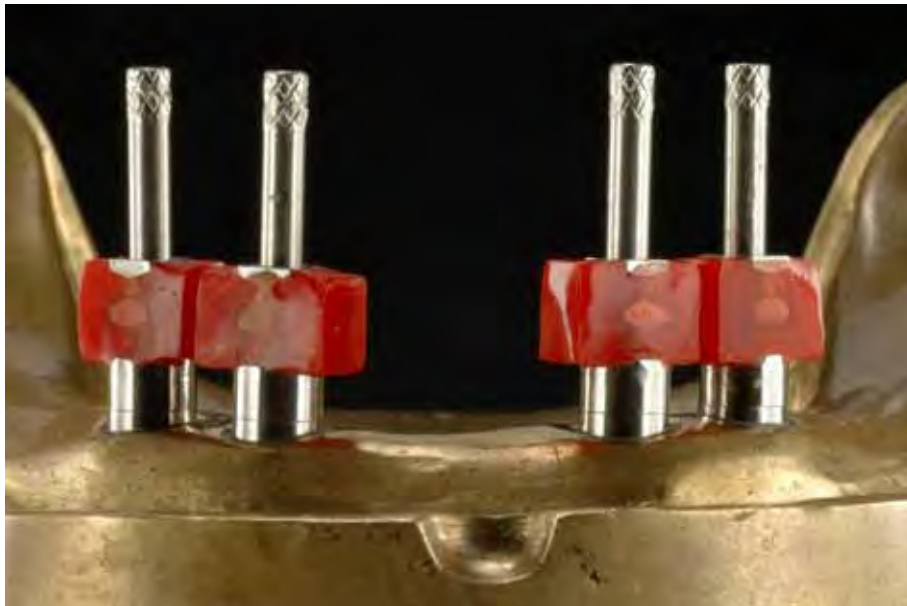


FIGURA 16 – TRANSFERENTES QUADRADOS EM FORMATO DE HÉLICE PARAFUSADOS AOS ANÁLOGOS.



FIGURA 17 – TORQUÍMETRO DIGITAL PORTÁTIL (TQ – 680, INSTRUTHERM – INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO, SÃO PAULO, BARSIL).

### 4.5.3 Transferentes quadrados unidos

Os componentes foram parafusados com a chave digital de hexágono externo de 1,17 mm até sentir-se resistência e então recebiam um torque de 10 Ncm com um torquímetro digital portátil (TQ – 680, Instrutherm – Instrumentos de medição, São Paulo, Brasil) para uma melhor padronização (Figura 17).

A realização da união dos transferentes foi iniciada com a aplicação de pequena quantidade de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda.- Itapevi - SP) nas extremidades das barras metálicas com os componentes quadrados. Através desse procedimento tornou-se possível a aplicação de pequena quantidade de Duralay com as barras já previamente unidas (Figura 18).

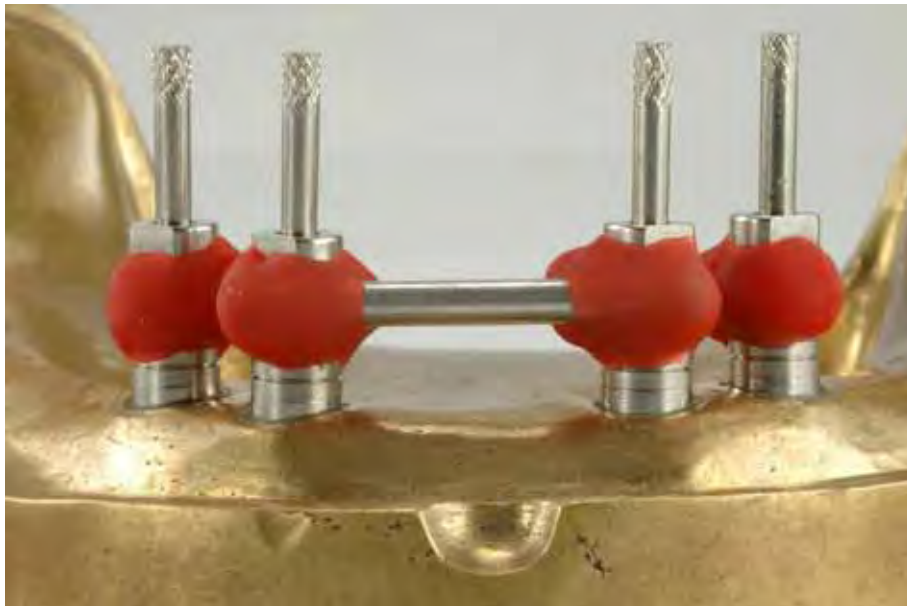


FIGURA 18 – TRANSFERENTES QUADRADOS UNIDOS COM BARRA METÁLICA E DURALAY PARAFUSADOS AOS ANÁLOGOS.

## 4.6 Materiais de Moldagem

### 4.6.1 Moldagem com Express

Quinze moldagens, sendo 5 para cada técnica de moldagem de transferência, foram realizadas com o material Express STD, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha.

Todos os procedimentos foram realizados com temperatura ambiente controlada ( $23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ ) e umidade relativa de  $50\% \pm 10\%$ .

As moldeiras plásticas foram previamente tratadas com uma fina camada de adesivo de moldeira para silicona de adição, espalhado com um pincel em toda a superfície interna e por 3 mm além de suas bordas.

Para que não extravasasse material de moldagem quando fossem realizadas as moldagens com transferentes cônicos, as perfurações para acesso aos parafusos só foram realizadas ao final de todas as moldagens com esses transferentes.

Após a secagem do adesivo por no mínimo 15 min para proporcionar uma melhor adesão, o Express STD massa, apresentado em forma de pasta base e pasta catalisadora foi proporcionado e manipulado, até que a cor da mistura ficasse uniforme e não houvesse estrias <sup>7</sup>.

O material de moldagem leve baixa viscosidade foi proporcionado pelo dispensador automático e injetado ao redor dos transferentes com o bico do dispensador para moldagem e, simultaneamente, o material massa foi depositado na moldeira. Em seguida, a moldeira foi assentada aplicando-se pressão bidigital, permanecendo nesta posição por 10 minutos. O tempo de presa, dado pelo fabricante, foi dobrado para compensar o retardo do tempo de polimerização pelo fato da moldagem ter sido feita à temperatura de  $25^{\circ}\text{C}$  ao invés da temperatura bucal<sup>7,34</sup>. Através da Figura 19 observa-se o aspecto do material de moldagem após atingido o tempo de presa e a separação molde/modelo metálico.



FIGURA 19 – MOLDE RESULTANTE DE MOLDAGEM COM TRANSFERENTES CÔNICOS UTILIZANDO-SE O MATERIAL EXPRESS STD.

Para padronizar a pressão durante a moldagem foi colocada sobre a moldeira uma carga de 1,25 kg, suficiente para mantê-la em posição, deixando o material de moldagem confinado em pressão constante<sup>22, 39</sup>.

Antes de cada nova moldagem, todo material de moldagem e todo o adesivo eram removidos e a moldeira desengordurada com álcool isopropílico.

#### 4.6.2 Moldagem com Zetaplus/Oranwash

Quinze moldagens, sendo 5 para cada técnica de moldagem de transferência, foram realizadas com o material Zetaplus/Oranwash, Zermack - Badia Polesine - Rovigo – Itália.

Todos os procedimentos foram realizados com temperatura ambiente controlada ( $23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ ) e umidade relativa de  $50\% \pm 10\%$ .

Para que não extravasasse material de moldagem quando fossem realizadas as moldagens com transferentes cônicos, as perfurações para acesso aos parafusos só foram realizadas ao final de todas as moldagens com esses transferentes.

Para uma correta padronização do material leve, Oranwash L, foi realizada uma proporção de 6:1 entre o material e o catalizador (Indurent Gel Zermack - Badia Polesine - Rovigo – Itália). Antes da realização de cada moldagem esses materiais foram pesados numa balança de precisão (0,0001 g) - modelo BL 210S, fabricada por Sartorius, Gottingen, Alemanha - e a partir de então realizados os procedimentos. Para o Zetaplus, a proporção foi a mesma adotada pelo fabricante.

Após a pesagem, esses materiais foram espatulados sobre um bloco de mistura com espátula metálica durante 45 segundos, até que a cor da mistura ficasse uniforme e não houvesse estrias <sup>7</sup>. Imediatamente após, manipulou-se o material pesado até que a cor da mistura ficasse também uniforme e sem estrias.

O material de moldagem leve foi injetado ao redor dos transferentes com uma seringa para moldagem e simultaneamente o material pesado foi depositado na moldeira. Em seguida, a moldeira foi assentada aplicando-se pressão bidigital até os encaixes contatarem a base do modelo mestre, permanecendo nesta posição por 12 minutos. O tempo de presa, dado pelo fabricante, foi dobrado para compensar o retardo do tempo de polimerização pelo fato da moldagem ter sido feita à temperatura de  $25^{\circ}\text{C}$  ao invés da temperatura bucal <sup>7,34</sup>. Através da Figura 20 observa-se o aspecto do material de moldagem após atingido o tempo de presa e a separação molde/modelo metálico.

