

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE-FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PPG- MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

**Drusila Pinto Antunes**

**ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* ENTRE DIFERENTES  
MATERIAIS E MÉTODOS DE UNIÃO DE TRANSFERENTES DE  
MOLDAGEM EM IMPLANTODONTIA**

Juiz de Fora

2013

**DRUSILA PINTO ANTUNES**

**ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* ENTRE DIFERENTES  
MATERIAIS E MÉTODOS DE UNIÃO DE TRANSFERENTES DE  
MOLDAGEM EM IMPLANTODONTIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica.

**Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Maria das Graças Afonso Miranda Chaves  
Co-Orientador: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Luzia da Glória Corrêa Coelho**

Juiz de Fora

2013

ANTUNES, D. P. Estudo comparativo *in vitro* entre diferentes materiais e métodos de união de transferentes de moldagem em Implantodontia, Juiz de Fora (MG), 2013. 58f. Apresentação de Dissertação (Curso de Pós-Graduação stricto sensu - Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora (MG).

Drusila Pinto Antunes

**Estudo comparativo *in vitro* entre diferentes materiais e métodos de união de transferentes de moldagem em Implantodontia**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica.

Aprovada em \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2013

BANCA EXAMINADORA

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Maria das Graças Afonso Miranda Chaves (Orientadora)  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof. Dr. César Rogério Pucci  
Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita filho

---

Prof. Dr. Rodrigo Maximo de Araújo  
Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita filho

**DEDICATÓRIA**

*A Deus, que é a razão de tudo!*

*Às meus pais, Sônia e Lincoln, que sempre me apoiaram em minhas lutas e conquistas. Obrigada pelo exemplo. Amo vocês!*

*A minha querida irmã, Débora, pela presença constante em toda minha vida. Sem você tenho certeza que eu não teria chegado até aqui!*

## AGRADECIMENTOS

À Prof<sup>a</sup>. Dra. Luzia da Glória Corrêa Coelho, por acreditar em mim e me dar a oportunidade de aprender com seu exemplo.

Ao Prof. Dr. Evandro de Toledo Lourenço Júnior, Prof. Dr. Marcos Vinícius Queiroz de Paula e Prof. Dr. Eduardo Machado Vilela Prof<sup>a</sup> Mônica Pereira Senra Soares pela amizade e disponibilidade.

À coordenadora do PPG-Mestrado em Clínica Odontológica Prof<sup>a</sup> Dra. Maria das Graças Afonso de Miranda Chaves e ao diretor da Faculdade de Odontologia Prof. Dr. Antônio Márcio Resende do Carmo pelo apoio e incentivo.

Aos Professores pelos valiosos ensinamentos transmitidos com dedicação e competência.

Aos amigos pela presença e carinho que com certeza me ajudaram a seguir em frente!

Aos funcionários, em especial Ermínio, Nelson e Wanessa, obrigada por toda ajuda!

À CAPES e as empresas Bionnovation Biomedical e VOCO pelo financiamento desta pesquisa.

Ao meu namorado, Diogo, por existir em minha vida!

À todos aqueles que dedicaram um tempo de suas vidas, colaborando direta ou indiretamente com a concretização de mais este sonho. Obrigada!

ANTUNES, D. P. Estudo comparativo *in vitro* entre diferentes materiais e métodos de união de transferentes de moldagem em Implantodontia, Juiz de Fora (MG), 2013. 58 f. Apresentação de Dissertação (PPG Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora/MG.

## RESUMO

Este estudo *in vitro* analisou de forma comparativa dois materiais e três métodos de união de transferentes de moldagem em próteses sobre implantes, a fim de otimizar esta fase de moldagem e proporcionar melhor adaptação final. Confeccionou-se uma base metálica contendo dois implantes hexágono externo e a partir desta obteve-se uma barra metálica soldada a laser. Para os procedimentos de moldagem foram confeccionadas 15 moldeiras individuais padronizadas em resina acrílica autopolimerizável. Os grupos foram divididos em 6, sendo que cada grupo foi composto por 5 corpos-de-prova: Grupo A - transferentes unidos com fio dental e resina acrílica (Duralay); Grupo B - transferentes unidos com resina acrílica (Duralay) em bastão pré-polimerizado; Grupo C - transferentes unidos com fio dental, resina acrílica (Duralay), seccionados depois da presa e soldados; Grupo D - transferentes unidos com fio dental e resina bis-acrílica (Structur 2SC); Grupo E - transferentes unidos com resina bis-acrílica (Structur 2SC) em bastão pré-polimerizado; Grupo F- transferentes unidos com fio dental, resina bis-acrílica (Structur 2SC), seccionados depois da presa e soldados. O material de moldagem utilizado para todos os grupos foi a silicona de adição Adsil e para o vazamento dos modelos utilizou-se o gesso especial tipo IV. Para mensuração vertical das alterações dimensionais a barra metálica foi parafusada na matriz e em cada um dos corpos-de-prova, com torquímetro manual sob torque de 20 Ncm. Os valores foram obtidos com auxílio do programa de captura digital de imagens Axio Vision Rel 4.8 e câmera digital AxioCam acoplada ao Microscópio Ótico Discovery V20 (Zeiss), com aumento de 100X. A distância entre a superfície externa do análogo de implante e a borda inferior da barra metálica (*gap*) foi medida na região mediana da imagem em foco. A fim de identificar diferenças entre resinas e métodos foi utilizada a Análise da Variância de duas vias (ANOVA). Estatisticamente não houve diferença entre as resinas ( $p=0,87$ ) e não houve diferença entre os métodos ( $p=0,577$ ). O Grupo F obteve a menor média total de *gap*. Quando observadas as interações entre resinas e métodos de união, o Teste "t" de *Student* identificou que houve diferença estatisticamente significativa entre os Grupos B e E ( $p= 0,059$ ) sendo que, o Grupo B obteve melhor resultado. Foi considerado significativo  $p\leq 0,05$ .

**Palavras-chave:** técnicas de moldagem, implantes, adaptação.

ANTUNES, D. P. Comparative in vitro study of different splinting materials and methods for impression transfer copings in Implantology, Juiz de Fora (MG), 2013. 57 f. Dissertacion (PPG - Master of Dental Clinic) School of Dentistry, Federal University of Juiz de Fora/MG.

## ABSTRACT

This in vitro study examined by a comparative way impression splinting two materials and three methods for transfer copings in prothesis over implants in order to optimize this phase of impression and get better final adaptation. Performed to a metal base containing two hexagon external implants and gave a metal base welded by laser. To make the impression, was made 15 individually trays that were prepared in standard acrylic resin. The groups were divided in 6, each group was composed of 5 samples. Group A - transfer copings splinted with dental floss and acrylic resin (Duralay); Group B - transfer copings splinted with pre-polymerized acrylic resin (Duralay) bars; Group C - transfer copings splinted with dental floss, acrylic resin (Duralay), sectioned after setting and welded; Group D - transfer copings splinted with dental floss and bis-acrylic resin (Structur 2 SC); Group E - transfer copings splinted with pre-polymerized bis-acrylic resin (Structur 2SC) bars; Group F - transfer copings splinted with dental floss, bis-acrylic resin (Structur 2SC), sectioned after setting and welded. The impression material used for all groups was the addition silicone Adsil and the casting of the models used the special plaster type IV. To measure the dimensional changes of the vertical metal bar was bolted in the matrix and in each of the samples, with manual torque wrenches under torque of 20 Ncm. The values were obtained with the aid of program capture digital images Axio Vision Rel 4.8 and AxioCam digital camera coupled to optical Discovery V20 microscope (Zeiss) with 100X. The distance between the outer surface of the implant analog and the lower edge of the metal bar (gap) was measured at middle region of the image into focus. In order to identify differences between resins and methods we used Analysis of Variance two-way (ANOVA). There was no difference between the resins ( $p = 0.87$ ) and no difference between the methods ( $p = 0.577$ ). Group F showed the lowest average total gap. When observing the interactions between resins and splint methods, the Test "t" Student identified that the difference was statistically significant between Groups B and E ( $p = 0.059$ ) and the Group B had a better result. Was considered significant if  $p \leq 0.05$ .

**Keywords:** impression techniques, implants, fit.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Resina acrílica Duralay e resina bis-acrílica Structur.....	33
Figura 2. Placa de aço inox encaixada na base metálica.....	34
Figura 3. Implantes fixados na base metálica com resina epóxi bisfenol e placa de aço inox.....	34
Figura 4. Barra de titânio soldada.....	35
Figura 5. Barra de titânio posicionada sobre os implantes.....	35
Figura 6. União dos transferentes de moldagem com fio dental.....	37
Figura 7. Resina acrílica Duralay recobrindo o fio dental.....	37
Figura 8. Canudo e bastão de resina acrílica Duralay.....	37
Figura 9. União do bastão aos transferentes de moldagem com resina acrílica Duralay.....	37
Figura 10. Secção da estrutura com disco diamantado dupla face.....	38
Figura 11. Soldagem do ponto de secção com resina acrílica Duralay.....	38
Figura 12. Recobrimento do fio dental com resina bis-acrílica Structur.....	39
Figura 13. União do bastão aos transferentes de moldagem com resina bis-acrílica Structur.....	39
Figura 14. Moldeira individual e moldagem com siliciona de adição.....	40
Figura 15. Molde mostrando moldagem em fase única com análogos .....	40
Figura 16. Nova identificação no corpo-de-prova.....	42
Figura 17. Marcação mostrando lado posterior do corpo-de-prova.....	42
Figura 18. Microscópio Ótico Discovery V20 (Zeiss) .....	42
Figura 19. Desajuste entre barra soldada e análogo de implante.....	42

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 - Descrição e classificação dos materiais usados.....	33
Tabela 1 – Médias e desvio padrão da matriz e dos grupos estudados.....	43
Tabela 2. Nível de significância estatística “ p” entre as variáveis resinas, métodos e interação entre estas variáveis.....	44
Tabela 3 – Nível de significância estatística “ p” de comparação entre os grupos que utilizam união dos transferentes de moldagem unidos com resina em bastão.....	44
Gráfico 1 – Interação .....	45

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

h	- Horas
>	- Maior que
®	- Marca registrada
<	- Menor que
µm	- Micrometros
min.	- Minutos
mm	- Milimetro
cm	- Centímetro
Ncm	- Newton por centímetro
nº	- Número
p	- Nível de significância estatística
%	- Percentual
s	- Segundos
BHT	- Butilado Hidroxitoluidina.
UNESP	- Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho
UFJF	- Universidade Federal de Juiz de Fora

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	16
3 PROPOSIÇÃO.....	32
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1 Materiais.....	33
4.2 Base metálica e barra soldada a laser .....	34
4.3 Moldeiras individuais.....	35
4.4 Divisão dos Grupos.....	35
4.4.1 Grupo A – Transferentes de moldagem unidos com fio dental e resina acrílica autopolimerizável tipo Duralay®(Reliance, São Paulo, Brasil).....	36
4.4.2 Grupo B – Transferentes de moldagem unidos com resina acrílica autopolimerizável tipo Duralay®(Reliance, São Paulo, Brasil) em bastão.....	37
4.4.3 Grupo C – Transferentes de moldagem unidos com fio dental, resina acrílica autopolimerizável tipo Duralay® (Reliance, São Paulo, Brasil), seccionados depois da presa e soldados.....	38
4.4.4 Grupo D – Transferentes de moldagem unidos com fio dental e resina bis- acrílica autopolimerizável Structur (Voco, Cuxhaven, Alemanha).....	38
4.4.5 Grupo E – Transferentes de moldagem unidos com resina bis-acrílica autopolimerizável Structur (Voco, Cuxhaven, Alemanha) em bastão .....	39
4.4.6 Grupo F – Transferentes de moldagem unidos com fio dental, resina bis- acrílica autopolimerizável Structur (Voco, Cuxhaven, Alemanha), seccionados e soldados depois da presa.....	39

4.5 Moldagem com silicona de adição.....	40
4.6 Análise das alterações dimensionais.....	41
5 RESULTADOS .....	43
6 DISCUSSÃO.....	46
6.1 Passividade e Adaptação.....	46
6.2 União dos transferentes de moldagem.....	47
7 CONCLUSÃO.....	51
8 CRONOGRAMA.....	52
9 ORÇAMENTO.....	53
REFERÊNCIAS.....	54
ANEXO 1 – Delineamento do estudo.....	58

## 1 INTRODUÇÃO

O sucesso das restaurações protéticas em Implantodontia está diretamente associado à precisão e adaptação passiva entre prótese e implante, estabilidade da interface implante/pilar, assim como uma adequada distribuição de forças mastigatórias ao conjunto (ASSUNÇÃO, GENNARI FILHO, ZANIQUELLI, 2004; GOMES et al., 2006; CABRAL e GUEDES, 2007; PIERALINI et al, 2008).

O procedimento de moldagem de transferência do implante ou do intermediário é uma das etapas mais importantes para obtenção da passividade do conjunto prótese/implante (BRANEMARK, ZARB, ALBREKTSSON, 1985). Mínimos desalinhamentos entre a prótese fixa e o implante pode induzir a estresse em qualquer parte dessa unidade. Essa somatória de fatores, onde as cargas fisiológicas não são distribuídas adequadamente ao redor do tecido ósseo podem resultar em sobrecarga e uma possível reabsorção óssea, acarretando a perda do implante. Forças excessivas da estrutura metálica sobre o implante podem gerar microfraturas no osso, além de áreas de isquemia marginal ou fibrose (HERBST et al., 2000). As principais consequências da falta de adaptação passiva incluem o afrouxamento e/ou fratura do parafuso do intermediário, defeitos e mobilidade da infra-estrutura, além da quebra da cimentação nas próteses cimentadas.

Previamente à etapa de moldagem, deve-se avaliar o tipo de conexão do implante, se hexágono externo, hexágono interno ou cone Morse, bem como verificar a plataforma do mesmo para que assim, possa ser selecionado corretamente o transferente de moldagem. O transferente quadrado deve ser indicado quando se tem espaço inter-arcos favorável (GOMES et al., 2006). Para Pieralini, et al. (2008) moldagens de implantes unitários pode-se escolher com segurança transferentes cônicos para moldagem pela técnica da moldeira fechada. Uma maior flexibilidade de planejamento é conseguida com a moldagem do implante, sendo bastante indicada em casos onde a visualização final do tratamento não está bem estabelecida, enquanto que a moldagem do intermediário é indicada quando os pilares definitivos já foram conectados (HENRY, 2000).

Os materiais mais indicados para realização da moldagem de transferência são as siliconas de adição e poliéteres, por apresentarem maior estabilidade linear, pequena contração residual durante a armazenagem, maior rigidez e maior

resistência à rotação do transferente no interior de seus moldes e proporcionar, desta forma, modelos com tamanhos mais precisos (GOMES et al., 2006; PIERALINI, et al., 2008; SILVA et al., 2008). Segundo Burns et al. (2003), Gomes et al. (2006) e Pieralini, et al. (2008) moldeiras individuais rígidas produzem moldagens mais precisas do que as moldeiras de estoque de policarbonato.

Salienta-se a importância da união dos transferentes de moldagem em prótese sobre implante para evitar a movimentação dos mesmos e possíveis distorções do molde (VIGOLO, MAJZOUB e CORDIOLI, 2003, GOMES et al., 2006; SILVA et al., 2008). Para a união dos componentes de transferência pode-se utilizar resina acrílica autopolimerizável aplicada sobre fio dental, barras pré-fabricadas de resina acrílica (DUMBRIGUE, GURUN, JAVID, 2000; PIERALINI et al., 2008; RODRIGUES et al., 2010), resina acrílica fotopolimerizável (RODRIGUES et al., 2010; SILVA et al., 2008), gesso de moldagem (ASSIF, NISSAN, VARSANO, 1999) ou fio ortodôntico ( LOOS, 1986). A técnica direta pode ser feita com ou sem a união dos transferentes. O grande volume de resina acrílica autopolimerizável pode provocar distorções, resultantes da contração do material durante a sua polimerização (CABRAL e GUEDES, 2007). De acordo com Nantes, Anselmo e Takemoto ( 2008) outro fator agravante é a relação pó/líquido, já que a proporção utilizada na manipulação da resina acrílica geralmente não é aquela recomendada pelo fabricante. Usualmente a técnica utilizada é a incremental, realizada com o auxílio de um pincel. Desta forma, o uso de diferentes quantidades de pó e líquido, altera o seu tempo de contração de polimerização. O uso de resina bis- acrílica apresenta vantagens quando comparada a resina acrílica (JO, SHENOY, SHETTY, 2011; SIMÃO et al. 2011). A ausência de monômero torna esse material menos tóxico e alergênico. Outra vantagem é o menor tempo de trabalho, já que a polimerização do material ocorre em torno de 5 minutos, e da resina acrílica em 24 horas. Esta pesquisa se justifica pela necessidade de se obter precisão na adaptação de prótese sobre implante. Utilizamos resina bis-acrílica (Structur 2SC) e resina acrílica (Duralay), ambas autopolimerizáveis, com três métodos de união de transferentes de moldagem para investigar qual seria o material e o método mais adequados para situação proposta.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Branemark, Zarb, Albrektsson (1985) introduziram o termo osseointegração, que define uma conexão estrutural e funcional direta entre osso vivo e ordenado e um implante. A existência desta conexão direta implica em condições extremas de transmissão de cargas oclusais entre o implante e o osso. O controle destas condições, sendo um resultado da adaptação passiva e do desenho funcional da supra-estrutura protética, é de responsabilidade do protesista. Durante a elaboração de uma supra-estrutura protética para implante, a execução de uma moldagem confiável e precisa é um passo fundamental na prevenção de sobrecarga mecânica. Esses autores sugerem o uso de uma moldeira individual associada à *coppings* para transferência da posição dos intermediários, os quais eram unidos entre si por fio dental e resina Duralay antes da moldagem, para assegurar a máxima precisão, mas também relatam que diversos materiais de moldagem podem ser utilizados, e que o material de escolha dos autores é o poliéter.

Mojon et al. (1990) afirmaram que a estabilidade dimensional inadequada causada por contração de polimerização tem sido observada sobre as diversas aplicações de resinas acrílicas. A contração durante a polimerização sempre ocorre, pois a base da resina acrílica é composta de metacrilato. O metacrilato puro sofre em torno de 21% de contração volumétrica durante sua polimerização. Nas resinas de uso odontológico a contração é menor pois uma parte do material já está polimerizada (polímero). A contração depende da proporção pó/líquido. Analisou-se a contração de polimerização de duas resinas acrílicas (Palavit- Kulzer Co e Duralay- Reliance Dental) variando-se a proporção pó/líquido. As primeiras variações volumétricas foram medidos com um dilatômetro e mudanças lineares tardias foram medidas com um transdutor indutivo. Após 24 horas a contração volumétrica era de 7,9% para a resina Duralay e 6,5% para a resina Palavit. A contração foi significativamente aumentada quando a proporção de pó na mistura foi diminuída. Os resultados sugerem que estas resinas devem ser usadas com algum método para compensar a contração. Sob as condições do presente estudo, as conclusões que podem ser delineadas são que 80% da contração da resina acrílica ocorre nos primeiros 17 minutos à temperatura ambiente, 95% da contração da



Duralay ocorre em até 3 horas e da Palavit em até 2 horas. Apenas pequenas alterações ocorrem antes de 2 minutos ou após 24 horas. O aumento da quantidade de monômero gerou um aumento significativo de contração. Assim, as resinas acrílicas não são estáveis dimensionalmente.

Herbst et al.(2000), avaliaram e compararam 4 técnicas de moldagem em termos de sua precisão dimensional para reproduzir posições de implante em modelos de trabalho. Um modelo mestre foi projetado para simular uma situação clínica. Moldagens foram feitas utilizando 4 técnicas: (1) transferentes de moldagem cônicos não unidos (2) transferentes de moldagem quadrados não unidos, (3) transferentes de moldagem quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável, e (4) transferentes de moldagem quadrados com uma extensão lateral de um lado não unidos. Os pontos de referência fabricados no modelo mestre e em pilares especiais foram comparados, depois que os pilares foram transferidos para moldes utilizando as 4 técnicas. As medições foram feitas utilizando um microscópio Reflex, capaz de registrar x, y, e z dimensões. A precisão dimensional foi alta e, apesar de estatisticamente significativa ( $P = 0,022$ ), uma diferença máxima de distorção de apenas 0,31% foi registrada. A precisão dimensional de todas as técnicas foi excepcional e as diferenças observadas podem ser consideradas como clinicamente insignificantes.

Valle, Coelho e Scolaro (2001), relataram que vários tipos de materiais de moldagem são usados em prótese fixa ou removível para a reprodução dos dentes, implantes e estruturas bucais relacionadas. Nesse estudo foi utilizado um modelo mestre com a forma de mandíbula desdentada e contendo cinco implantes *standard*, 15 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro construído em resina acrílica termopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil). Em cada implante foi fixado um intermediário convencional de 3 mm de altura (Art. N. SDCA 068, Nobel Biocare, Chicago, USA). Componentes de moldagem quadrados foram parafusados aos intermediários do modelo mestre e obtidas cinco moldeiras individuais com a mesma padronização de espessura e alívio interno. Foram testadas seis siliconas de adição, um poliéter, um polissulfeto, uma silicona por condensação e um hidrocolóide irreversível (alginato). Todas as moldagens foram realizadas em ambiente com temperatura controlada de 26°C e umidade relativa em torno de 50% mantidos por ar condicionado e desumidificador de ar. A mensuração das distâncias horizontais entre os análogos dos intermediários nos

modelos de gesso foi feita em um microscópio comparador. Dentre as técnicas existentes este estudo escolheu a técnica de tranferentes quadrados, unidos com resina. Constatou-se que o material que apresentou melhor desempenho, ou seja que produziu um modelo de gesso com dimensões o mais próximo possível do modelo mestre foi a silicona de adição President (Coltene Whaledent). Já o alginato Orthoprint (Zhermack) foi o material com pior desempenho. Todas as siliconas de adição produziram modelos semelhantes, seguidas do poliéter, do polissulfeto, da silicona por condensação e o hidrocolóide irreversível.

Burns et al. (2003) investigou *in vitro* a precisão de moldagens de implantes com moldeira aberta comparando moldeira de estoque de policarbonato e moldeiras individuais rígidas. Cilindros de ouro pares, unidos por barras de ouro (modelo mestre de referência) foram construídos em uma base de alumínio. Impressões de poliéter foram feitas de 2 pares implantes de 3,75 mm de diâmetro montados em uma base de alumínio, com 3 moldeiras de estoque, 3 moldeiras individuais bem ajustadas e 3 moldeiras individuais largas, para utilização da técnica de moldeira aberta. Os modelos produzidos foram avaliados quanto à precisão, fixando o modelo mestre de referência com parafusos individuais alternados e medição da discrepância vertical de ajuste destes modelos de referência para os análogos dentro do modelo de trabalho usando um microscópio. Comparação de dimensões do *gap* por tipo de moldeira foi realizada com uma análise não paramétrica de Kruskal-Wallis de variância (ANOVA) seguido por testes de Mann-Whitney. Para ajustar comparações múltiplas nos contrastes pós-ANOVA ( $P < 0,02$ ). Comparação de dimensões dos *gaps* entre as regiões anterior e posterior foram realizadas com testes de Mann-Whitney ( $P < 0,05$ ). Os resultados mostraram que a média de precisão na adaptação, tal como medida da discrepância no ajuste vertical, de moldes a partir de moldeiras de estoque ( $23 \pm 20 \mu\text{m}$ ) foi estatisticamente e significativamente menor ( $P < 0,001$ ) do que as moldeiras individuais largas ( $12 \pm 10 \mu\text{m}$ ) ou moldeiras individuais bem ajustadas ( $11 \pm 10 \mu\text{m}$ ). A diferença no tamanho médio do *gap* para análogos com uma separação de 20 mm foi de  $10 \mu\text{m}$ . Dentro dos limites deste estudo *in vitro*, moldeiras individuais rígidas produziram significativamente moldagens mais precisas do que as moldeiras de estoque de policarbonato.

Vigolo, Majzoub e Cordioli (2003) observaram que o movimento dos transferentes de moldagem dentro do material de impressão durante as fases clínicas e laboratoriais podem causar irregularidades ao transferir a posição espacial dos implantes da cavidade bucal ao modelo mestre. Este estudo *in vitro* avaliou a exatidão de 3 técnicas diferentes de moldagem: no grupo 1 transferentes de moldagem quadrados não unidos; no grupo 2 transferentes de moldagem quadrados unidos com acrílico autopolimerizável; e no grupo 3, transferentes de moldagem jateados anteriormente com partículas abrasivas e revestimento da moldeira com adesivo. O poliéter foi utilizado para obter um modelo mestre para a fabricação de uma prótese que encaixasse passivamente em implantes múltiplos. Um modelo de metal feito à máquina com 6 implantes e intermediários e em uma correspondência passiva com um suporte de metal foi fabricado. Um total de 45 moldagens do poliéter de média-consistência foram feitas com transferentes de moldagem quadrados. Três grupos de 15 para cada técnica. O suporte de metal encaixava passivamente no modelo de modo que não encontrasse nenhuma resistência visualmente perceptível ou balanço nos limites e foi usado como o controle para a avaliação da exatidão do ajuste da adaptação passiva. A exatidão posicional dos intermediários foi avaliada numericamente com um Microscópio ótico com aumento original x10 que forneceu medidas dentro de 2 µm de variações dos moldes no que diz respeito às distâncias horizontais entre os 2 intermediários mais posteriores e os 2 intermediários mais anteriores. A aplicação de torque impróprio aos parafusos durante a união da supra-estrutura aos intermediários pode comprometer o resultado. Dentro das limitações deste estudo, a exatidão melhorada do modelo mestre foi conseguida quando a técnica de moldagem envolveu os transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável ou os transferentes de moldagem quadrados previamente jateados com partículas abrasivas. Estes resultados sugerem a importância de evitar o movimento dos transferentes dentro do material de impressão durante todos os procedimentos associados com a fabricação do molde mestre.