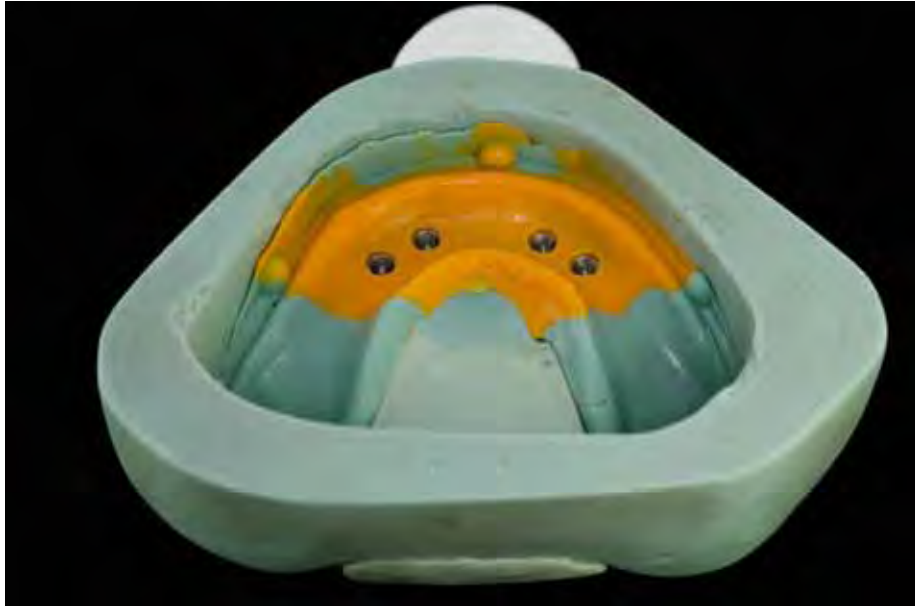


FIGURA 20 – MOLDE RESULTANTE DE UMA MOLDAGEM COM TRANSFERENTES QUADRADOS EM HÉLICE UTILIZANDO-SE O MATERIAL ZETAPLUS/ORANWASH.

Para padronizar a pressão durante a moldagem foi colocada sobre a moldeira uma carga de 1,25 kg, suficiente para mantê-la em posição, deixando o material de moldagem confinado em pressão constante <sup>22,39</sup>.

Antes de cada nova moldagem, todo material de moldagem era removido e a moldeira desengordurada com álcool isopropílico.



## 4.7 Separação dos conjuntos molde / matriz

### 4.7.1 Transferentes cônicos

Após a polimerização do Express e do Zetaplus/Oranwash, o conjunto molde/matriz para vazamento foi separado do modelo mestre e pode-se observar os encaixes deixados pelos transferentes cônicos no material de moldagem (Figura 21).



FIGURA 21 – MOLDE APÓS SEPARAÇÃO DO MODELO MESTRE (MATERIAL EXPRESS).

Em seguida, os transferentes cônicos foram desrosqueados do modelo mestre e parafusados nos análogos com o auxílio da chave de fricção interna rasa (Figura 22).



FIGURA 22 – TRANSFERENTE CÔNICO PARAFUSADO NO ANÁLOGO.

Cada conjunto de transferente cônico / análogo foi posicionado no respectivo entalhe formado no material de moldagem. Exemplificando, o transferente cônico que estava parafusado no análogo **A** do modelo mestre, ocupou o local criado por ele durante a moldagem. Isto foi feito para evitar um mau posicionamento devido às pequenas variações possíveis de existir na superfície externa dos transferentes que impediriam um perfeito encaixe caso eles fossem trocados. Em cada reposicionamento sempre foi percebido um estalido correspondente ao encaixe na porção retentiva do transferente (Figuras 23 e 24).



FIGURA 23 – CONJUNTO TRANSFERENTE CÔNICO / ANÁLOGO SENDO POSICIONADO.



FIGURA 24 – TODOS OS ANÁLOGOS DEVIDAMENTE POSICIONADOS (MATERIAL EXPRESS).

#### 4.7.2 Transferentes quadrados modificados (Hélice) e quadrados unidos

Para as moldagens em que os transferentes quadrados estavam unidos com barra metálica e com Duralay, os parafusos mais distais foram soltos primeiro e os parafusos centrais por último para evitar distorções por torque na armação. Em seguida o conjunto molde/matriz foi separado do modelo mestre (Figuras 25 e 26).



FIGURA 25– APÓS A MOLDAGEM COM TRANSFERENTES QUADRADOS UNIDOS COM DURALAY.

Tendo o molde em mãos, os análogos foram adaptados e parafusados aos transferentes quadrados modificados (Hélice) que permaneceram no interior do molde. O aperto do conjunto: pino guia, transferente e análogo foi feito com torque de 10 Ncm, realizado com o torquímetro portátil digital (TQ – 680, Instrutherm – Instrumentos de medição, São Paulo, Brasil) para uma melhor padronização da força exercida.

Para a técnica com transferentes quadrados unidos com barra e Duralay, o aperto do conjunto: pino guia, transferente e análogo também foi feito com 10 Ncm através do torquímetro digital (Figura 26 e 27). Visando uma melhor estabilização e evitando-se uma possível rotação dos transferentes quando da realização do torque, uma pinça hemostática foi utilizada tanto para os transferentes quadrados modificados (hélice) como para os transferentes quadrados unidos (Figura 26).

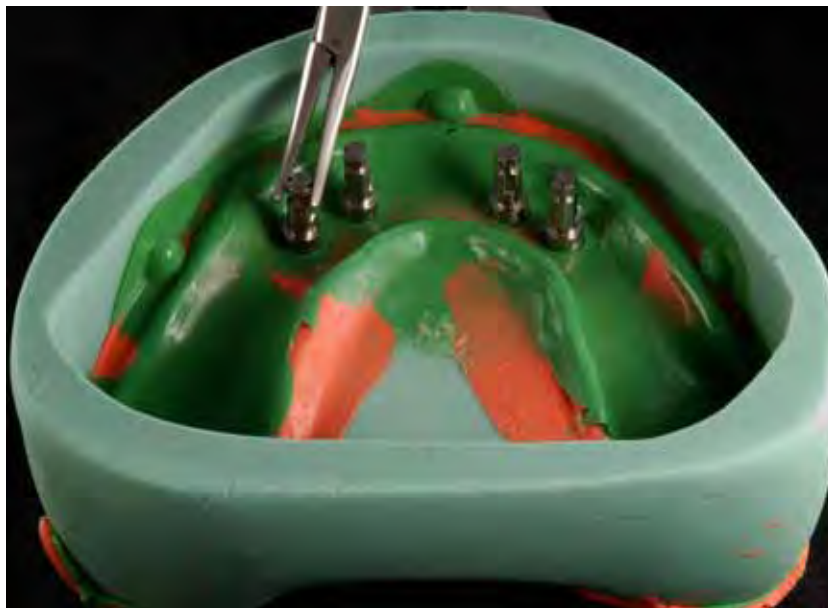


FIGURA 26– ANÁLOGOS PARAFUSADOS COM TORQUE DE 10 Ncm NOS TRANSFERENTES QUADRADOS UNIDOS COM DURALAY E PINÇA HEMOSTÁTICA UTILIZADA PARA EVITAR MOVIMENTAÇÃO DOS TRANSFERENTES.



FIGURA 27 – APÓS O PARAFUSAMENTO DOS ANÁLOGOS.

#### 4.8 Vazamento utilizando tubos de látex

Após trinta minutos, para o material Zetaplus/Oranwash, e duas horas, para o material Express, da realização da moldagem, o molde foi vazado sob vibração constante proporcionada pelo vibrador de gesso (VH), com gesso pedra melhorado tipo IV (Vel-Mix), proporcionado segundo as recomendações do fabricante, sendo utilizados 110 g do pó e 22 ml de água destilada para cada modelo. O gesso foi misturado manualmente por 15 s para incorporar água e então espatulado mecanicamente à vácuo por mais 30 s no espatulador Turbomix - EDG (Figura 28).



FIGURA 28 – ESPATULADOR DE GESSO TURBOMIX (EDG).

Para a técnica de vazamento com tubos de látex<sup>17</sup>, utilizou-se quatro pedaços de tubo de látex com 23 mm de comprimento e com diâmetro interno de 4 mm e externo de 8 mm. Estes tubos de látex foram encaixados nos análogos e realizou-se o vazamento como o descrito a seguir (Figuras 29 a 32).



FIGURA 29 – TUBOS DE LÁTEX ENCAIXADOS NOS ANÁLOGOS.



FIGURA 30 – TUBOS DE LÁTEX ENCAIXADOS NOS ANÁLOGOS.





FIGURA 31 – IMEDIATAMENTE APÓS O VAZAMENTO DO GESSO.



FIGURA 32– INÍCIO DA PRESA DO GESSO.

Após a presa inicial do gesso (aproximadamente 10 min) os tubos de látex foram removidos (Figuras 33 a 35).



FIGURA 33 – REMOÇÃO DOS TUBOS DE LÁTEX APÓS A PRESA INICIAL DO GESSO.



FIGURA 34 – APÓS A REMOÇÃO DOS TUBOS DE LÁTEX.



FIGURA 35 – ESPAÇO UNIFORME CRIADO PELOS TUBOS DE LÁTEX.

A quantidade de água foi aumentada em 20% para se obter uma consistência mais fluida do gesso, necessária para a sua injeção dentro dos espaços criados pelos tubos de látex. Incorporou-se 25 g de gesso pedra melhorado Vel-Mix a 6 ml de água destilada, espatulou-se por 15 s manualmente e por mais 30 s mecanicamente à vácuo no espatulador Turbomix. O gesso foi depositado dentro de uma seringa plástica de 20 ml e injetado ao redor de cada análogo sob vibração constante proporcionada pelo vibrador de gesso (Figuras 36 e 37).



FIGURA 36 – MÉTODO EMPREGADO PARA INJETAR O GESSO NO INTERIOR DOS ESPAÇOS CRIADOS.



FIGURA 37 – MODELO DE GESSO APÓS O VAZAMENTO PELA TÉCNICA COM TUBO DE LÁTEX.

Após a presa do gesso, o modelo foi separado do molde (Figuras 38 a 40).

Foi esperado o tempo de presa total de 2 horas antes de separar cada modelo.

Para a técnica com transferentes quadrados, após a presa do gesso, os parafusos foram desrosqueados e em seguida o conjunto molde/modelo foi separado.

Para a técnica com transferentes cônicos foi feita primeiramente a separação do conjunto molde/modelo e depois os transferentes cônicos que ficavam no modelo de gesso foram desrosqueados.

A base e as laterais dos modelos de gesso foram recortadas num recordador de gesso e alisadas com lixa d'água com granulação 180 para um melhor acabamento.



FIGURA 38 – MODELO DE GESSO OBTIDO PELA TÉCNICA COM TUBOS DE LÁTEX (VISTA FRONTAL).



FIGURA 39 – MODELO DE GESSO OBTIDO PELA TÉCNICA COM TUBOS DE LÁTEX (VISTA FRONTAL).