Assunção, Gennari Filho, Zaniquelli (2004) desenvolveram este estudo para avaliar a precisão do processo de transferência sob condições variáveis no que diz respeito a angulações dos análogos de implante, materiais de moldagem e técnicas. A partir de uma matriz de metal (controle) contendo quatro implantes em 90°, 80°,

75°, e 65° em relação à superfície horizontal, foram obtidas 60 réplicas usando 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 acrílico autopolimerizável; e quatro elastômeros: polissulfeto; poliéter; silicona de adição e silicona de condensação. Os valores das angulações dos análogos de implante foram avaliados por um perfilômetro, em seguida, submetidos à análise de variância para comparações de significância de 5% ( $P < 0,05$ ). Quanto mais perpendicular a angulação do análogo de implante é em relação à superfície horizontal, mais precisa a moldagem. Os melhores materiais foram poliéter e silicona de adição. A silicona de condensação (ZetaPlus / Oranwash) apresentou o pior resultado e pode ser considerada contraindicada para moldagem de transferência do implante. Técnica 3 apresentou os resultados mais homogêneos em comparação com os outros. Os problemas relacionados a fundição, propriedades da liga e habilidade profissional não devem ser negligenciados.

Hamata et al.(2005) verificaram a viabilidade em se obter próteses totalmente passivas e avaliar sua importância dentro do tratamento reabilitador por meio de uma revisão de literatura. Concluíram que é quase impossível se obter uma prótese absolutamente passiva dentro da limitação de distorção imposta por Brånemark (10µm). Além disso, não há um consenso sobre o nível de adaptação clinicamente aceitável para próteses múltiplas sobre implantes. Apesar de não estar bem estabelecida a relação entre adaptação e os efeitos biológicos adversos, esta pode estar associada com a maior frequência de falhas mecânicas devido à concentração de tensões.

Gomes et al. (2006) objetivaram apresentar uma revisão da literatura visando proporcionar ao clínico geral subsídios necessários para selecionar e indicar corretamente o material de moldagem mais adequado, o tipo de moldeira que proporciona moldes mais precisos, o componente de moldagem mais favorável, bem como os tipos e a técnica de moldagem mais apropriada para cada restauração, a partir do indexador PUBMED com o cruzamento dos termos “impression”, “techniques”, “implants” e “fit”, sendo selecionados 26 artigos originais e atuais relacionados ao tema. Para a realização do procedimento de moldagem em prótese

sobre implante existem algumas opções de moldeiras, podendo ser convencionais (metálicas ou plásticas) ou individuais (normalmente confeccionadas em resina acrílica) e podem ser fechadas ou abertas, dependendo dos componentes de moldagem que serão utilizados. Os componentes utilizados para a realização das moldagens em próteses sobre implantes são denominados de transferentes. Existem dois tipos de transferentes: os cônicos e os quadrados. Os transferentes cônicos permanecem na boca após a realização da moldagem, sendo removidos e conectados aos análogos e reposicionados em seus respectivos sítios no molde obtido. São utilizados com moldeira fechada constituindo uma técnica de moldagem indireta ou de reposição. Já os transferentes quadrados apresentam paredes paralelas com superfície retentiva e são fixados no implante ou no pilar por meio de parafusos passantes. São utilizados com moldeira aberta, caracterizando uma técnica de moldagem direta. Com base na revisão da literatura realizada, pode-se concluir que os materiais de moldagem que permitem uma maior precisão do molde são os silicones por adição e os poliéteres; as moldeiras individuais proporcionam moldes mais precisos; o transferente quadrado deve ser indicado quando se tem espaço inter-arcos favorável; a moldagem do implante possibilita um planejamento mais detalhado da restauração final; durante a moldagem de restaurações múltiplas, a ferulização dos transferentes quadrados deve ser sempre realizada; a personalização dos transferentes proporciona uma adequada reprodução do perfil de emergência.

Barbosa et al.(2007), avaliaram as metodologias de verificação do desajuste vertical na interface pilar/implante por meio do teste do parafuso único e também do torque nos parafusos, pois antes da avaliação estes geram diferentes interpretações dos resultados quanto ao nível de ajuste vertical das infra-estruturas. Com a utilização de pilares do tipo UCLA calcináveis (Neodent, Brasil), quatro infra-estruturas de cinco elementos foram confeccionadas sobre modelo de gesso obtido a partir de matriz metálica contendo cinco implantes do sistema Brånemark (3,75X9mm, Neodent, Brasil) e em seguida foram fundidas em monobloco em titânio comercialmente puro (grau I, Talladium, Brasil). Através do microscópio óptico comparador (Mytutoyo, Japão) sob aumento de 30x, avaliou-se o desajuste vertical na interface pilar/implante de cada pilar da infra-estrutura, inicialmente pelo teste do parafuso único e posteriormente ao aperto de todos os parafusos, com torque de

20Ncm obtido por meio de torquímetro manual (Neodent, Brasil). A partir do modelo de gesso, confeccionou-se modelo fotoelástico para avaliação de possíveis tensões geradas após os apertos dos parafusos. Submeteu-se os resultados à análise estatística ( $P < 0,05$ ). O teste *t* mostrou diferença estatisticamente significativa ( $P = 0,000$ ) entre o desajuste no lado desapertado verificado após o teste do parafuso único ( $472,49 \pm 109,88 \mu\text{m}$ ) e após o aperto de todos os parafusos ( $29,09 \pm 13,24 \mu\text{m}$ ). A fotoelasticidade mostrou grande quantidade de tensão gerada ao redor dos implantes após o aperto dos parafusos ( $11,38 \pm 8,27 \text{KPa}$ ). De acordo com o estudo, pode-se concluir que diferentes metodologias utilizadas para avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante de infra-estruturas implanto-suportadas, podem gerar diferenças quanto ao nível de desajuste, bem como diferentes interpretações quanto ao nível aceitável dos desajustes apresentados. E ainda, a diminuição dos desajustes marginais de infra-estruturas parafusadas parece estar associada com o aumento de tensão na região ao redor dos implantes.

Cabral e Guedes (2007), analisaram comparativamente quatro técnicas de moldagem relatadas na literatura para observar a precisão dos modelos obtidos com relação a um modelo padrão. Neste estudo foi utilizado um modelo padrão metálico, com dois implantes hexágono externo, distantes 20mm e paralelos entre si. Foram analisadas as seguintes técnicas: técnica indireta com transferentes cônicos, técnica direta com transferentes quadrados isolados, técnica direta com transferentes quadrados unidos com resina acrílica, técnica direta com transferentes quadrados unidos, seccionados e soldados depois de feita a presa. A leitura do posicionamento dos análogos dos implantes nos corpos de prova e na matriz metálica foi feita em um microscópio projetor de perfil, com resolução 0,001mm. Através da análise estatística a diferença entre a média do controle e a média da técnica direta com transferentes quadrados unidos com resina acrílica foi significativa ( $p = 0,001$ ). O grande volume de resina acrílica pode provocar distorções, resultantes da contração do material durante a sua polimerização. A técnica direta com transferente quadrados unidos, seccionados e soldados depois de feita a presa foi a que apresentou os resultados mais próximos da matriz, e mostrou-se uma boa alternativa para minimizar os efeitos da contração da resina acrílica, permitindo que essas distorções ficassem limitadas ao ponto de solda. Após revisão de literatura os autores puderam afirmar que houve concordância em relação a escolha das

siliconas de adição como material de moldagem , à utilização de moldeira individual de acrílico e ao processo de moldagem em tempo único.

Choi et al. (2007), avaliaram a precisão de 2 técnicas moldagem de implantes (não unidos e unidos) para a fabricação de restaurações de múltiplas unidades com conexão interna em 2 simulações clínicas (paralelas e divergentes), utilizando um modelo de laboratório. O modelo mestre foi fabricado com 2 pares de análogos de implantes. Um par simula a condição clínica de paralelismo e o outro a condição de 8 graus de divergência. Dez modelos de gesso para cada técnica de moldagem foram feitos a partir de um modelo mestre de vinil polisiloxano. Metade das amostras foram feitas por uma técnica direta sem união (transferentes de moldagem quadrados, moldeira individual), e a outra metade foi feita por uma técnica direta unidos (transferentes de moldagem quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável, moldeira individual). Quatro extensômetros foram fixados em cada estrutura metálica para medir o grau de deformação para cada modelo de gesso. Leituras de deformação foram feitas duas vezes em 4 direções (anterior, posterior, superior e inferior). Dados de deformação foram analisados por meio de medidas repetidas de análise de variância a um nível 0,05 de significância. Nenhuma diferença significativa na deformação foi encontrada entre amostras unidas e não unidas em uma condição clínica simulada ( $P > 0,05$ ). Nenhuma diferença significativa na deformação foi encontrada entre as técnicas, independentemente da condição ( $P > 0,05$ ). Dentro das limitações deste estudo, a precisão de moldagens para restaurações com conexão interna de implantes foi semelhante para as técnicas direta e unidos e não unidos em configurações com divergência até 8 graus.

Klee de Vasconcellos et al. (2008), optaram na presente pesquisa pela investigação dos efeitos da contração de polimerização da resina acrílica, usada na união de transferentes quadrados, sobre a precisão da técnica direta de moldagem em Implantodontia. Dois métodos de esplintagem - em monobloco e monobloco com separação e união após 24 horas - foram avaliados por meio da extensometria. Dois implantes foram posicionados no centro de um bloco de poliuretano, e sobre eles foram instaladas pilares protéticos "microunit". Dezesesseis amostras foram fabricadas neste modelo, cada uma empregando dois transferentes quadrados, rigidamente conectados com resina acrílica autopolimerizável. Metade das amostras formaram o grupo 1 ( $n=8$ ). Para o grupo 2 ( $n=8$ ) a outra metade das amostras foi armazenada

durante 24 horas. Neste grupo a esplintagem foi seccionada e os dois segmentos foram unidos novamente. Quatro extensômetros posicionados ao redor dos implantes registraram as deformações geradas por cada amostra. Os sinais foram amplificados e transferidos, para então serem registrados e analisados por um software. Para o grupo 1, as mensurações foram feitas após a polimerização do bloco de resina acrílica; para o grupo 2 foram realizadas após a nova união dos segmentos. A análise estatística foi realizada empregando-se o teste t de *Student* para amostras independentes (5%). Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) foi encontrada entre as duas técnicas. Resina acrílica em monobloco (G1) produziu valores de deformação mais altos ( $143.25 \pm 53.48 \mu\text{m}$ ) que a técnica com separação e união após 24 horas (G2 -  $70.83 \pm 29.03 \mu\text{m}$ ). A técnica de esplintagem de transferentes com resina acrílica seguida da separação do bloco e nova união após 24 horas foi significativamente mais precisa que a técnica na qual a resina foi empregada em monobloco, em função do controle dos efeitos da contração de polimerização.

Lee, Hochstedler, Ercoli (2008), fizeram uma revisão sistemática sobre técnicas de moldagem de implante, tais como união, reposição e técnicas de transferência, foram introduzidas, e algumas técnicas podem ser mais precisas do que outras. Além disso, clinicamente, alguns fatores, incluindo a angulação ou a profundidade dos implantes, pode afetar a precisão das moldagens. Os propósitos desta revisão foram: (1) investigar a precisão das técnicas de moldagens de implante publicadas, e (2) analisar os fatores clínicos que afetam a precisão da moldagem do implante. Uma busca eletrônica foi realizada em Junho de 2008, MEDLINE, EMBASE e CochraneBases de dados da Biblioteca com o uso de palavras chave, implantes, moldagem e moldagens. Além disso, uma busca manual foi feita para enriquecer os resultados no período de janeiro de 1980 a maio de 2008. Depois de executadas as estratégias de busca, 41 artigos foram seleccionados para serem incluídos no processo de revisão. Todos os artigos seleccionados foram estudos *in vitro*. Dos 17 estudos que compararam a precisão entre técnicas de união e não união, 7 defenderam a técnica de união, 3 defenderam a técnica de não união, e 7 nenhuma diferença. Quatorze estudos compararam a precisão das técnicas de moldagem reposição e transferência, e 5 mostraram moldagem mais precisa com a técnica de reposição, 2 com a técnica de transferência, e 7 não apresentaram diferença. Onze estudos compararam a



precisão de poliéter e de silicóna de adição, e 10 de 11 relatam nenhuma diferença entre os 2 materiais. Quatro estudos examinaram o efeito da angulação do implante na precisão das moldagens. Dois estudos relataram maior precisão com implantes retos, enquanto os outros 2 relataram que não houve efeito angulação. A revisão ao nível do pilar ou ao nível do implante de conexão interna indicou que mais estudos relataram maior precisão com a técnica união do que com a técnica de não união. Para situações em que haviam 3 ou menos implantes, a maioria dos estudos não mostrou nenhuma diferença entre a reposição e técnicas de transferência, enquanto que para 4 ou mais implantes, mais estudos mostraram maior precisão com a técnica de reposição. Poliéter e polissiloxano de vinil foram os materiais recomendados para as moldagens de implantes.