FIGURA 40 – MODELOS DE GESSO OBTIDO PELA TÉCNICA COM TUBOS DE LÁTEX (VISTA SUPERIOR).

#### 4.9 Obtenção das imagens para mensuração da adaptação da estrutura metálica

De posse dos modelos de gesso, parafusava-se a estrutura metálica com um parafuso de titânio manualmente até sentir um leve toque no análogo **A**. Em seguida, dava-se um torque de 10 Ncm com um torquímetro digital para manter a estrutura em uma posição constante enquanto as medições eram feitas nos análogos **C** e **D** (Figuras 41 e 42). Depois, retirava-se o parafuso do análogo **A** e repetia-se o processo no análogo **D** enquanto as medições eram feitas nos análogos **A** e **B**.



FIGURA 41 – TORQUE DE 10 Ncm APLICADO NO ANÁLOGO A.

Este procedimento foi o mesmo realizado por Kallus, Bessing<sup>32</sup> (1994), Romero et al.<sup>41</sup> (2000) e Wise<sup>53</sup> (2001) que após apertarem um parafuso em um pilar terminal, o outro pilar terminal era examinado em busca da fenda formada entre o pilar e a estrutura. Waskewicz et al.<sup>51</sup>, em 1994, também realizaram uma análise visual da adaptação das estruturas com esta mesma metodologia antes de procederem à análise fotoelástica.

Como Cheshire, Hobkirk<sup>15</sup> em 1996 relataram que com o aperto manual, além de não ser conseguida uma padronização adequada, produzia-se um torque acima de 10 Ncm, as fendas foram medidas utilizando-se um torquímetro digital (TQ – 680, Instrutherm – Instrumentos de medição, São Paulo, Brasil).

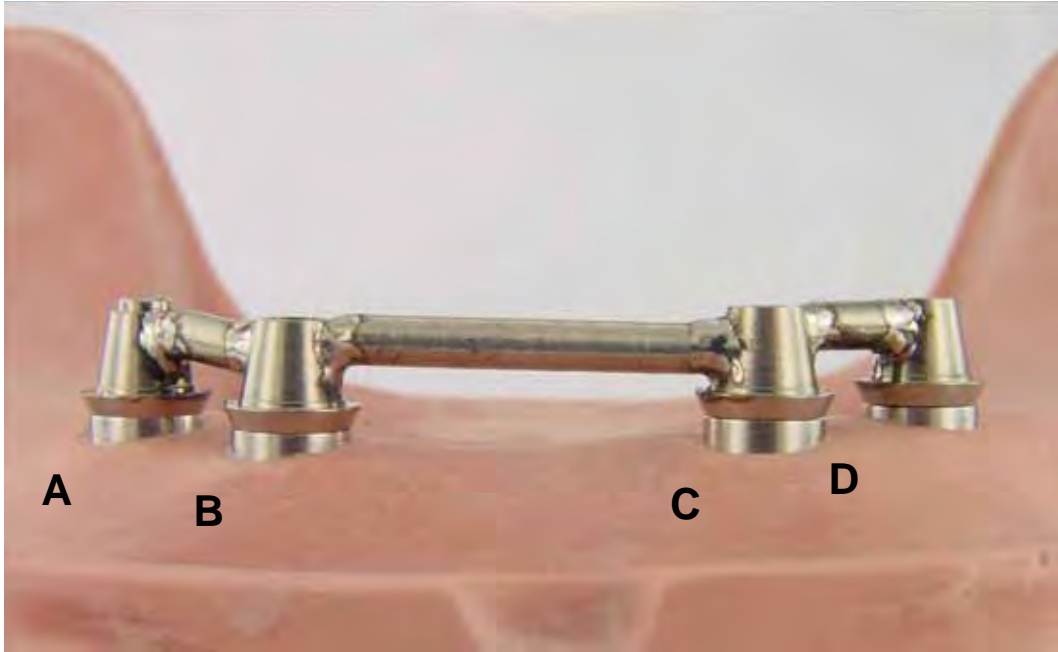


FIGURA 42 – 5º MODELO DA TÉCNICA QUADRADO UNIDO.

Foi utilizada uma lupa LEICA (fabricada na antiga República Democrática da Alemanha), acoplada a uma câmara de vídeo colorida JVC com CCD de ½ pol., modelo TK-C1380 (fabricada no Japão) para ampliar e gravar a imagem da fenda formada entre a estrutura metálica e cada um dos quatro análogos.

Para a realização das mensurações das fendas foi utilizado o programa LEICA QWin (Leica Imaging Systems Ltd, Cambridge, England).

Antes de iniciar as capturas das imagens das fendas, foi realizada a calibração do programa com uma régua própria da LEICA que possuía divisões de 100 em 100  $\mu\text{m}$ .

Foi registrada a imagem da régua com o maior aumento da lupa (100 vezes), conforme a Figura 43 e obteve-se o valor de 1,47  $\mu\text{m}$  para cada pixel.

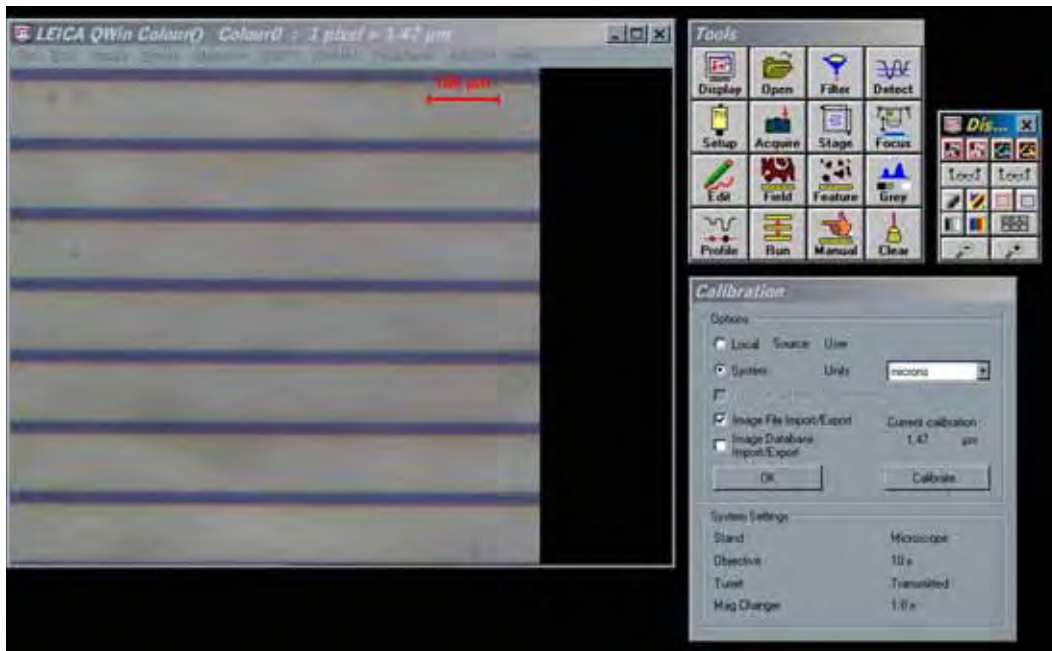


FIGURA 43 – CALIBRAÇÃO DO PROGRAMA LEICA QWIN.

O modelo com a estrutura metálica parafusada foi posicionado com o lado lingual virado para a objetiva da lupa, devido à impossibilidade de dar foco na fenda se o modelo fosse posicionado com a vestibular voltada para a objetiva. Foram feitas marcações no centro da lingual de cada anel de titânio da estrutura, para padronizar a região em que seriam feitas as capturas das imagens.

A estrutura metálica foi centralizada partindo-se de maneira gradual, de um menor aumento (Figura 44) até o maior (100 vezes), para não sair do foco e da marcação existente no centro da lingual (Figura 45).





FIGURA 44 – CENTRALIZAÇÃO DA ESTRUTURA METÁLICA COM AUMENTO DE 16 VEZES DO ANÁLOGO B NO 1º MODELO DA TÉCNICA CÔNICO / EXPRESS.

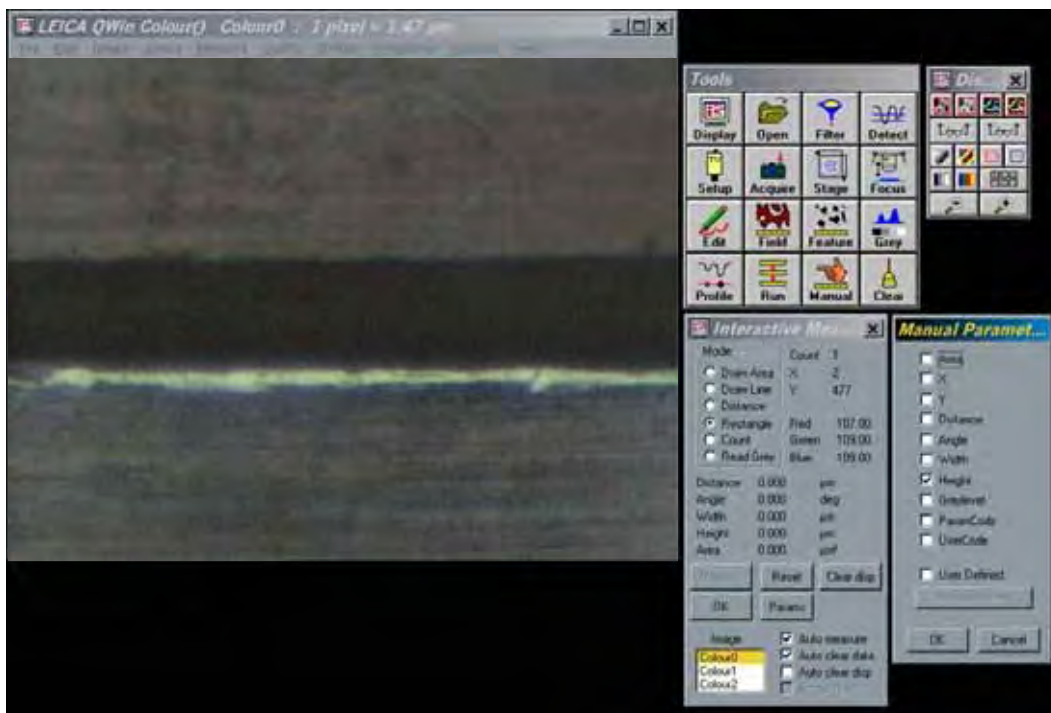


FIGURA 45 – EXEMPLO DE UMA VISUALIZAÇÃO DE FENDA NO PROGRAMA LEICA.