Nantes, Anselmo e Takemoto (2008), relataram que na Implantodontia atual, ainda existem dificuldades relacionadas à obtenção de uma transferência perfeita dos implantes. Buscando minimizar essas dificuldades clínicas, o presente trabalho apresentou através de um caso clínico, uma nova técnica de transferência com uso de resina bis- acrílica. Diante de tantos problemas como contração e tempo de trabalho, relacionados ao uso da resina acrílica, a opção por um material de características mais adequadas ao procedimento de moldagem é necessária. Este trabalho propõe a utilização de uma nova técnica de transferência com o uso de resina bis-acrílica para minimizar a contração de polimerização, o tempo de trabalho, a toxicidade e ainda aumentar a resistência dessa união, visando a manutenção da estabilidade e da passividade nas próteses sobre implantes. Em casos de múltiplos pilares torna-se mais difícil a adaptação passiva, por passar por tantas fases críticas. Nesse cenário a técnica de união pode ajudar ou comprometer o resultado final que é a transferência para o modelo de gesso da posição espacial dos implantes na boca. Entretanto o uso de resina acrílica pode agravar este problema. O tempo de polimerização da resina acrílica é de 24 horas, o que se torna impraticável no dia a dia da clínica odontológica. Assim, costuma-se esperar somente o tempo de polimerização inicial que é em torno de 12 minutos e atinge 80% do seu ciclo. Outro fator agravante é a relação pó/líquido, já que a proporção utilizada geralmente não é aquela recomendada pelo fabricante. Usualmente a técnica utilizada é a incremental, realizada com o auxílio de um pincel. Desta forma, o uso de diferentes quantidades de pó e líquido, altera o seu tempo de contração de polimerização. A alternativa

apresentada por este trabalho foi a troca da resina acrílica pela resina bis-acrílica. Comparando ambas, a resina bis-acrílica possui uma contração de polimerização muito próxima à resina composta e conseqüentemente muito menor que a resina acrílica, tem força e resistência maiores que o acrílico. A ausência de monômero torna esse material menos tóxico e alergênico. Outra vantagem é o menor tempo de trabalho, já que a polimerização do material ocorre em torno de 5 min, e da resina acrílica em 12 min. O uso da resina bis-acrílica apresenta inúmeras vantagens em relação às acrílicas.

Pieralini, et al. (2008), revisaram a literatura com finalidade de esclarecer algumas dúvidas sobre as técnicas de moldagem empregadas para a obtenção do modelo de trabalho o mais fiel possível para a confecção da prótese fixa sobre implante. Na prótese sobre implante parafusada todos os componentes que necessitam adaptação são pré-fabricados, portanto deve-se transferir a posição dos implantes ou dos pilares de acordo com o pilar de transferência selecionado. Pode-se distinguir duas maneiras de se realizar a moldagem de transferência. O transferente utilizado no implante, se quadrado ou cônico, determina o tipo de moldeira (aberta ou fechada) que deve ser selecionada para a moldagem. As conclusões do trabalho foram que os transferentes quadrados unidos com resina acrílica entre si, com pequenas barras para interconectá-los ou com fio dental servindo de matriz apresentam modelos mais precisos quanto ao posicionamento dos implantes. Transferentes quadrados devem, sempre que possível, ser selecionados para moldagem de implantes múltiplos pela técnica da moldeira aberta individual. A moldeira individual rígida está mais indicada para obter moldagens precisas em prótese fixa sobre implante. Para moldagens de implantes unitários pode-se escolher com segurança transferentes cônicos para moldagem pela técnica da moldeira fechada. O poliéter, de acordo com inúmeras pesquisas, é o material que apresenta maior estabilidade.

Silva et al. (2008), em sua revisão de literatura analisaram os materiais e as técnicas de moldagem mais utilizados em próteses implanto-suportadas. Com base nos artigos revisados, verificou-se que a técnica de moldagem mais precisa é a de arrasto com transferentes quadrados unidos por meio de barras pré-fabricadas de resina auto ou fotopolimerizável associada a um material elastomérico (poliéter ou

silicona por adição) permite que o relacionamento entre os implantes seja registrado, transferido e reproduzido de forma precisa, contribuindo, assim, para a adaptação passiva das próteses implantossuportadas.

Rodrigues et al. (2010), se propuseram a avaliar a influência de duas técnicas de moldagem de transferência utilizadas em próteses sobre implantes, variando os métodos de união entre os transferentes. A partir de uma base metálica contendo três análogos de implantes foi fabricada uma barra metálica pelo método de soldagem a laser. Em seguida foram confeccionadas 20 moldeiras individuais em resina acrílica autopolimerizável para a realização de 5 moldagens para cada grupo. Grupo A- transferentes quadrados unidos com fio dental e recobrimento com resina acrílica (Duralay), B- transferentes quadrados unidos com barras pré-polimerizadas em resina acrílica (Duralay), C- transferentes cônicos sem união, D- transferentes quadrados unidos com resina acrílica fotopolimerizável. O material de moldagem escolhido para todos os grupos foi o poliéter pois é destaque entre os materiais de moldagem empregados em Implantodontia como o material de melhor estabilidade dimensional e gesso Fuji Rock. As leituras dos valores das alterações dimensionais foram realizadas com auxílio de um microscópio ótico com aumento de 100x. Para tal fim realizou-se a comparação em relação à base metálica, medindo as áreas formadas entre os análogos presentes nos modelos e a barra metálica. Não houve diferença estatística significativa entre as técnicas e os grupos embora o grupo B que utilizou barras pré-polimerizadas em resina acrílica tenha apresentado desajustes mais próximos aos da barra soldada a laser. Os métodos de união que utilizam resina acrílica ativada quimicamente produzem bons resultados quando respeitadas instruções do fabricante em relação ao tempo de espera para completa polimerização. Já o que usa resina acrílica fotopolimerizável representa alternativa viável para utilização clínica.

Faria et al.(2011) realizaram uma pesquisa com objetivo de avaliar a precisão de três técnicas de moldagem de transferência em Implantodontia. Quatro grupos (n=5) foram definidos, de acordo com a técnica: TC - transferentes cônicos sem união, SC – transferentes quadrados sem união; SCS - transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica, e CG (grupo controle) - modelo mestre com quatro implantes hexágono externo e uma superestrutura. Moldeiras individuais e poliéter foram utilizados para moldagem. O desajuste vertical entre a superestrutura

mestre e os implantes foi verificada para todos os espécimes e a região de desadaptação foi determinada como sendo a região entre a margem inferior externa da superestrutura e a da margem superior externa do implante. Três fotos digitais foram tiradas para cada amostra e as imagens analisadas usando UTHSCSA Image Tool. Um paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano, SP, Brasil), com uma abertura de 0,001  $\mu\text{m}$  foi utilizado como uma medida de referência. Valores de *gap* ( $\mu\text{m}$ ) foram medidos e comparados para fazer referência a medidas e ao desajuste da superestrutura nas imagens da superestrutura mestre sobre os moldes. O grupo controle foi estatisticamente diferente dos grupos TC e SC. Dentro das limitações deste estudo, todos os grupos apresentaram clinicamente aceitáveis de acordo com os valores *gap* padrão, e o grupo SCS não mostrou estatística diferença em relação ao CG (grupo controle), demonstrando mais precisão e fidelidade para transferir implantes. Variáveis importantes, tais como saliva, a dificuldade na adaptação da moldagem e/ou limitação de componentes protéticos, na abertura de boca e angulação dos implantes não estavam presentes neste estudo experimental. Mais estudos são, portanto, necessários para validar os resultados e para testar outras variáveis.

Jo, Shenoy, Shetty (2011), estudaram materiais utilizados na fabricação de restaurações provisórias. Força e resistência ao desgaste são duas importantes propriedades físicas que contribuem para a eficácia clínica. O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar e comparar a resistência à flexão e dureza de cinco resinas usadas para a fabricação de próteses parciais fixas provisórias. Cinco grupos contendo dez amostras de cada material foram confeccionados em moldes de metal divididos e personalizados com dimensões de 65 x 10 x 2,5 mm. Os materiais submetidos a este estudo foram Revotek LC (grupo RLC), Protemp II (grupo PSC), ACRY-lux V com monômero regular (grupo AHC), ACRY-lux V com monômero auto-polimerizável (grupo ASC), DPI auto-polimerizável de moldagem em pó (grupo DSC). Os espécimes foram polimerizados de acordo com as instruções dos fabricantes e foram avaliados para a resistência à flexão utilizando uma máquina de ensaio universal e para a dureza utilizando um aparelho de microdureza. A média dos cinco grupos foi comparada com uma análise de variância (ANOVA) e pares de comparação foi feita usando Tukey diferença de significância honestidade (HSD) de teste.  $P \leq 0,05$  foi considerado estatisticamente significativo. Os dados indicaram

que o grupo AHC tem a maior resistência à flexão e dureza. Estatisticamente, a diferença encontrada foi altamente significativa entre todos os grupos. Os possíveis responsáveis pela elevada resistência à flexão e de dureza deste material podem ser o seu elevado peso molecular e estrutura do polímero reticulada, o que torna menos polar, levando a uma diminuição na taxa de absorção de água. Calor de polimerização também elimina monômero residual em excesso (0,2-0,5%), levando a um maior grau de polimerização e, por conseguinte, torna o material mais forte. Resinas bis-acrílicas tem uma estrutura rígida central que reduz a dissolução das partículas de resina de enchimento durante a sua imersão na saliva. Estas características conferem-lhe uma maior resistência à flexão e dureza, em comparação com outras resinas autopolimerizáveis e polimerizáveis com luz utilizadas neste estudo. A maioria das resinas bis-acrílicas demonstraram significativamente superior resistência à flexão sobre os tradicionais resinas autopolimerizáveis de metacrilato. Resinas acrílicas são relativamente baratas, com boa estabilidade de cor, polimento excelente, e boa adaptação marginal. Os inconvenientes principais deste grupo de resinas incluem polimerização exotérmica, a contração de polimerização elevada, baixa resistência e resistência ao desgaste, e irritação pulpar associada com monômero livre em excesso. Resinas compostas bis-acrílicas tem contração de polimerização baixa, baixa reação exotérmica, boa resistência ao desgaste, e boa resistência, mas, estes materiais são caros, quebradiços, menor polimento, e sua reparação é difícil. A seleção de um material deve ter em consideração todas as propriedades do material em adição à sua resistência à flexão e de dureza.

Simão et al. (2011) apresentaram um caso clínico em que optou-se pela confecção de uma prótese tipo Overdenture para a solução de edentulismo total mandibular. Foi proposto um novo procedimento de moldagem mais rápido e seguro utilizando-se componentes de prótese calcináveis e resina bis-acrílica para a obtenção de um modelo de trabalho mais fiel para a confecção de uma Barra clip sobre 2 implantes. As resinas bis-acrílicas foram lançadas recentemente no mercado como alternativa para confecção e reembasamento direto de provisórios. Quando comparada à resina acrílica esse novo material conta com pontos favoráveis como a facilidade de manipulação do material que esta disponível em forma pasta/pasta podendo ser aplicado diretamente na boca com auto-misturador, apresentar tempo

de presa e de trabalho significativamente menor (50 segundos enquanto o de resinas acrílicas de rápida polimerização é de 3 minutos) e ainda possuir menor exotermia (dado fornecido pelo fabricante Voco, Cuxhaven, Alemanha). Em comparação a resina fotoativada, também apresenta ganho de tempo, uma vez que esta última deve ser usada em técnica incremental com polimerizações de 20 s a 40 s, a cada 2 mm do produto. Em teste comparativo entre Structur 2SC (compósito bisacrílico autopolimerizável), Revotek (compósito fotopolimerizável) e Dentalon Plus (polietilmetacrilato), foi comprovado que o material autopolimerizável Structur apresentou resistência mecânica 40% maior do que os demais materiais. Ainda neste estudo, Structur apresentou contração volumétrica semelhante estatisticamente ao compósito fotoativado e menor contração quando comparado ao polietil-metacrilato (Após 5 minutos de fotoativação 0,8%, 0,6% e 1,2%, respectivamente. Após 24h: 2,9%, 2% e 4,3%). Quando comparada a resina fotoativada, tem menor custo. Outra vantagem apresentada pelo material é a ausência de monômero na fórmula da resina bis-acrílica, o que reduz o risco de inflamação da polpa dos dentes vitais, quando comparada a resina acrílica. A utilização de um material rígido para a transferência de posição entre implantes pode ser mais adequada do que a utilização de materiais flexíveis, neste aspecto o material ainda deve apresentar propriedades como estabilidade dimensional e baixa contração durante a fase de polimerização. As resinas bis-acrílicas surgem no mercado com propriedades físico químicas compatíveis às necessidades apresentadas em um caso como o apresentado, sendo que além da boa estabilidade e baixa contração de polimerização, apresenta forma de uso mais fácil e mais rápida que as resinas acrílicas utilizadas até então, além de serem mais adequados para os tecidos bucais, não causando desconforto ao paciente, sendo portanto uma boa opção para a finalidade aqui proposta.

Cerqueira et al., (2012) objetivaram com este estudo investigar o nível de microtensão que é exercida durante a polimerização de resinas acrílicas usadas para união de transferentes durante moldagens de implantes. Duas resinas acrílicas (GC Resina Pattern, Duralay II) e método de união de transferentes quadrados foram avaliados por meio da análise de deformação. Dois implantes foram incluídos em um bloco de poliuretano, e os pilares foram posicionados. Sessenta amostras foram preparadas usando dois transferentes quadrados que foram rigidamente

ligados uns aos outros utilizando as resinas acrílicas. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em três grupos de 20 cada para a imobilização. Método 1 foi de união em peça única; no método 2, a união foi separada e depois de 17 minutos religada; e no método 3 a união foi separada e restabelecida depois de 24 horas. Em cada grupo, metade das amostras foram unidas com GC Resina Pattern e a outra metade foi unidas com Duralay II. Três medições de microtensão foram realizados por quatro extensômetros colocados na superfície superior dos blocos de poliuretano, 5 horas após a polimerização da resina para todos os grupos. Tanto o tipo de resina quanto o método de união foram significativamente afetados pela microtensão. Método 1 em combinação com Duralay II produziu microtensão significativamente maior (1,962.1  $\mu\epsilon$ ) do que os outros métodos, com este material (método 2: 241,1  $\mu\epsilon$ ; método 3: 181,5  $\mu\epsilon$ ). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os métodos de união com GC Resina Pattern (método 1: 173,8  $\mu\epsilon$ ; método 2: 112,6  $\mu\epsilon$ ; método 3: 105,4  $\mu\epsilon$ ). Devido à alta microtensão gerada, a Duralay II não deve ser utilizada para união em uma peça única, a separação e religação são sugeridas. Para GC Resina Pattern, variações nos métodos de união não afetaram significativamente a microtensão criada.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Esta pesquisa analisou comparativamente dois materiais e três métodos de união para moldagem de transferência em Implantodontia.



## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

O delineamento do estudo pode ser observado no Anexo 1.

### 4.1 MATERIAIS

Os materiais utilizados nessa pesquisa para união dos transferentes de moldagem encontram-se relacionados no Quadro 1.

Quadro 1. Descrição e classificação dos materiais usados

CLASSIFICAÇÃO	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO	NÚMERO DO LOTE
Resina acrílica autopolimerizável Duralay	Reliance Dental Mfg.Co.Worth, Illinois, EUA	Pó: copolímero de metil metacrilato e pigmentos, Líquido: monômero de metil metacrilato	Pó: 35790 Líquido: 26238
Resina bis-acrílica autopolimerizável Structur	Voco GMBH, Cuxhaven, Alemanha	Metacrilatos, aminas, terpenos, peróxido de benzoíla, BHT	1118536



Figura 1. Resina acrílica Duralay e resina bis-acrílica Structur.

## 4.2. BASE METÁLICA E BARRA SOLDADA A LASER

Para esta pesquisa foi confeccionada uma base metálica retangular em aço inox de dimensões 55 x 20 x 15 mm, contendo 2 orifícios dispostos em linha e distantes entre si 15 mm. Para orientar e estabilizar a moldeira individual durante a moldagem foram feitos degraus de cada lado na peça.

Visando o paralelismo e a centralização dos implantes dentro dos orifícios foi fabricada uma placa de aço inox com perfurações correspondentes ao posicionamento correto dos dois implantes hexágono externo plataforma regular (Bionnovation, São Paulo, Brasil). Esta placa encaixa-se passivamente e ajustadamente aos degraus da base metálica (Figura 2). Os implantes foram fixados a base metálica com resina epóxi bisfenol (Maxepoxi, São Paulo, Brasil) ( Figura 3).

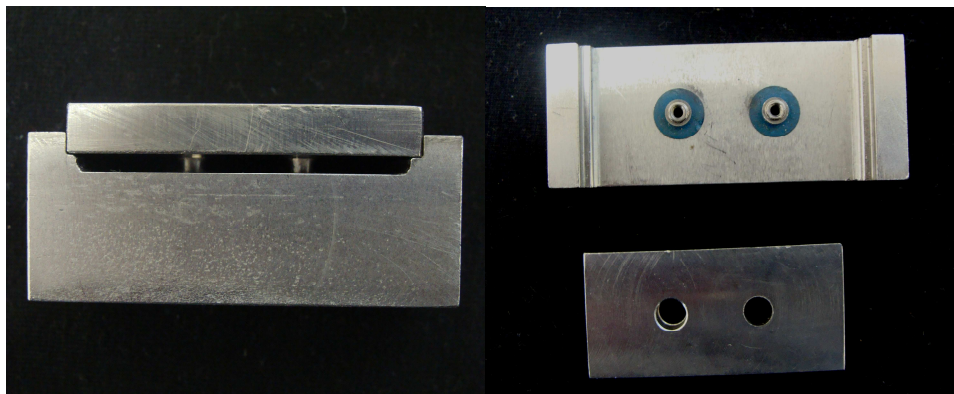


Figura 2. Placa de aço inox encaixada na base metálica.

Figura 3. Implantes fixados na base metálica com resina epóxi bisfenol e placa de aço inox.

Para a obtenção da barra soldada foram utilizados 2 *coppings* (AR Ø4,0x1,0) hexágono externo pré-fabricados de titânio (Bionnovation, São Paulo, Brasil) e 1 barra cilíndrica pré-fabricada de titânio ( Conexão, São Paulo, Brasil) de 2mm de diâmetro que foram soldados a laser (Figura 4 e 5). Os *coppings* foram parafusados aos implantes da base metálica com torque de 20 Ncm de acordo com recomendação do fabricante e enviados para o laboratório de prótese para soldagem, mantendo a adaptação passiva e precisa dos implantes em relação à barra. Essa barra soldada com assentamento passivo foi utilizada para verificar a precisão do posicionamento dos análogos hexágono externo plataforma regular

(Bionnovation) dos implantes nos modelos de gesso que foram obtidos através das moldagens realizadas.

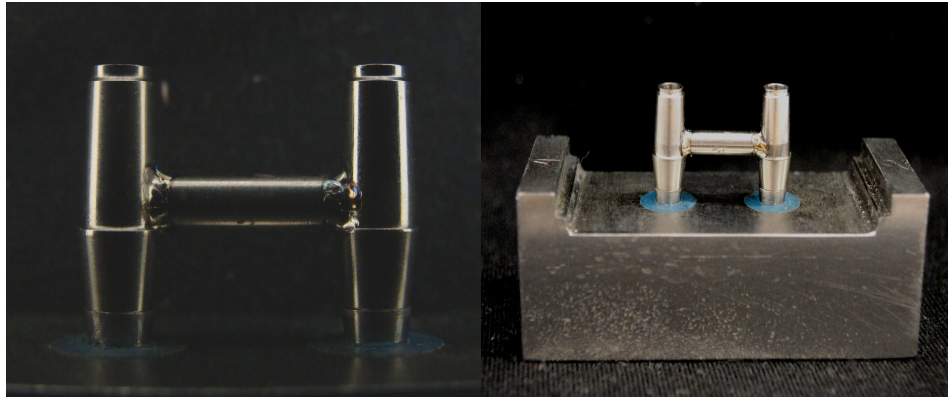


Figura 4. Barra de titânio soldada.

Figura 5. Barra de titânio posicionada sobre os implantes.

### 4.3 MOLDEIRAS INDIVIDUAIS

A partir da base metálica foram confeccionadas 15 moldeiras individuais de acrílico autopolimerizável incolor (Jet Clássico, São Paulo, Brasil), perfuradas superiormente na região dos parafusos dos transferentes. O alívio ao redor dos transferentes de moldagem foi feito com cera nº7 rosa (Asfer, São Paulo, Brasil).

### 4.4 DIVISÃO DOS GRUPOS

Utilizamos resina acrílica Duralay (Reliance, São Paulo, Brasil) para 15 corpos-de-prova, e resina bis-acrílica Structur (Voco, Cuxhaven, Alemanha) para outros 15 corpos-de-prova, totalizando 30. Cada 15 corpos-de-prova que utilizaram a mesma resina foi subdividido em 3 grupos. Constituindo 6 grupos ( A,B,C,D,E,F) com 5 corpos-de-prova para cada grupo.

Diferentes métodos de união foram testados utilizando transferentes de moldagem triangulares hexágono externo plataforma regular (Bionnovation, São Paulo, Brasil), conforme descrição a seguir:

Grupo A – transferentes de moldagem unidos com fio dental e resina acrílica autopolimerizável tipo Duralay® (Reliance, São Paulo, Brasil);

Grupo B – transferentes de moldagem unidos com resina acrílica autopolimerizável tipo Duralay® (Reliance, São Paulo, Brasil) em bastão pré-polimerizado;

Grupo C – transferentes de moldagem unidos com fio dental, resina acrílica autopolimerizável tipo Duralay® (Reliance, São Paulo, Brasil), seccionados depois da presa e soldados;

Grupo D – transferentes de moldagem unidos com fio dental e resina bis-acrílica autopolimerizável Structur 2SC (Voco, Cuxhaven, Alemanha);

Grupo E – transferentes de moldagem unidos com resina bis-acrílica autopolimerizável Structur 2SC (Voco, Cuxhaven, Alemanha) em bastão pré-polimerizado;

Grupo F – transferentes de moldagem unidos com fio dental, resina bis-acrílica autopolimerizável Structur 2SC (Voco, Cuxhaven, Alemanha), seccionado depois da presa e soldados.

#### **4.4.1 GRUPO A – TRANSFERENTES DE MOLDAGEM UNIDOS COM FIO DENTAL E RESINA ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZÁVEL TIPO DURALAY**

Após a fixação dos transferentes aos implantes do modelo mestre com parafusos, foi realizada a união com fio dental, 4 voltas completas e em ziguezague, tendo cuidado para que o fio não ficasse folgado ou exercendo pressão (Figura 6). Com o auxílio de um pincel foi aplicada a resina acrílica molhando-se o pincel no monômero e depois envolvendo-o com polímero de modo que a resina recobrisse completamente o fio (Figura 7). O tempo de espera para a polimerização completa da resina foi de 17 minutos.

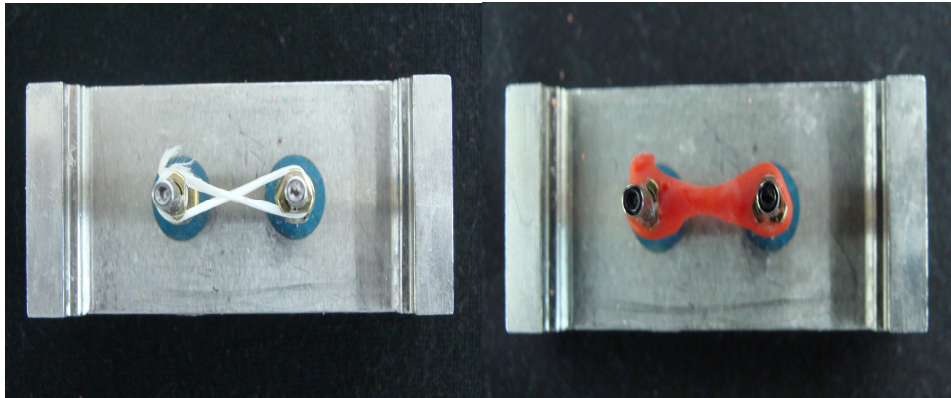


Figura 6. União dos transferentes de moldagem com fio dental.  
 Figura 7. Resina acrílica Duralay recobrindo o fio dental.

#### 4.4.2 GRUPO B - TRANSFERENTES DE MOLDAGEM UNIDOS COM RESINA ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZÁVEL TIPO DURALAY EM BASTÃO

Os transferentes foram parafusados aos implantes da matriz metálica. Canudos plásticos cortados no tamanho próximo ao da distância entre os transferentes serviram de molde para confecção dos bastões. Em um pote dappen misturou-se o monômero e o polímero com espátula e durante a fase arenosa a mistura foi inserida no interior dos pedaços de canudo de 5 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento. Os bastões foram retirados do canudo após 17 minutos, mas estes só foram unidos aos transferentes após 24 horas quando as alterações relacionadas à contração já não ocorriam mais (Figura 8). Com um pincel foi aplicado polímero e monômero nas extremidades do bastão em contato com os transferentes de moldagem (Figura 9) para união, e aguardados 17 minutos.