Para cada fotografia obtida foram realizadas leituras lineares da fenda (interface análogo/estrutura) em três regiões: esquerda, central e direita. A média aritmética desses três valores determinou o valor da fenda. Por exemplo, no caso da

Figura 46, o valor da fenda para a região esquerda foi de 33,17  $\mu\text{m}$ , para a região central de 33,91  $\mu\text{m}$  e para a região direita de 36,86  $\mu\text{m}$  e a média aritmética obtida foi de 34,64  $\mu\text{m}$ .

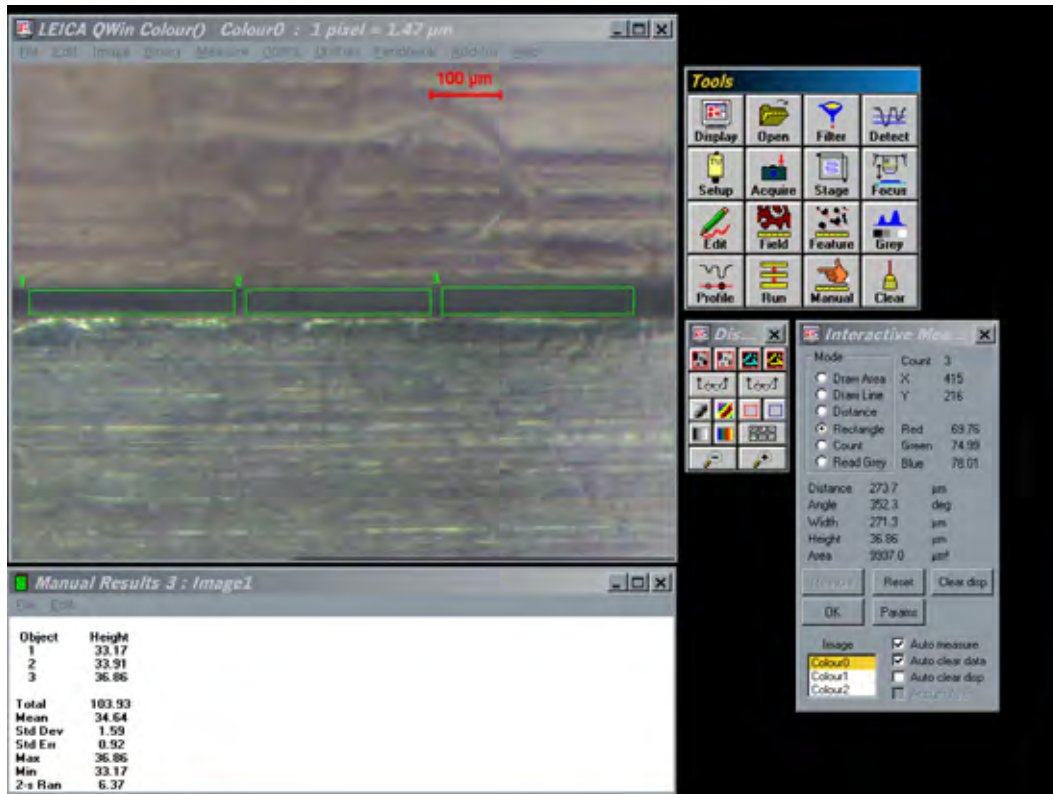
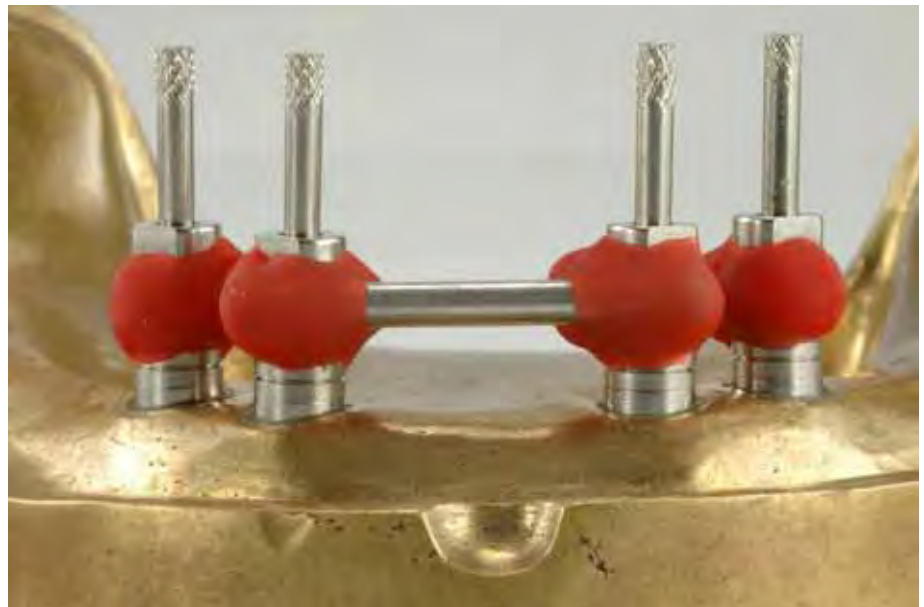


FIGURA 46 – EXEMPLO DE MEDIÇÃO DE FENDA.



## **5 RESULTADO**

Formaram-se ao todo seis grupos com cinco modelos cada, totalizando trinta modelos e cento e vinte valores de fendas.

O valor da fenda do modelo mestre foi calculado pela média de cinco medições consecutivas, sendo que a estrutura foi parafusada novamente antes de cada medição (deste modo obteve-se vinte valores de fenda para o modelo mestre).

Todos os dados das medições realizadas estão dispostos no Apêndice sob a forma de gráficos e tabelas.

Devemos lembrar que todas as medidas foram feitas apertando o parafuso **D** e medindo as fendas **A** e **B** e apertando o parafuso **A** e medindo as fendas **C** e **D**.

Os valores médios das fendas após todas as mensurações foram (Figura 47):

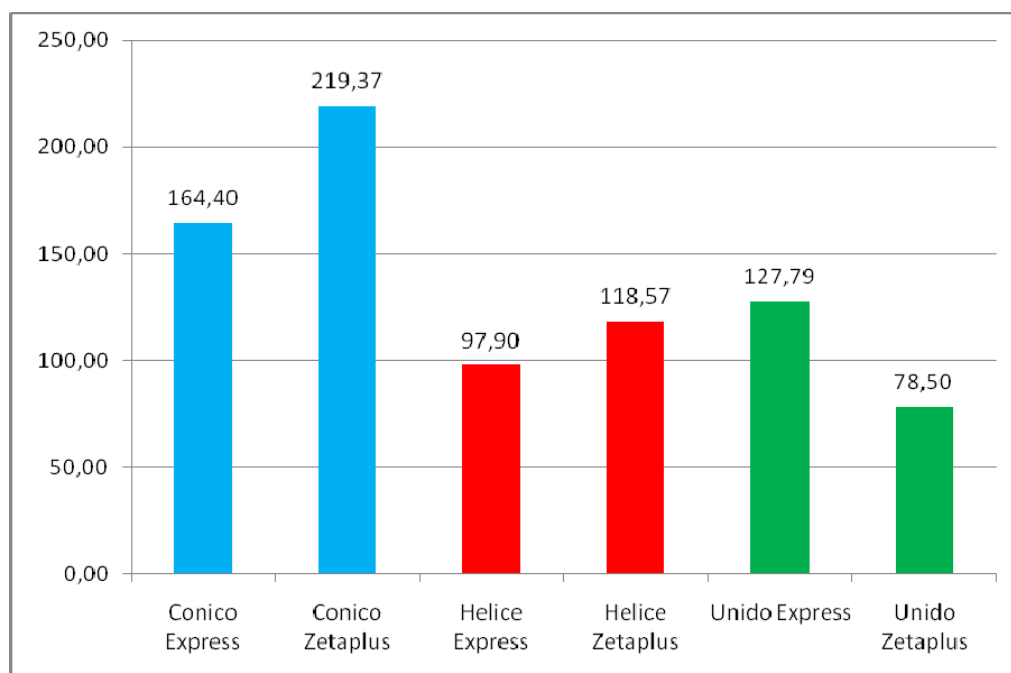


FIGURA 47 – GRÁFICO DAS MEDIDAS DAS FENDAS DAS TÉCNICAS ESTUDADAS.

Assim, a partir dos dados obtidos e com o auxílio do programa SigmaStat versão 3.11 (Systat Software, Inc.) foi aplicado o teste estatístico indicado para cada comparação feita.

Após serem testadas a normalidade (teste de Kolmogorov-Smirnov) e a homogeneidade das variâncias (teste de Levene) para cada comparação a ser feita, teve-se como indicação a aplicação de testes não-paramétricos (LORENZONI et al., 2000).

O teste indicado para a comparação entre dois grupos foi o teste de **Mann-Whitney**, ao nível de 5% de significância (probabilidade de rejeitar a hipótese nula quando verdadeira).

O teste para comparar mais de dois grupos foi o teste de **Kruskal-Wallis** (Análise de Variância a um critério de classificação), também ao nível de 5% de significância.

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 **Tukey**) para identificar quais as médias que tomadas duas a duas, diferem significativamente entre si.

Nas tabelas e nos gráficos seguintes, estão os resultados de todas as comparações feitas após a análise estatística, assim como os comentários pertinentes.

Tabela 2 – Comparação entre as técnicas de moldagem utilizando o material Express

<b>Grupo</b>	<b>Média</b>
<b>Cônico / Express</b>	<b>164,40<sup>b</sup></b>
<b>Hélice / Express</b>	<b>97,90<sup>a</sup></b>
<b>Unido / Express</b>	<b>127,79<sup>ab</sup></b>

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ( $\alpha=5\%$ ).