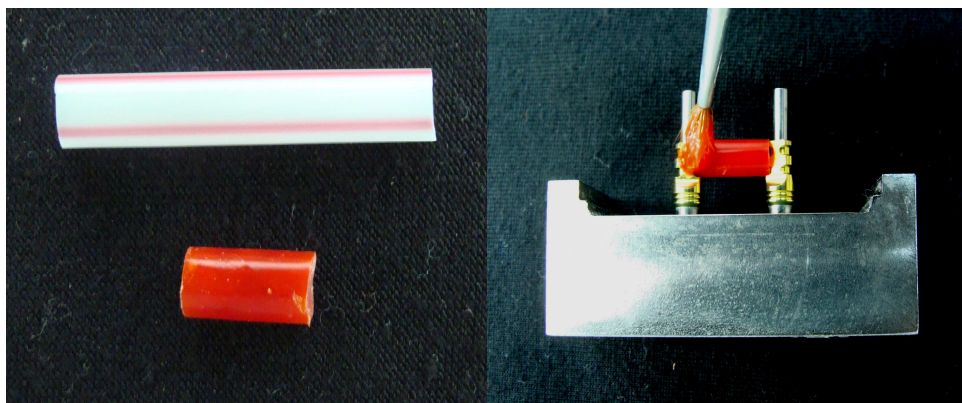


Figura 8. Canudo e bastão de resina acrílica Duralay.  
 Figura 9. União do bastão aos transferentes de moldagem com resina acrílica Duralay.

#### 4.4.3 GRUPO C - TRANSFERENTES DE MOLDAGEM UNIDOS COM FIO DENTAL, RESINA ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZÁVEL TIPO DURALAY, SECCIONADOS DEPOIS DA PRESA E SOLDADOS

Igualmente ao grupo A, realizou-se a união com fio dental, 4 voltas completas e em ziguezague tendo cuidado para que o fio não ficasse folgado ou exercendo pressão e aplicada a resina acrílica molhando-se o pincel no monômero e depois envolvendo-o com polímero de modo que a resina recobrisse completamente o fio. Após 17 minutos seccionou-se transversalmente a estrutura formada pelo fio dental e resina acrílica na região central com disco diamantado dupla face (Microdont, São Paulo, Brasil)(Figura 10), e em seguida soldagem com a mesma resina acrílica para restringir a área de contração de polimerização nesse ponto ( Figura 11).

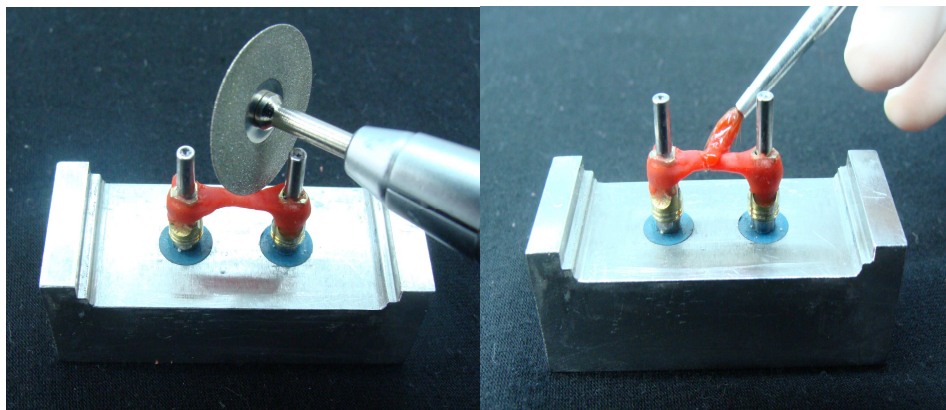


Figura 10. Secção da estrutura com disco diamantado dupla face.  
Figura 11. Soldagem do ponto de secção com resina acrílica Duralay.

#### 4.4.4 GRUPO D - TRANSFERENTES DE MOLDAGEM UNIDOS COM FIO DENTAL E RESINA BIS-ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZÁVEL STRUCTUR

Fixação dos transferentes aos implantes do modelo mestre e em seguida união com fio dental (4 voltas completas e em ziguezague) tendo cuidado para que o fio não ficasse folgado ou exercendo pressão. Aplicou-se a resina bis-acrílica com auxílio do misturador pasta/pasta de modo que a resina recobrisse completamente o fio (Figura 12). O tempo de espera para a polimerização completa de acordo com o fabricante foi de 4 minutos.

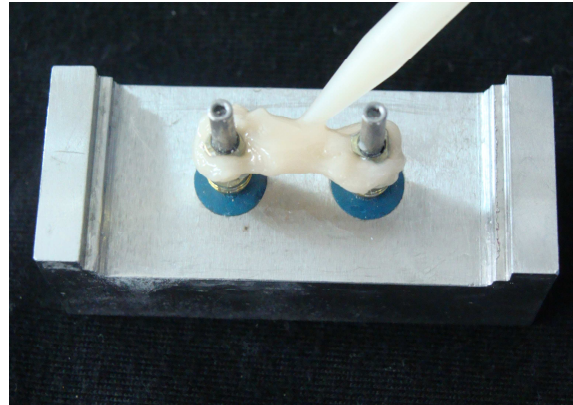


Figura 12. Recobrimento do fio dental com resina bis-acrílica Structur.

#### **4.4.5 GRUPO E - TRANSFERENTES DE MOLDAGEM UNIDOS COM RESINA BIS-ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZÁVEL STRUCTUR EM BASTÃO**

Canudos plásticos cortados no tamanho próximo ao da distância entre os transferentes serviram de molde para confecção dos bastões. O material foi inserido nos pedaços de canudo e aguardou-se 4 minutos para polimerização. Após a retirada do bastão de dentro do canudo aquele foi posicionado entre os transferentes e realizada a união com a própria resina bis-acrílica (Figura 13).

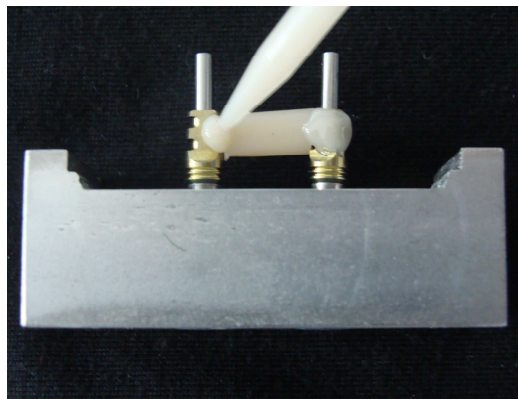


Figura 13. União do bastão aos transferentes de moldagem com resina bis-acrílica Structur.

#### **4.4.6 GRUPO F - TRANSFERENTES DE MOLDAGEM UNIDOS COM FIO DENTAL, RESINA BIS-ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZÁVEL STRUCTUR, SECCIONADOS DEPOIS DA PRESA E SOLDADOS**

Igualmente ao grupo D, os transferentes foram unidos com fio dental e envolvidos com resina bis-acrílica. Depois da presa seguiu-se a secção transversal

da estrutura utilizando disco diamantado. Logo em seguida foi feita a soldagem com a resina bis-acrílica na área de secção. A contração de polimerização será menor pois irá acontecer nesse ponto de solda.

#### 4.5 MOLDAGEM COM SILICONA DE ADIÇÃO

Antes da moldagem as superfícies de assentamento de todos os transferentes e dos implantes foram limpas com álcool isopropílico (Farmácia Universitária, Juiz de Fora, Brasil). Cada grupo foi composto por 5 moldagens totalizando 30 corpos-de-prova. Todas as moldeiras individuais foram provadas na matriz para verificar a passividade do encaixe. Duas partes iguais de silicona de adição Adsil (Vigodent®, Rio de Janeiro, Brasil) na forma de pasta base e pasta catalisadora pesada foram manipuladas manualmente sem luvas e duas partes iguais de pastas base e catalisadora na consistência leve foram manipuladas com espátula metálica sobre bloco de papel por 30 segundos, obtendo-se uma mistura uniforme. A moldagem foi feita em fase única com tempo de presa de 4 minutos (Figuras 14 e 15). Para todos os grupos foram feitas moldagens de acordo com orientações do fabricante sob temperatura ambiente. Após a polimerização do material de moldagem os parafusos foram desparafusados através dos orifícios da moldeira e o molde removido da base metálica, em seguida os análogos foram parafusados ao molde.

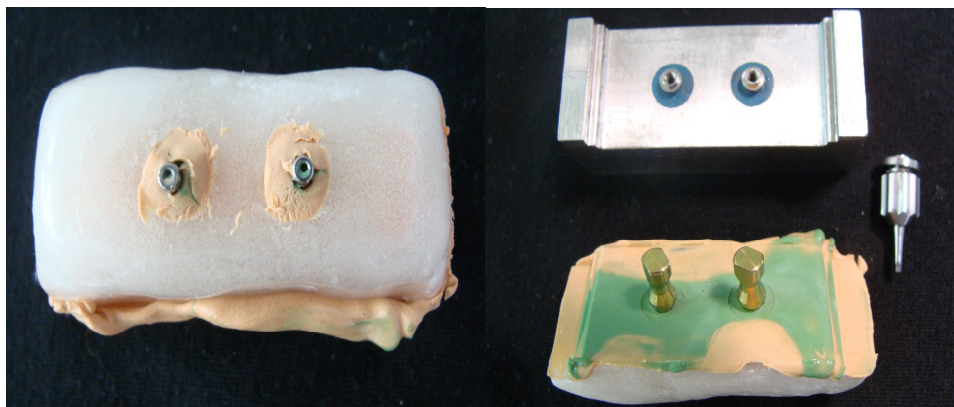


Figura 14. Moldeira individual e moldagem com silicona de adição.

Figura 15. Molde mostrando moldagem em fase única com análogos posicionados.



O tempo de 2 horas foi aguardado antes que o gesso fosse vazado em todos os modelos. O gesso especial tipo IV ( Asfer, São Paulo, Brasil) foi pesado em balança de precisão (H.R.D. & Cia Ltda, Rio Grande do Sul, Brasil) e a água destilada medida utilizando-se medidor 12ml/50g seguindo metade da proporção água/ pó sugerida pelo fabricante que é de 24ml/100g. Espatulação no espatulador mecânico à vácuo Turbo-Mix (EDG equipamentos, São Paulo, Brasil) pelo tempo de 45 segundos. O gesso foi vertido no interior do molde e na placa de vidro com auxílio de espátula sob vibração contínua do vibrador de gesso (VH Soft Line, São Paulo, Brasil). Aguardadas 2 horas para cristalização do gesso, e o modelo foi separado do molde seguindo para a etapa seguinte de mensuração em microscópio. Nos corpos-de-prova foi registrada a letra (A,B,C,D,E ou F) correspondente ao grupo que pertencia e o número (1,2,3,4 ou 5) correspondente a ordem em que foram confeccionados. Para isso utilizamos caneta tipo marcador permanente (Pilot).

#### **4.6 ANÁLISE DAS ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS**

Os corpos-de-prova foram fixados individualmente em uma prensa morsa, para evitar movimentações, e em seguida a barra soldada foi parafusada em cada um dos modelos utilizando-se chave manual com apertos alternados de um lado e do outro para que a barra tivesse um assentamento igual para ambos os lados. Aperto final com torquímetro manual (Bionnovation,São Paulo, Brasil) torque de 20 Ncm. Para evitar qualquer interferência consciente ou não nos resultados, por parte do examinador, os corpos-de-prova receberam um pedaço de fita isolante preta que recobria a marcação da letra e do número de identificação. Depois, receberam uma nova marcação para controle durante a análise e para que posteriormente os resultados pudessem ser identificados segundo o grupo correto (Figura 16). Foi estabelecido qual seria o análogo da direita (D), o da esquerda (E), e os lados anterior (A) e posterior (P) (Figura 17). A partir da área delimitada pela imagem em foco no microscópio foi mensurada em micrometros a distância entre a barra soldada e o análogo de implante (Figura 19). Estabeleceu-se a região mediana da imagem para que se fizessem medições anterior e posterior em cada análogo de implante.

Para análise dos corpos-de-prova era necessária forte iluminação da área de *gap* para que os limites pudessem ser observados com definição. Utilizamos o Microscópio Ótico *Discovery V20* (Zeiss) que possuía lanternas LED externas acopladas em braços articulados que permitiam a focalização da luz no campo desejado. Nesse caso, utilizamos braço duplo para iluminar os dois lados do *gap*, reduzindo assim a projeção de sombras. No Laboratório de Pesquisa de Matérias Odontológicas e Prótese da UNESP/SP utilizamos o microscópio citado com aumento de 100X ( Figura 18) e a ferramenta de régua do programa de captura digital de imagens *Axio Vision Rel 4.8* e câmera digital *AxioCam* acoplada. A imagem em foco pôde ser visualizada na tela do computador e através da ferramenta de régua do programa foi feitas as medições entre dois pontos dispostos em linha vertical. Os dados obtidos foram submetidas à análise estatística.