Tabela 3 – Teste de Kruskal-Wallis aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem utilizando o material Express

<b>Grupo</b>	<b>Mediana</b>	<b>25%</b>	<b>75%</b>
<b>Cônico / Express</b>	<b>141.365</b>	<b>131.075</b>	<b>211.19</b>
<b>Hélice / Express</b>	<b>100.205</b>	<b>77.91</b>	<b>111.475</b>
<b>Unido / Express</b>	<b>113.925</b>	<b>89.18</b>	<b>144.305</b>

H = 11.099 com 2 graus de liberdade. (P = 0,004)

As diferenças entre os valores das medianas foram maiores do que seria esperado ao acaso, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento. (P = 0,004)

Tabela 4 – Teste de Tukey aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem utilizando o material Express

<b>Comparações</b>	<b>Dif. de Postos</b>	<b>q</b>	<b>P&lt;0,05</b>
<b>Cônico / Express. vs Hélice / Express</b>	<b>367.5</b>	<b>4.705</b>	<b>Sim</b>
<b>Cônico / Express. vs Unido / Express</b>	<b>168</b>	<b>2.151</b>	<b>Não</b>
<b>Unido / Express. vs Hélice / Express</b>	<b>199.5</b>	<b>2.554</b>	<b>Não</b>

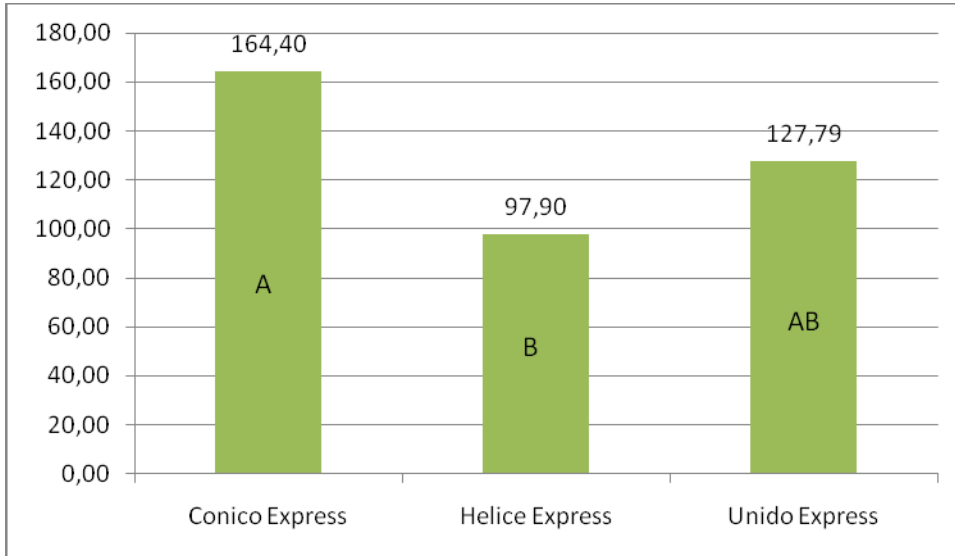


FIGURA 48 – GRÁFICO COMPARATIVO ENTRE AS MÉDIAS DAS FENDAS DAS TÉCNICAS CÔNICO, HÉLICE E UNIDO COM O MATERIAL EXPRESS.

***Utilizando-se o material Express, deve-se optar pela técnica de moldagem com os transferentes Quadrados modificados (Hélice), cuja técnica é mais fácil e rápida que a técnica com os transferentes Quadrados unidos e permite uma adequada transferência do posicionamento dos implantes evitando a rotação indesejada dos transferentes na moldagem.***

Tabela 5 – Comparação entre as técnicas de moldagem utilizando o material de moldagem Zetaplus/Oranwash

<b>Grupo</b>	<b>Média</b>
<b>Cônico / Zetaplus</b>	<b>219,37<sup>c</sup></b>
<b>Hélice / Zetaplus</b>	<b>118,57<sup>b</sup></b>
<b>Unido / Zetaplus</b>	<b>78,50<sup>a</sup></b>

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ( $\alpha=5\%$ ).

Tabela 6 – Teste de Kruskal-Wallis aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem utilizando o material de moldagem Zetaplus/Oranwash

<b>Grupo</b>	<b>Mediana</b>	<b>25%</b>	<b>75%</b>
<b>Cônico / Zetaplus</b>	201,635	117,355	302,330
<b>Hélice / Zetaplus</b>	115,150	86,240	139,405
<b>Unido / Zetaplus</b>	72,805	54,390	100,450

H = 25,351 com 2 graus de liberdade. ( $P \leq 0,001$ )

As diferenças entre os valores das medianas foram maiores do que seria esperado ao acaso, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento. ( $P \leq 0,001$ )

Tabela 7 – Teste de Tukey aplicado na comparação entre as técnicas de moldagem utilizando o material de moldagem Zetaplus/Oranwash

<b>Comparações</b>	<b>Dif. de Postos</b>	<b>q</b>	<b>P&lt;0,05</b>
<b>Cônico / Zetaplus vs Unido / Zetaplus</b>	556	7,119	Sim
<b>Cônico / Zetaplus vs Hélice / Zetaplus</b>	287	3,675	Sim
<b>Hélice / Zetaplus vs Unido / Zetaplus</b>	269	3,444	Sim



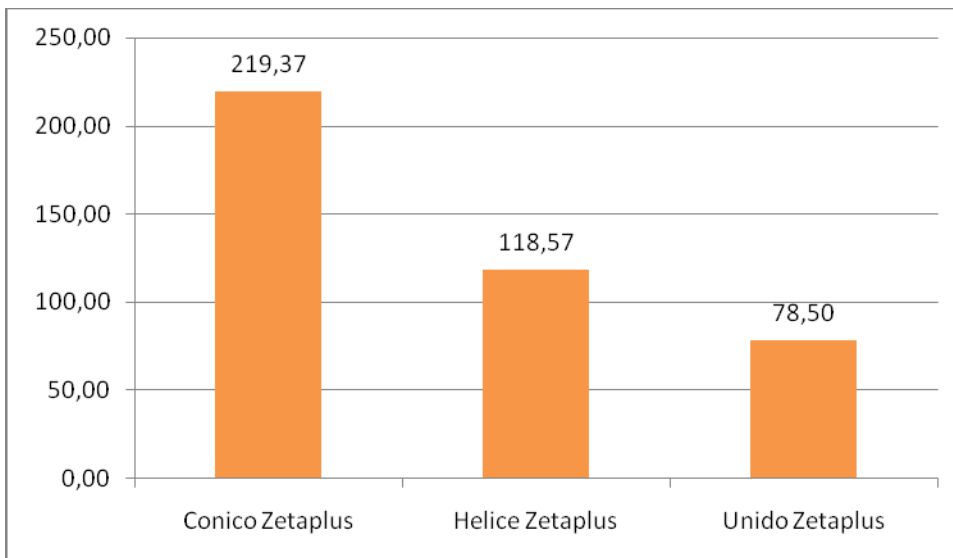


FIGURA 49 – GRÁFICO COMPARATIVO ENTRE AS MÉDIAS DAS FENDAS DAS TÉCNICAS CÔNICO, HÉLICE E UNIDO COM O MATERIAL ZETAPLUS/ORANWASH.

**Utilizando-se o material Zetaplus/Oranwash, observou-se que a melhor técnica de moldagem é a que utiliza os transferentes Quadrados Unidos com barra metálica e Duralay.**

Tabela 8 – Comparação entre os materiais de moldagem realizando a técnica com transferentes cônicos

<b>Análogo</b>	<b>Média</b>
<b>Cônico / Express</b>	<b>164,40<sup>a</sup></b>
<b>Cônico / Zetaplus</b>	<b>219,37<sup>a</sup></b>

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ( $\alpha=5\%$ ).

Tabela 9 – Teste de Mann-Whitney aplicado na comparação entre os materiais de moldagem realizando a técnica com transferentes cônicos

<b>Grupo</b>	<b>Mediana</b>	<b>25%</b>	<b>75%</b>
<b>Cônico / Express</b>	<b>141,365</b>	<b>131,075</b>	<b>211,190</b>
<b>Cônico / Zetaplus</b>	<b>201,635</b>	<b>117,355</b>	<b>302,330</b>

T = 353 n(pequeno)= 20 n(grande)= 20 (P = 0,126)

As diferenças entre os valores das medianas não foram suficientemente grandes para excluir a possibilidade de que estas diferenças fossem devidas ao acaso, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento ( $P = 0,126$ )

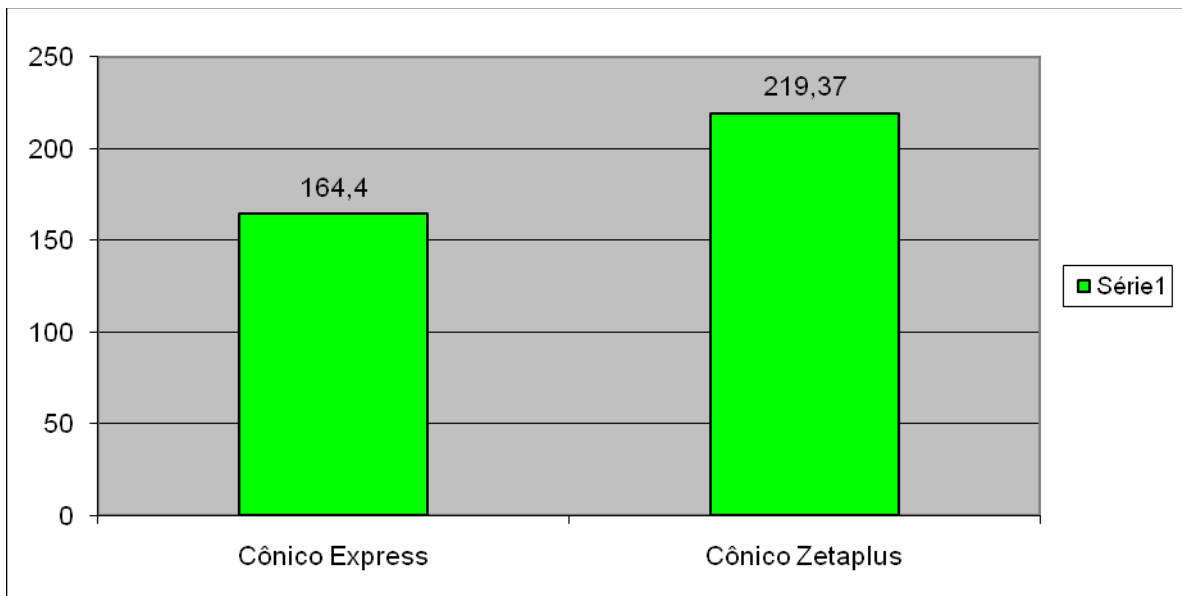


FIGURA 50 – GRÁFICO COMPARATIVO ENTRE AS MÉDIAS DAS FENDAS DA TÉCNICA CÔNICO COM OS MATERIAIS EXPRESS E ZETAPLUS/ORANWSH.

***Realizando-se moldagens pela técnica com transferentes cônicos, observou-se que ambos os materiais de moldagem podem ser empregados de forma semelhante entre si, sem que haja superioridade entre eles.***

Tabela 10 – Comparação entre os materiais de moldagem realizando a técnica com transferentes quadrados modificados (Hélice)

<b>Grupo</b>	<b>Média</b>
<b>Hélice / Express</b>	<b>97,90<sup>a</sup></b>
<b>Hélice / Zetaplus</b>	<b>118,57<sup>a</sup></b>

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ( $\alpha=5\%$ ).

Tabela 11 – Teste de Mann-Whitney aplicado na comparação entre os materiais de moldagem realizando a técnica com transferentes quadrados modificados (Hélice)

<b>Grupo</b>	<b>Mediana</b>	<b>25%</b>	<b>75%</b>
<b>Hélice / Express</b>	<b>100,205</b>	<b>77,910</b>	<b>111,475</b>
<b>Hélice / Zetaplus</b>	<b>115,150</b>	<b>86,240</b>	<b>139,405</b>

T = 352 n(pequeno)= 20 n(grande)= 20 (P = 0,120)

As diferenças entre os valores das medianas não foram suficientemente grandes para excluir a possibilidade de que estas diferenças fossem devidas ao acaso, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento (P = 0,120)

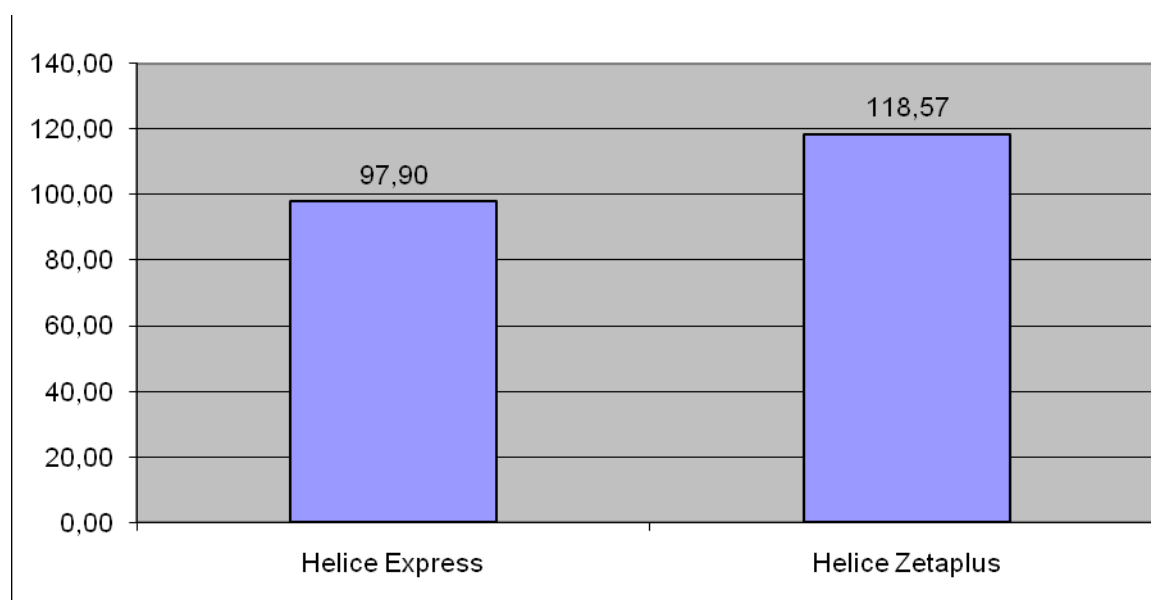


FIGURA 51 – GRÁFICO COMPARATIVO ENTRE AS MÉDIAS DAS FENDAS DA TÉCNICA DA HÉLICE COM OS MATERIAIS EXPRESS E ZETAPLUS/ORANWASH.

**Realizando-se moldagens pela técnica com transferentes quadrados modificados (Hélice), observou-se que ambos os materiais de moldagem podem ser empregados de forma semelhante entre si, sem que haja superioridade entre eles.**

Tabela 12 – Comparação entre os materiais de moldagem realizando a técnica com transferentes quadrados unidos

<b>Grupo</b>	<b>Média</b>
<b>Unido / Express</b>	<b>127,79<sup>b</sup></b>
<b>Unido / Zetaplus</b>	<b>78,50<sup>a</sup></b>

Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si ( $\alpha=5\%$ ).

Tabela 15 – Teste de Mann-Whitney aplicado na comparação entre os materiais de moldagem realizando a técnica com transferentes quadrados unidos

<b>Grupo</b>	<b>Mediana</b>	<b>25%</b>	<b>75%</b>
<b>Unido / Express</b>	<b>113,925</b>	<b>89,180</b>	<b>144,305</b>
<b>Unido / Zetaplus</b>	<b>72,805</b>	<b>54,390</b>	<b>100,450</b>

T = 353 n(pequeno)= 20 n(grande)= 20 (P ≤ 0,001)

As diferenças entre os valores das medianas foram maiores do que seria esperado ao acaso, havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos de tratamento. (P ≤ 0,001)

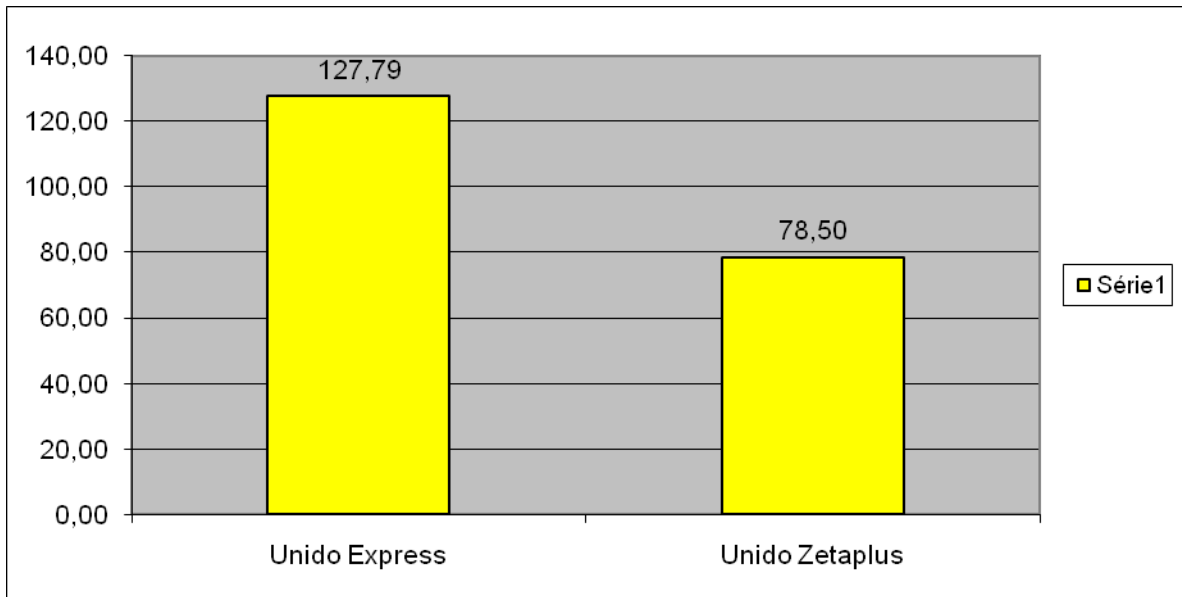


FIGURA 52 – GRÁFICO COMPARATIVO ENTRE AS MÉDIAS DAS FENDAS DA TÉCNICA UNIDO COM OS MATERIAIS EXPRESS E ZETAPLUS/ORANWASH.

***Realizando-se moldagens pela técnica com transferentes quadrados unidos, observou-se que o material de escolha deveria ser o Zetaplus/Oranwash, uma vez que este se mostrou estatisticamente superior ao Express.***



## 6 Discussão

## 6 DISCUSSÃO

Os modelos de trabalho deveriam representar precisamente o relacionamento intra-oral dos implantes para permitir a confecção de próteses com ajuste passivo<sup>12</sup>, isto é, que não induzam tensões nos componentes do implante, na interface implante-osso e no osso circunvizinho<sup>34,43</sup>.

A justaposição íntima do osso ao implante de titânio é a característica essencial que permite uma transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimento relativo apreciável<sup>46</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 utilizados<sup>30</sup>.

Embora haja reivindicações que ajuste passivo seja um fator relevante para a manutenção da osseointegração<sup>46,51,39</sup> e sucesso dos implantes, há uma tendência contrária na literatura<sup>32,44,43</sup>. 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 e seu efeito no sucesso dos implantes seja questionável<sup>43</sup>, a busca pela melhor adaptação não pode ser negligenciada. De acordo com Romero et al.<sup>41</sup> (2000), a falta de passividade entre as interfaces dos componentes implanto-protéticos podem induzir perda óssea, fratura do pilar e quebra ou soltura do parafuso de conexão, complicação esta muito comum em casos de adaptação não passiva.