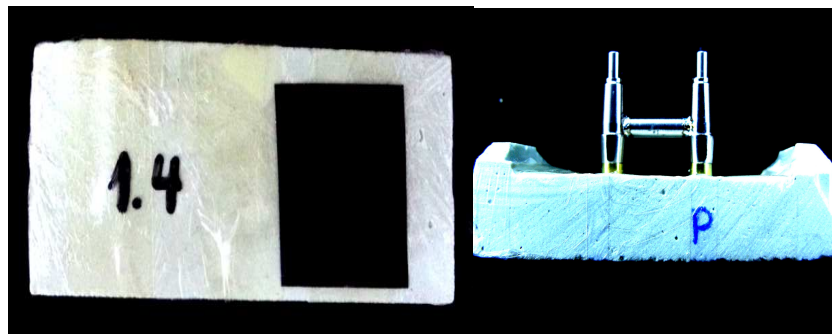


Figura 16. Nova identificação no corpo-de-prova

Figura 17. Marcação mostrando lado posterior do corpo-de-prova

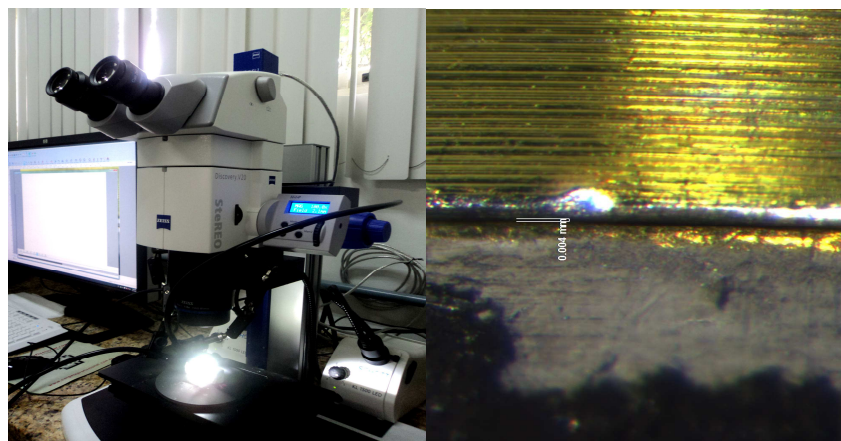


Figura 18. Microscópio Ótico Discovery V20 (Zeiss).

Figura 19. Desajuste entre barra soldada e análogo de implante.

## 5 RESULTADOS

Primeiramente os valores obtidos em milímetros foram convertidos para micrometros. Primeiramente convertemos os valores obtidos em milímetros para micrometros. Em seguida, foram calculadas as médias totais a partir das medidas obtidas nos 5 corpos-de-prova de cada Grupo e seus respectivos desvios padrão.

(Tabela 1).

Tabela 1- Média e desvio padrão da matriz e dos grupos estudados

Grupo	Média ( $\mu\text{m}$ )	Desvio padrão
Matriz	2,2500	
A	6,8000	3,96232
B	5,3000	1,45129
C	6,5500	1,78010
D	5,8000	1,47267
E	8,3000	2,46306
F	4,9500	0,57009

O melhor resultado foi apresentado pelo Grupo F de união dos transferentes com fio-dental, resina bis-acrílica Structur, seccionados depois da presa e soldados. Mas este valor não apresenta relevância estatisticamente significativa dentro do estudo.

A Análise de variância de duas vias (ANOVA) identificou que estatisticamente não há diferença entre as resinas ( $p=0,87$ ). Não há diferença entre os métodos ( $p=0,577$ ). Mas existe diferença na interação entre resinas e métodos ( $p=0,059$ ) (Tabela 2).

Tabela 2. Nível de significância estatística “ p” entre as variáveis resinas, métodos e interação entre estas variáveis.

Variáveis	p-valor	Significância estatística
Resinas	0,870	Não significativa
Métodos	0,577	Não significativa
Resinas x Métodos	0,059	Há diferença significativa

Quando observadas as interações entre resinas e métodos de união. O Teste “t” de Student identificou que a diferença estatisticamente significativa estava entre os Grupos B e E ao nível de significância de 5% (Tabela 3).

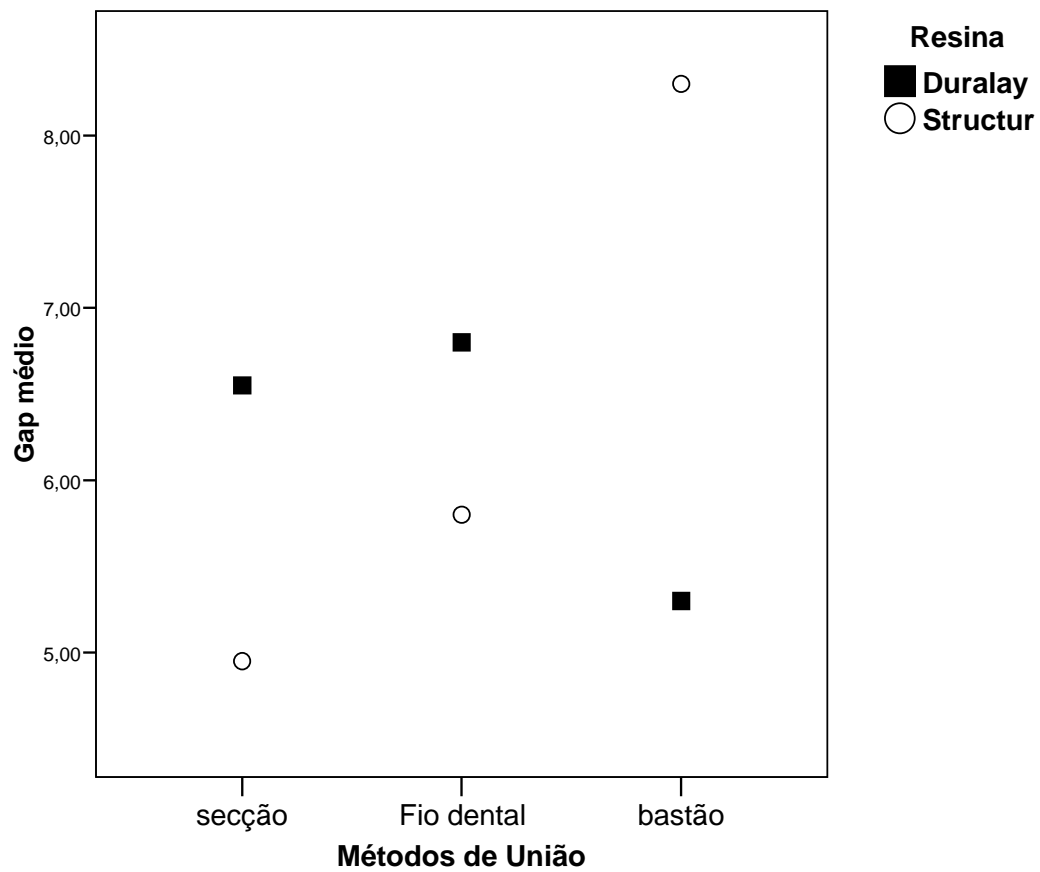
Tabela 3 – Nível de significância estatística “ p” de comparação entre os grupos que utilizam união dos transferentes de moldagem unidos com resina em bastão.

Comparação	p-valor	Significância estatística
Grupo B/ Grupo E	0,045387	Há diferença significativa

Para mostrar o impacto da mudança do método de união sobre as resinas utilizamos o gráfico de interação (Gráfico 1). Nesse gráfico podemos observar que a resina bis-acrílica (Structur 2SC) obteve menores médias totais de *gap* comparada a resina acrílica (Duralay), quando utilizado o método de união dos transferentes com fio dental, resina, secção e solda e o método de união com fio dental e resina. Mas no método de união com resina em bastão houve inversão no gráfico, onde a resina

acrílica apresentou resultado de média total de *gap* significativamente menor que a resina bis-acrílica.

Gráfico 1. Interação



## 6. DISCUSSÃO

### 6.1 Passividade e adaptação

Segundo Herbst et al.(2000) um dos principais objetivos ao fazer uma prótese implanto-suportada é a produção de superestruturas que apresentem um ajuste passivo quando ligadas a pilares múltiplos. Um dos requisitos para assegurar o ajuste passivo é fazer uma moldagem precisa. O conceito de adaptação passiva tem sido definido como uma questão de tolerância estritamente na interface metal-metal entre uma superestrutura de implante e pilares. A adequada distribuição de tensões pode contribuir para a manutenção do osso marginal junto ao implante (GOMES et al., 2006; VALLE, COELHO e SCOLARO, 2001). Assunção, Gennari Filho, Zaniquelli (2004); Cabral e Guedes (2007); Pieralini, et al. (2008), Simão et al. (2011), estudaram uma das principais preocupações em próteses retidas por implante, que é a precisão das moldagens, pois esta desempenha um papel fundamental na adaptação da prótese ao implante. Hamata et al.(2005) relataram que a adaptação passiva tem grande importância para o sucesso de próteses múltiplas sobre implantes. Diferente dos dentes, os implantes não possuem mobilidade fisiológica, capaz de compensar pequenas distorções adquiridas durante o processo indireto de confecção da prótese. De acordo com Misch (2006), o grau de movimentação dos implantes no tecido ósseo é de 5 µm. Em vista disso, a passividade é mais crítica na Implantodontia, pois tensões geradas por uma adaptação não passiva podem causar falhas mecânicas ou reações biológicas adversas (ALMEIDA, FREITAS JÚNIOR, PELLIZZER, 2006; SILVA et al. 2008).

Observa-se que não há um consenso na literatura sobre o nível de adaptação clinicamente aceitável. Portanto, as avaliações clínicas de adaptação são subjetivas e dependem do bom senso e experiência de cada profissional (ALMEIDA, FREITAS JÚNIOR, PELLIZZER, 2006; HAMATA et al., 2005). Mesmo que fosse estabelecido este nível clínico, seria bastante difícil a sua mensuração durante a rotina clínica (DINATO e POLIDO, 2001). Simão et al. (2011), relataram que a confecção de próteses dentárias é um procedimento de múltiplas etapas onde o sucesso final do trabalho depende da minimização da possibilidade de falhas em cada etapa.

## 6.2 União dos transferentes de moldagem

Vigolo, Majzoub e Cordioli (2003) observaram que o movimento dos transferentes de moldagem dentro do material de impressão durante as fases clínicas e laboratoriais podem causar irregularidades ao transferir a posição espacial dos implantes da cavidade bucal ao modelo mestre. Assim, para Gomes et al. (2006) a união dos transferentes quadrados deve ser sempre realizada.

Na pesquisa de Cabral e Guedes (2007) foram analisadas as seguintes técnicas: técnica indireta com transferentes cônicos, técnica direta com transferentes quadrados isolados, técnica direta com transferentes quadrados unidos com resina acrílica, técnica direta com transferentes quadrados unidos, seccionados e soldados depois de feita a presa. A técnica direta com transferente quadrados unidos, seccionados e soldados depois de feita a presa foi a que apresentou os resultados mais próximos da matriz, e mostrou-se uma boa alternativa para minimizar os efeitos da contração da resina acrílica, permitindo que essas distorções ficassem limitadas ao ponto de solda. Mas, segundo Dumbrigue, Gurun e Javid (2000) esta técnica aumentaria ainda mais o tempo clínico. No nosso estudo esta técnica também obteve a menor média de *gap*, quando utilizamos a resina bis-acrílica, representada pelo Grupo F. Embora, este valor não apresente relevância estatisticamente significativa dentro do estudo.

Rodrigues et al. (2010) analisou os grupos: A- transferentes quadrados unidos com fio dental e recobrimento com resina acrílica (Duralay), B- transferentes quadrados unidos com barras pré-polimerizadas em resina acrílica (Duralay), C- transferentes cônicos sem união, D- transferentes quadrados unidos com resina acrílica fotopolimerizável. Não houve diferença estatística significativa entre as técnicas e os grupos embora o grupo B que utilizou barras pré-polimerizadas em resina acrílica tenha apresentado desajustes mais próximos aos da barra soldada a laser. Uma das conclusões do trabalho de Pieralini, et al. (2008) também foi que, os transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável entre si, com pequenas barras para interconectá-los ou com fio dental servindo de matriz apresentam modelos mais precisos quanto ao posicionamento dos implantes. Para Dumbrigue, Gurun e Javid (2000) que utilizou a resina acrílica Pattern (Tóquio, Japão), as vantagens de se utilizar barras pré-polimerizadas incluem a facilidade de fabricação das barras e de aplicação intraoral. A união da barra com os transferentes pode ser

realizada sem a necessidade de um volume excessivo de resina acrílica, minimizando efeitos da contração de polimerização. Nosso estudo, o Grupo B, em que foi realizada a união dos transferentes com barra pré-polimerizada de resina acrílica, mostrou melhores resultados que a resina bis-acrílica quando utilizado o mesmo método. O que pode ser explicado pelo fato de que somente nessa técnica foi respeitado o tempo completo de 24 horas para polimerização da resina acrílica. Silva et al. (2008) se baseou em artigos revisados, e verificou que a técnica de moldagem mais precisa é a de transferência com transferentes quadrados unidos por meio de barras pré-fabricadas de resina auto ou fotopolimerizável. Rodrigues et al. (2010) concluiu que métodos de união que utilizam resina acrílica ativada quimicamente produzem bons resultados quando respeitadas instruções do fabricante em relação ao tempo de espera para completa polimerização. E que o uso da resina acrílica fotopolimerizável representa alternativa viável para utilização clínica.