A fim de se assegurar um ajuste passivo, o modelo mestre dessa pesquisa foi construído a partir de uma estrutura metálica. No entanto, ainda foi observada uma fenda de 31,63  $\mu\text{m}$  (Tabela A1). Esta fenda pode ser explicada pelas imprecisões micrométricas inerentes ao processo de torneamento dos componentes protéticos e pelo método de medição empregado (o fato de parafusar de um lado e medir no outro lado amplifica os valores das fendas).

Quando uma prótese é instalada sem a necessidade de aplicação de força, considera-se que houve uma perfeita adaptação entre ela e as superfícies do implante. Discrepâncias verticais podem ser mascaradas com o aperto manual dos parafusos, porém esse aperto manual não somente leva ao risco de fratura bem como a inevitável transferência de estresse ao implante e aos parafusos. Por causa do limite elástico dos parafusos estar entre 17-18 Ncm, o valor de 10 Ncm é o recomendado para apertar os parafusos protéticos nos pilares<sup>15</sup>. Seguindo este princípio, foi utilizado nesta pesquisa um torque de 10 Ncm de forma padronizada através de um torquímetro digital para o aperto dos parafusos, com o objetivo de se evitar o emprego de forças superiores a desejada. Um torque superior a 10 Ncm pode levar a um risco de fratura do parafuso, bem como a diminuição de discrepâncias verticais e inevitavelmente a transferência de estresse aos implantes e parafusos<sup>15</sup>.

Para Eames et al.<sup>19</sup> (1979), os dentistas devem ter a oportunidade de selecionar materiais de moldagem que apresentem propriedades confortáveis e ainda que não sacrifiquem a precisão e a estabilidade dimensional. No entanto, apesar da escolha do material ser o fator preponderante para a obtenção de uma moldagem precisa, existem outros fatores que também influenciam a precisão. Fatores como a técnica, o tipo de moldeira e o tempo de armazenagem podem gerar concentrações de tensões e conseqüentemente distorção do molde<sup>21</sup>.

De acordo com os resultados do estudo realizado por Lorenzoni et al.<sup>34</sup> (2000), a silicona de polimerização por adição e o poliéter devem ser os materiais de escolha para os procedimentos de moldagem de transferência para implantes, sendo a silicona de adição mais precisa em relação ao deslocamento tridimensional e a rotação xy. Compartilhando da mesma opinião, Wee<sup>52</sup> (2000) recomendaram a utilização de silicona de adição e poliéter para implantodontia. Porém, como primeira escolha deveria ser o poliéter devido a sua rigidez que provê resistência ao deslocamento acidental dos transferentes. Como material alternativo de escolha, ainda de acordo com os autores, a silicona de adição deveria ser utilizada principalmente na situação de arcos parcialmente desdentados, onde seu módulo de elasticidade mais favorável permite fácil remoção da moldagem. Nesta pesquisa, optou-se pela utilização dos materiais Express (por ser um material de moldagem já consagrado em termos de estabilidade dimensional e menor deformação



permanente) e Zetaplus/Oranwash (devido a sua grande aplicabilidade clínica). Como observado nos resultados, quando consideramos a mesma técnica de moldagem, os materiais Express e Zetaplus/Oranwash se comportaram de forma semelhante em duas das três técnicas (Cônico / Express = 164,40  $\mu\text{m}$ ; Cônico / Zetaplus = 219,37  $\mu\text{m}$  e Hélice / Express = 97,70  $\mu\text{m}$ ; Hélice / Zetaplus = 118,57  $\mu\text{m}$ ). Compartilhando da mesma opinião, Kleine et al.<sup>33</sup> (2002) afirmam que para a técnica com transferentes cônicos, os materiais Speedex e Aquasil não diferiram estatisticamente entre si. Para Goiato et al.<sup>23</sup> (2002), o poliéter se comportou de maneira semelhante à pasta zinco-eugenólica nas técnicas de moldagem. E para Daoudi et al.<sup>16</sup> (2001), nenhuma diferença significativa foi encontrada entre o poliéter e a silicona de adição.

Porém quando a técnica avaliada foi a unido com barras e Duralay, o Zetaplus/Oranwash se comportou de forma superior ao Express. A este fato acredita-se que, pela dureza após o processo de polimerização do material Express, estresse superior ao desejado pode ter afetado o complexo barras/transferentes/duralay ocasionando alteração no relacionamento inter-pilares dentro do material de moldagem após a remoção da moldeira do modelo mestre. Associado a isto, o tempo de espera para o vazamento (30 min para o material Zetaplus/Oranwash e 2 hrs para o material Express) pode ser considerado outro fator de superioridade da silicona de condensação em relação a silicona de adição. Uma vez que a completa polimerização da resina acrílica ocorre somente após um período de 24 hrs, ainda houve contração de polimerização da mesma naqueles moldes obtidos com Express por um período superior, uma vez que os mesmos esperaram 2 hrs para serem vazados, enquanto que com o Zetaplus/Oranwash esse período de espera e conseqüentemente de contração foi menor (30 min). Desta forma, a constatação de maiores fendas quando foram realizadas as mensurações nos modelos de gesso obtidos por esta técnica (Unido / Express = 127,79; Unido / Zetaplus = 78,50  $\mu\text{m}$ ). Compartilhando da mesma opinião, Kleine et al. em 2002, afirmam que houve diferença estatística entre os materiais Aquasil e Speedex quando a técnica utilizada foi unido com duralay. Para Valle et al.<sup>48</sup> (2001), as siliconas de adição obtiveram melhores resultados seguidas do Poliéter, Polissulfeto, Silicona por Condensação e Hidrocolóide irreversível. Já para Kleine et al.<sup>33</sup> (2002), o material de moldagem poliéter apresentou menor alteração dimensional em

relação às siliconas de adição e de condensação, representando em maior precisão na transferência dos análogos. E para Holst et al.<sup>26</sup> (2007), o polivinil siloxano transfere a orientação espacial dos implantes com igual precisão que o já consagrado poliéter. Mas os autores ressaltam que o tempo pode representar um importante papel na determinação da precisão dos implantes no modelo mestre, considerando que o tipo específico do material de moldagem elastomérico pode ser menos importante do que se pensava previamente.

Além das propriedades inerentes aos materiais de moldagens, existe uma preocupação real no que diz respeito às técnicas de moldagem empregadas. Para Caputi Guiseppe<sup>9</sup> (2008), a técnica monofásica apresentou a menor precisão em todas as dimensões consideradas. Já a técnica de 1 passo apresentou maior precisão quando comparada a técnica monofásica, porém menor precisão que a de 2 passos e 2 passos com injeção, em todas as dimensões consideradas. Ainda para os autores, as técnicas de 2 passos, tanto a convencional quanto a de injeção produziram os modelos mais precisos, sendo a última mais precisa em todas as dimensões consideradas. Porém para Hung et al.<sup>29</sup> (1992), não houve diferença estatística para as técnicas utilizadas (Massa/leve 2 passos ou 1 passo) exceto em 1 das 6 dimensões avaliadas onde a técnica de 1 passo foi superior a de 2 passos. Nesta pesquisa julgou-se pertinente utilizar a técnica de 1 passo (massa/leve) devido a sua conveniência, uso clínico difundido e resultados clínicos satisfatórios.

Da mesma forma que as características dos materiais de moldagem são de fundamental importância para a obtenção de modelos fiéis para a construção de próteses bem adaptadas, as técnicas de transferência do posicionamento dos implantes também representam um fator crítico para esse objetivo. Pensando nisso, vários autores procuraram avaliar a superioridade de uma técnica sobre a outra. Humphries et al.<sup>28</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 contrapartida, Carr<sup>10</sup> (1991), Fenton et al.<sup>20</sup> (1991), Rodney et al.<sup>40</sup> (1991), Daoudi et al.<sup>16</sup> (2001), Phillips et al.<sup>38</sup> (1994) e Del'Acqua et al.<sup>17</sup> (2008) concluíram que a técnica com transferentes quadrados é melhor do que a com transferentes cônicos e Carr e Sokol<sup>12</sup> (1991), Carr<sup>11</sup> (1992), Goiato et al.<sup>22</sup> (1998), Herbst et al.<sup>25</sup> (2000), Pinto et al.<sup>39</sup> (2001), Goiato et al.<sup>23</sup> (2002) e Naconecy et al.<sup>36</sup> (2004) concluíram que são iguais.

De acordo com a metodologia empregada, observou-se nessa pesquisa que quando o material de moldagem avaliado foi o Express, resultados insatisfatórios foram obtidos com a técnica utilizando transferentes cônicos (Cônico / Express = 164,40  $\mu\text{m}$ ). A inexatidão vista com esta técnica parece correlatar com a adição de variáveis como:

- 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>6</sup>. Como nesta pesquisa os análogos estavam paralelos uns aos outros e perpendiculares à superfície, este fator foi minimizado;

- 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. Sepctor et al. (1990), relataram que a presença de ar entre o molde e o transferente cônico impede seu perfeito assentamento.

Ainda em relação ao material Express, o menor valor de fenda registrado foi constatado para a técnica da Hélice = 97,90  $\mu\text{m}$  (Quadrado modificado). De acordo com Carr<sup>10</sup> (1991), qualquer movimento não-paralelo no ato da moldagem coloca o material de moldagem sob estresse. Isso pode acontecer devido à menor rigidez proporcionada pela moldeira de estoque plástica que permite distorções do material de moldagem. A recuperação elástica do material submetido a tal estresse é menor do que a ideal, o que pode resultar em uma relação desfavorável do posicionamento dos implantes no modelo de trabalho. Porém este fato foi compensado pela retenção adicional e resistência ao deslocamento proporcionada pelo formato modificado em hélice do transferente quadrado. Desta forma evita-se a rotação dos componentes e, conseqüente transferência desfavorável do correto posicionamento dos análogos. Além disso, essa modificação minimiza as chances de um deslocamento acidental do transferente quadrado durante o aperto do parafuso ao análogo. Uma vez que a técnica com transferentes unidos com barra e duralay apresentou-se semelhante tanto a técnica com transferentes cônicos (Unido / Express = 127,79  $\mu\text{m}$  e Cônico / Express = 164,40) como semelhante à técnica com transferentes modificados em hélice (Unido / Express = 127,79  $\mu\text{m}$  e Hélice / Express = 97,90  $\mu\text{m}$ ), o tempo extra necessário utilizado para a confecção da união

parece ser desnecessário. Porém, a modificação dos componentes em formato de hélice deve ser considerada uma boa opção, pois além promover uma melhor retenção na moldagem apresenta um tempo de confecção menor do que a técnica com transferentes unidos, permitindo ainda uma pré-fabricação dos componentes.