Faria et al. (2011) realizaram uma pesquisa com objetivo de avaliar a precisão de três técnicas: TC - transferentes cônicos sem união, SC - transferentes quadrados sem união; SCS - transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica. O grupo SCS não mostrou estatística diferença em relação ao CG (grupo controle), demonstrando mais precisão e fidelidade para transferir implantes. Confirmando o que Branemark, Zarb, Albrektsson propuseram em 1985; que os transferentes deveriam ser unidos entre si por fio dental e resina Duralay antes da moldagem. Variáveis importantes, tais como saliva, a dificuldade na adaptação da moldagem e/ou limitação de componenetes protéticos, na abertura de boca e angulação dos implantes não estavam presentes neste estudo experimental (FARIA et al., 2011).

No nosso estudo utilizados transferentes de moldagem triangulares, e não encontramos na literatura outros estudos que tenham feito uso desse tipo de transferente. Mas, obtivemos resultados semelhantes aos trabalhos que utilizaram transferentes quadrados. Assim, os transferentes triangulares são uma alternativa viável e podem ser selecionados para moldagem de implantes múltiplos pela técnica da moldeira aberta individual rígida.



Segundo Cabral e Guedes (2007) o grande volume de resina acrílica pode provocar distorções, resultantes da contração do material durante a sua polimerização. Os resultados do estudo de Mojon et al. (1990) sugerem que as resinas acrílicas devem ser usadas com algum método para compensar a contração. Relataram ainda que, 80% da polimerização da resina acrílica ocorre nos primeiros 17 minutos à temperatura ambiente. Apenas pequenas alterações ocorrem antes de 2 minutos ou após 24 horas. Nantes, Anselmo e Takemoto (2008) apresentaram através de um caso clínico, uma nova técnica de transferência com uso de resina bis-acrílica. O tempo de polimerização da resina acrílica é de 24 horas, o que se torna impraticável no dia a dia da clínica odontológica. Assim, costuma-se esperar somente o tempo de polimerização inicial que é em torno de 17 minutos e atinge 80% do seu ciclo. Outro fator agravante é a relação pó/líquido, já que a proporção utilizada geralmente não é aquela recomendada pelo fabricante. Usualmente a técnica utilizada é a incremental, realizada com o auxílio de um pincel. Que foi a utilizada em nossa pesquisa. Desta forma, o uso de diferentes quantidades de pó e líquido, altera o seu tempo de contração de polimerização.

Para Simão et al. (2011) quando comparada à resina acrílica a bis-acrílica conta com pontos favoráveis, como a facilidade de manipulação que está disponível em forma pasta/pasta podendo ser aplicado diretamente na boca com auto-misturador, apresentar tempo de presa e de trabalho significativamente menor (50 segundos), boa estabilidade, baixa contração de polimerização e ainda possuir menor exotermia (dado fornecido pelo fabricante Voco, Cuxhaven, Alemanha). O trabalho de Nantes, Anselmo e Takemoto (2008) também propõe o uso de resina bis-acrílica para minimizar a contração de polimerização, o tempo de trabalho, a toxicidade e ainda aumentar a resistência dessa união. Jo, Shenoy, Shetty (2011) e Simão et al. (2011) afirmaram que a maioria das resinas bis-acrílicas demonstraram resistência à flexão superior sobre os tradicionais resinas auto-polimerizáveis de metacrilato. Em comparação a resina fotoativada, também apresenta ganho de tempo, uma vez que esta última deve ser usada em técnica incremental com polimerizações de 20 s a 40 s, a cada 2 mm do produto. Structur 2SC apresentou contração volumétrica semelhante estatisticamente ao compósito fotoativado e menor contração quando comparado ao polietil-metacrilato. Quando comparada a resina fotoativada, tem menor custo (SIMÃO et al., 2011).

As variáveis custo, tempo clínico, tempo de trabalho, facilidade de manipulação, toxicidade e resistência devem ser consideradas para escolha do material e método a ser utilizado.

## 7. CONCLUSÃO

Tomando como base os resultados estatísticos obtidos e pela literatura revisada, podemos afirmar que:

- . Não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos de união de transferentes utilizados;
- . Não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais de união de transferentes utilizados;
- . O método de união com barras pré-polimerizadas de resina acrílica (Grupo B) apresentou melhor resultado quando comparado à resina bis-acrílica utilizando o mesmo método (Grupo E).



## 9. ORÇAMENTO

Descrição	Valor
Matriz metálica em aço inox	310,00
Barra soldada em titânio	240,00
Placa de vidro	6,30
Lanterna Clínica (Premium)	12,00
Vibrador de gesso ( VH Soft line)	149,50
Cuba de borracha	5,90
Espátula 36	9,80
Esculpidor Lecron	6,90
Espátula metálica para gesso	16,80
Espatulador a vácuo	4.295,00
Broca de tungstênio	88,90
Canudo plástico de 3mm de diâmetro interno	1,42
Cera rosa nº 7 (Asfer)	15,95
Disco diamantado flexível dupla face( Microdont)	29,90
Gesso pedra especial tipo IV( Asfer)	25,60
Resina composta autopolimerizável Bis acrílica Structur ( Voco)	290,00
Resina acrílica autopolimerizável (25g pó + 30mL líquido) Duralay (Reliance)	61,90
Resina acrílica autopolimerizável (1Kg pó+ 1L líquido) Jet -Clássico	144,00
Marcador para retroprojeter (Pilot)	1,50
Utilização do Microscópio ótico Discovery V20 (Zeiss)	210,00
Silicona de adição Adsil ( Vigodent)	233,00
2 Implantes H.E. classic cilíndrico RP 3,75 x 11,5 mm ( Bionnovation)	199,80
60 Transferidores triangulares de Implante H.E. RP ( Bionnovation)	1.320,00
60 Análogos de Implante H.E. RP ( Bionnovation)	900,00
Torquímetro manual protético ( Bionnovation)	378,00
Chave para torquímetro quadrada curta ( Bionnovation)	65,00
60 Parafusos avulsos H.E. RP(quadrado) ( Bionnovation)	900,00
2 Copings de titânio (Bionnovation)	140,00
Chave digital hexagonal (Bionnovation)	75,00
Barra de titânio (Conexão)	26,00
Álcool isopropílico 100mL	5,30
Água destilada 5L	2,00
Máquina Fotográfica (Sony Cyber- Shot)	1.400,00
Prensa morsa	54,00
Recortador de gesso	698,60
<b>TOTAL</b>	<b>12.318,07</b>

## REFERÊNCIAS

ALMEIDA, E.O.; FREITAS JÚNIOR, A.C.; PELLIZZER, E.P. Restaurações cimentadas versus parafusadas: parâmetros para seleção em prótese sobre implante. **Innovations Implant Journal- Biomaterials and Esthetics**, v.1, n.1, p. 15-20, mai.2006.

ASSIF D, NISSAN J, VARSANO I. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. **Int J Oral Maxillofac Implants** . v.14, p. 885-88, 1999.

ASSUNÇÃO, W. G.; GENNARI-FILHO, H.; ZANIQUELLI, O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. **Implant Dent, Baltimore**, v. 13, n. 4, p.358-366, dez. 2004.

BARBOSA, G.A.S., BERNARDES, S.R., MATTOS, M.G.C, FERNANDES NETO, A.J., NEVES, F.D., RIBEIRO, R.F. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/Implante. **Cienc Odontol Bras** . n.10,v.1, p.84-89, jan./mar, 2007.

BRANEMARK, P.I., ZARB, G.A., ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: **Quintessence**, p. 11-12 e 253-257, 1985.

BURNS, J.; PALMER, R.; HOWE, L.; WILSON, R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. **J Prosthet Dent** St. Louis, v. 89, n. 3, p. 250-255, mar. 2003.

CABRAL, L.M.; GUEDES, C.G. Análise comparativa de quatro técnicas de moldagem de implantes. **Implant Dentistry**, v.16, n.2, p.187-194, 2007.

CERQUEIRA, N.M.; OZCAN, M.; GONÇALVES, M.; ROCHA, D.M.; VASCONCELLOS,D.; BOTTINO,M.A.; YENER-SALIHOGU, E. A Strain Gauge Analysis of Microstrain Induced by Various Splinting Methods and Acrylic Resin

Types for Implant Impressions. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 27, n.2, p.341–345, 2012.

CHOI, J.H.;LIM,Y.J.; YIM,S.H.;KIM, C.W. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. **Int J Oral Maxillofac Implants** , v. 22, n. 5, p.761- 768, set. 2007.

DINATO, J.C; POLIDO, W.D. **Implantes osseointegrados: cirurgia e protese**. São Paulo: Quintessence, 2001.

DUMBRIGUE, H.B; GURUN, D.C; JAVID, N.S. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. **J Prosthet Dent**, v.84, n.1, p.108-110, 2000.

FARIA,J.C.B.; SILVA-CONCÍLIO,L.R.; NEVES,A.C.C.; MIRANDA,M.E.; TEIXEIRA,M.L. Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants. **Braz Oral Res.**, v.25, n.2, p. 163-167, mar/abr. 2011 .

GOMES, E.A.; ASSUNÇÃO, W.G.; COSTA, P. S.; DELBEN, J.A.; BARÃO, V.A.R. Moldagem de transferência de próteses sobre implante ao alcance do clínico- geral. **Pesq Bras Odontop Clin Integr**, v.6, n.3, p.281-288, set./dez. 2006.

HAMATA,M.M; ZUIM P.R.J; ROCHA, E.P; ASSUNÇÃO, W.G. Adaptação passiva em implantes osseointegrados. **Rev Bras Implantodont Prótese Implant**, n.12, v. 47/48, p.228-235, 2005.

HENRY, P. J. Tooth loss and implant replacement. **Aust Dent J**, Sydney, v. 45, n. 3, p. 150-172, Sep. 2000.

HERBST,D. ; NEL,J.C.; DIPDENTB,H.; DRIESSEN,C.H.; BECKER, P.J. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. **J Prosthet Dent.**, v.83, n.5, p. 555-561, mai. 2000.

JO,L.J.; SHENOY,K.K.; SHETTY,S. Flexural strength and hardness of resins for interim fixed partial dentures. **Indian J Dent Res**. n.1, v.22, p.71-76, 2011.

KLEE de VASCONCELLOS, D.; LEITE,F.P.P.; JÓIAS,R.M.; ARAÚJO,M.A.M.; VALERA,M.C. Precisão de duas técnicas de esplintagem com resina acrílica de transferentes para próteses sobre implantes. **Revista Odonto**, ano 16, n. 32, jul./dez. 2008.

LEE, H.; SO, J.S.; HOCHSTEDLER,J.L.; ERCOLI,C. The accuracy of implant impressions: A systematic review. **J Prosthet Dent**, v.100, n.4, p.285-291, out. 2008.

MISCH, C.E. **Prótese sobre implantes**. São Paulo: Ed. Santos. 2006.

LOOS, L.G. A fixed prosthodontic technique for mandibular osseointegrated titanium implants. **J Prosthet Dent**, v.55, n.2, 1986.

MOJON P, OBERHOLZER J P, MEYER J M, BELSER U C. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. **J Prosthet Dent**, v. 64, n.6, p.684-688, dez.1990.

NANTES, L.R.R.; ANSELMO,S.M.; TAKEMOTO,M. Nova técnica para moldagem em implantes dentários: Relato de caso clínico. **Revista Catarinense de Implantodontia**. Florianópolis/SC, Ano 8, n.10, jun.2008.

PIERALINI, A.R.F.; LAZARIN, A.A.; SEGALLA, J.C.M.; SILVA, R.H.B.T.; PINELLI, L.A.P. Técnica de moldagem para implante. Aspectos periodontais do paciente idoso. **Salusvita**, Bauru, v.27, n.2, p.309-318, 2008.

RODRIGUES, R.A.; RODRIGUES, R.Q.F.; BARROS,H.P.; DIAS, A.H.M.; BATISTA, A.U.D. Avaliação in vitro entre diferentes técnicas e métodos de união de transferentes de moldagem utilizados na Implantodontia. **Pesq Bras Odontop Clin Integr**, João Pessoa, v.10, n.2, p.285-290, mai./ago. 2010.

SILVA, M.M.; MIMA,E.G.O.; DEL'ACQUA,M.A.; SEGALLA, J.C.M.; SILVA, R.H.B.T.; PINELLI, L.A.P. Técnicas de moldagem em próteses sobre implantes. **Rev Odontol Unesp**, v.37, n.4, p.301-308, 2008.

SIMÃO, R.A.; CALHEIROS, F.C.; AGRA, C.M.; PINTO, P.G. Utilização da Resina Bis-acrílica na confecção de uma barra-clip pela técnica de fundição direta. **Journal**



**of Biodentistry and Biomaterials** - Universidade Ibirapuera São Paulo, n. 2, p. 31-45, fev. 2011.

VALLE, A.L.; COELHO, A.B.; SCOLARO, J.M. Avaliação do comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais. **Revista FOB**, v.9, n.1/2, p.41-48, jan/ jun.2001.

VIGOLO, P.; MAJZOUN, Z.; CORDIOLI, G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. **J Prosthet Dent.**,v.89, n.2, fev.2003.

## ANEXO 1