Da mesma forma, quando avaliamos o material de moldagem Zetaplus/Oranwash a técnica com transferentes cônicos apresentou os piores resultados (Cônico / Zetaplus = 219,37  $\mu\text{m}$ ), o que vem confirmar a susceptibilidade desta técnica a variáveis como a distorção do material durante a moldagem e o reposicionamento dos transferentes no molde como visto para o material Express. Porém, diferentemente do material Express, a técnica com transferentes unidos apresentou-se mais eficaz quando utilizado o material Zetaplus/Oranwash (Unido / Zetaplus = 78,50  $\mu\text{m}$  e Hélice / Zetaplus = 118,57  $\mu\text{m}$ ), estando de acordo com diversos autores como Fenton et al.<sup>20</sup> (1991), Assif et al.<sup>4</sup> (1992), Assif et al.<sup>3</sup> (1996), Vigolo et al.<sup>50</sup> (2003), Cabral Guedes<sup>8</sup> (2007) e Naconecy et al.<sup>36</sup> (2004) que confirmam a superioridade dessa técnica sobre as demais.

Vários materiais são utilizados com o objetivo de aumentar a efetividade das técnicas diretas como resina composta<sup>31</sup>, gesso<sup>5</sup> ou resina acrílica<sup>4,7,18</sup>.

Uma técnica para impedir que os transferentes quadrados girem no interior do molde no momento do parafusamento da réplica foi sugerida por Assif et al.<sup>2</sup> (1994) e Gregory-Head, Labarre<sup>24</sup> (1999). Nesta técnica, os transferentes eram unidos diretamente na moldeira individual de resina acrílica, evitando o uso de resina autopolimerizável e fio dental.

Segundo Vigolo et al.<sup>49</sup>, em 2000, os transferentes podem ser unidos com resina acrílica ou composta para estabilizá-los dentro do material de moldagem. Assif et al.<sup>5</sup> (1999) concluíram que resina acrílica autopolimerizável ou gesso de moldagem foram significativamente mais precisos do que resina acrílica de dupla polimerização.

Um outro material que poderia ser utilizado para a união dos transferentes, seria o gesso de moldagem, que devido a sua baixa expansão de presa e rigidez, propicia ótimos resultados na transferência do posicionamento de implantes<sup>37,53</sup>. No entanto, como não é encontrado facilmente no mercado nacional, não foi o material eleito para esta técnica.

Em 1991, Ivanhoe et al.<sup>31</sup> 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. Porém para Chang et al.<sup>13</sup> (2006), a utilização de uma barra sólida para união pode diminuir a contração de polimerização que ocorre devido à pequena quantidade de resina acrílica necessária para tal procedimento. Além disso, ganha-se em eficiência e reduz-se o tempo de cadeira. Compartilhando da mesma opinião, 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 entre os transferentes para que a quantidade de resina a polimerizar seja pequena, minimizando assim este efeito.

Como visto anteriormente, a resina acrílica autopolimerizável é o material mais amplamente utilizado. Porém a aplicabilidade clínica deste procedimento é questionável, uma vez que os transferentes necessitam ser unidos e seccionados 24 horas antes da moldagem definitiva ser realizada devido aos inconvenientes próprios da contração da resina. Neste estudo foi proposta a utilização de barras metálicas com o objetivo primordial de diminuir a quantidade de resina acrílica utilizada para união diminuindo assim a contração de polimerização. Além disso, com essa técnica diminui-se o tempo clínico e aumenta-se a eficiência<sup>13</sup>.

De acordo com a metodologia empregada podemos ressaltar a importância de trabalhos clínicos que visem avaliar a superioridade da silicona de condensação em relação à silicona de adição quando a técnica de moldagem empregada for a com transferentes unidos para a transferência do correto posicionamento dos implantes orais.



## **7 CONCLUSÃO**

Dentro das condições experimentais deste estudo, pode-se concluir que:

1. Para o material Express, a melhor técnica de moldagem foi a com transferentes modificados (Hélice).
2. Para o material Zetaplus/Oranwash, a melhor técnica de moldagem foi a com transferentes unidos com barra e duralay.
3. Independente do material avaliado, a técnica com transferentes Cônicos obteve os piores resultados.
4. Para moldagens utilizando a técnica com transferentes unidos, o material de eleição deve ser o Zetaplus/Oranwash.





## 8 REFERÊNCIAS\*

1. Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994;14:405-19.
2. Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent.* 1994;71:589-91.
3. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:216-22.
4. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992;12:112-21.
5. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:885-8.
6. Assunção WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent.* 2004;13:358-66.
7. 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;77:68-75.
8. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent.* 2007;16:187-94.

---

\*De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site:  
[http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

9. Caputi S, Giuseppe V. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2008;99:274-281.
10. Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:448-55.
11. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:468-75.
12. Carr AB, Sokol J. Accuracy of casts produced by the Nobelpharma impression techniques, [abstract 198]. *J Dent Res.* 1991;70:290.
13. Chang BMW, Wright RF. A solid bar splint for open-tray implant impression technique. *J Prosthet Dent.* 2006;96:143-4.
14. Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent.* 2004;32:603-9.
15. Cheshire PD, Kobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil.* 1996;23:782-9.
16. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont.* 2001;14:152-8.
17. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Jr FA. Accuracy of impression and Touring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:226-36.
18. Dumbrigue, HB, Gurun, DC, Javid, NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent.* 2000;84:108-10.

19. Eames WS, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 1979;42:159-62.
20. Fenton AH, Assif D, Zarb GA, Schmitt A. The accuracy of implant impression procedures, [abstract 1065]. *J Dent Res.* 1991;70:399.
21. Garcia LFR, Consani S, Andrade IM, Pires-de-Souza FCP. Análise crítica dos fatores que influenciam a precisão de moldagens com elastômeros. *Clin Pesq Odontol.* 2006;2:387-91.
22. 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;2:45-50.
23. Goiato MC, Gennari Filho H, Fajardo RS, Assunção WG, Dekon SFC. Comparação entre três materiais de moldagem e três técnicas de moldagem de transferência para implantes. *Bci: Rev Bras Cir Implantodont.* 2002;9:164-8.
24. Gregory-Head B, Labarre E. Two-step pick-up impression procedure for implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent.* 1999;82:615-6.
25. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent.* 2000;83:555-61.
26. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int.* 2007;38:67-73.

27. Huan L, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2004;92:151-4.
28. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:331-6.
29. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent.* 1992;67:583-9.
30. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent.* 1993;69:503-9.
31. Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1991;66:410-1.
32. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:169-78.
33. Kleine A, Nóbilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Influência de materiais de moldagem e de técnicas de transferência em implantes osseointegrados na precisão dimensional linear de modelos de gesso. *Rev Pós Grad.* 2002;9:349-57.
34. 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<sup>®</sup>-2 system. *J Oral Rehabil.* 2000;27:629-38.

35. Lopes LAZ, De Cezero L, Suzuki RM. Avaliação da estabilidade dimensional de siliconas de condensação conforme o tempo de vazamento. *Rev Fac Odontol Porto Alegre*. 2006;47:9-14.
36. 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;19:192-8.
37. Nissan J, Barnea E, Krauze E, Assif D. Impression technique for partially edentulous patients. *J Prosthet Dent*. 2002;88:103-4.
38. Phillips KM, Nicholls IJ, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:533-40.
39. Pinto JHN, Valle AL, Scolaro JM, Bonfante G, Pegoraro LF. Estudo comparativo entre técnicas de moldagem para implantes odontológicos. *Rev Fac Odontol Bauru*. 2001;9:167-72.
40. Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two implant impression copings, [abstract 953]. *J Dent Res*. 1991;70:385.
41. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*. 2000;84:602-7.
42. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin N Am*. 2007;51:629-42.
43. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001;10:85-92.

44. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997;10:19-27.
45. Shilenburg Jr H, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentos de prótese fixa.* São Paulo: Santos; 1998.
46. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49:843-8.
47. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1990;63:444-7.
48. Valle AL, Coelho AB, Scolaro JM. Avaliação do comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais. *Rev FOB.* 2001;9:41-8.
49. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent.* 2000;83:562-6.
50. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent.* 2003;89:186-92.
51. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:405-11.
52. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent.* 2000;83:323-31.

53. Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *J Prosthet Dent.* 2001;86:532-8.





## 9 APÊNDICE

A Tabela A1 contém todos os valores das cinco mensurações feitas para o modelo Mestre.

Tabela A1 – Medidas do modelo Mestre (fenda média de 31,63  $\mu\text{m}$ )

<b>ANÁLOGO</b>	<b>1<sup>a</sup> Medida</b>	<b>2<sup>a</sup> Medida</b>	<b>3<sup>a</sup> Medida</b>	<b>4<sup>a</sup> Medida</b>	<b>5<sup>a</sup> Medida</b>	<b>MÉDIA</b>
<b>A</b>	46,19	49,13	52,82	37,59	44,47	<b>46,04</b>
<b>B</b>	42,99	42,75	41,76	33,90	38,08	<b>39,90</b>
<b>C</b>	21,37	20,64	17,93	19,16	17,69	<b>19,36</b>
<b>D</b>	23,34	18,18	20,64	23,83	20,14	<b>21,23</b>
<b>MÉDIA</b>	<b>33,47</b>	<b>32,68</b>	<b>33,29</b>	<b>28,62</b>	<b>30,10</b>	<b>31,63</b>

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

Araraquara, 20 de março de 2009.

ÂNGELA LÍBIA CHAGAS AMARAL