

FRANCISCO PANTOJA BRAGA

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA PRECISÃO DE TÉCNICAS DE  
MOLDAGENS PARA IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Piracicaba - SP  
2010

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

B73a

Braga, Francisco Pantoja.  
Avaliação *in vitro* da precisão de técnicas de moldagens para implantes osseointegrados / Francisco Pantoja Braga. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2010.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Modelos dentários. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.  
(mg/fop)

Título em Inglês: *In vitro* evaluation of the accuracy of techniques of moldings for osseointegrated dental implants

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental implants. 2. Dental models

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Guilherme Elias Pessanha Henriques, Francisco de Assis Mollo Júnior, Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Data da Defesa: 31-03-2010

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 31 de Março de 2010, considerou o candidato FRANCISCO PANTOJA BRAGA aprovado.

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "G. P. H.", written above a horizontal line.

Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "F. M. J.", written above a horizontal line.

Prof. Dr. FRANCISCO DE ASSIS MOLLO JÚNIOR

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "M. A. N.", written above a horizontal line.

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

***Dedico esse trabalho***

Aos meus filhos, ***Francisco Filho e Rebeca***,  
por serem a razão principal dos meus  
momentos de inspiração e felicidade.

## ***Agradecimentos especiais***

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, por quem tive a honra de ser orientado. Meus sinceros agradecimentos por toda a confiança em mim depositada, pelos ensinamentos, pela paciência, tolerância e pela compreensão nesse período de convívio. Muito obrigado.

À **Vanessa Silva Tramontino**, pela imprescindível assessoria prestada no entendimento e execução da extensometria e microscopia. Obrigado pela atenção e amizade.

À **FAPEAM - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Amazonas**, pelo apoio financeiro fornecido durante o período de estudos em Piracicaba.

## ***Meus Agradecimentos***

À Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), na pessoa do seu Magnífico Reitor **José Tadeu Jorge**.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP), na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim**.

Ao **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior**, Coordenador dos Cursos de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP e à **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

À Universidade do Estado do Amazonas (UEA), na pessoa da sua Magnífica Reitora **Marilene Corrêa da Silva Freitas**.

Aos coordenadores do Curso de Odontologia da UEA, **Profa. Dra. Tânia Miranda Chicre Alcantara** e **Prof. Dr. Benedito Taveira dos Santos**, pelo apoio em todos os momentos em que precisei estar ausente das minhas atividades docentes.

Aos membros da Banca de Qualificação, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, **Prof. Dr. Simonides Consani**, **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, pelas considerações e sugestões para o aprimoramento deste trabalho.

A todos os Professores do Curso Minter/Dinter em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP, que muito contribuíram para meu aprendizado durante esta etapa de minha vida.

Aos amigos da República da Primavera, **Lígia Vasconcelos**, **Alexandra Pieri**, **Jonas Alves**, **Joelson Brum**, **Naelca Sarmiento** e **Ana Lucia Diefenbach**, pela convivência agradável e companheirismo.

À **Sandra Premoli**, pelo amor, carinho, compreensão, apoio e incentivo.

A todos os colegas do Minter/Dinter, pela convivência e troca de experiências durante os seminários em Manaus.

Aos colegas da FOP, **Leonardo Luthi, Aloísio Spazzin, Juliana Nuñez e Gessica Takahashi**, pela convivência agradável neste período.

À secretária do Departamento de Prótese e Periodontia, **Eliete Ap. F. L. Marim**, e às estagiárias, **Mônica L. B. Penzani e Suelen Sarto** pela simpatia, atenção e auxílio durante minha pós-graduação.

A todos que indiretamente contribuíram na elaboração deste trabalho.

## Resumo

Este estudo *In vitro* teve como objetivo avaliar a precisão de quatro técnicas de moldagens para implantes osseointegrados. A partir de uma matriz metálica contendo três implantes foi construída uma supraestrutura simulando uma prótese. As quatro técnicas estudadas foram assim separadas: Grupo A - 10 moldagens com transferentes cônicos (sem união) em moldeiras individuais fechadas; Grupo B - 10 moldagens com transferentes quadrados isolados em moldeiras abertas; Grupo C - 10 moldagens com transferentes quadrados unidos com resina autopolimerizável em moldeiras individuais abertas; Grupo D - 10 moldagens com transferentes quadrados unidos com resina composta Bis-acrílica autopolimerizável em moldeiras individuais abertas. O material de moldagem para todos os grupos foi o silicone de adição Honigum Mono (DMG) e o gesso utilizado para a fabricação dos modelos foi Resin Rock (Whip Mix-USA). Desajustes marginais foram avaliados entre a supra estrutura metálica parafusada aos modelos de trabalho obtidos a partir das moldagens utilizando-se microscópio óptico (aumento de 120X), assim como as tensões induzidas à supraestrutura, avaliadas por extensometria. Para a comparação dos grupos foi utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%, para a verificação de existência de diferença significativa entre os grupos com respeito às duas variáveis estudadas. Utilizou-se comparações múltiplas não-paramétricas, para indicar qual ou quais os grupos que levaram à significância estatística. O teste de Kruskal-Wallis para a variável **tensão** apresentou valor de  $p= 0,0043$  e para a variável **desajuste** o  $p$  encontrado foi igual a 0,6073. Sendo 5% o nível fixado, foi possível observar que apenas para a variável **tensão** os grupos apresentaram diferença significativa entre si. Foi calculado o coeficiente de correlação de Pearson para as variáveis **tensão** e **desajuste**, indicando correlação positiva entre as variáveis. Esta correlação foi altamente significativa ( $p=0,0074$ ). Os demais valores encontrados não apresentaram significância

estatística. Concluiu-se que a mais precisa dentre as quatro técnicas estudadas foi a que usou transferentes quadrados esplintados com bastões de resina pré-fabricados e que houve correlação direta entre desajuste marginal e tensões geradas à supraestrutura.

Palavras-chave: Técnica de moldagem odontológica; implante dentário; modelos dentários.

## **Abstract**

The main objective of this study in vitro is to evaluate the accuracy of four techniques of moldings implants osseointegrated. Starting from a metallic matrix with three implants, simulating a clinical situation, was constructed one super structure simulating one prosthesis. The four studied techniques were separated like this: Group A – 10 impressions with conic transfer in closed custom tray; Group B- 10 impressions with square transfer isolated in open custom tray; Group C- 10 impressions with square transfer splinted with autopolymerizing acrylic resin; Group D- 10 impressions taken with square transfer splinted with composite resin Bis-acrylic autopolymerizing in open custom tray. The impression taken material for all groups was vinyl polysiloxane Honigum (DMG), and the gypsum used was Resin Rock (Whip Mix-USA). Strains were analyzed by the use of strain gauges and misfit was analyzed by an optical microscope. The non-parametric test of Kruskal-Wallis was used to compare the 4 groups with a 5% level of significance to verify the significant difference among the groups with respect of the two studied variables. Multiple comparisons were used and they were non-parametric to indicate which group or groups will carry significance to statistics. The Kruskal-Wallis test as far as tension is concerned presented the value of  $p = 0.0043$  and as far as misfit is concerned the  $p$  found was  $0.6073$ . Being 5% the level established it is possible to observe that only the variable of tension in the groups show a significant difference among themselves. The correlated coefficient of Pearson was calculated between tension and misfit to each set of data in all the groups evaluated in the research, indicating positive correlation between tension and misfit. This correlation is highly significant ( $p$ -value  $0.0074$ ). The other values were not statistically significant. Conclusion: The most precise technique of the four was the one that used squared splinted transfers with prefabricated stick autopolymerizing acrylic resin and it had direct correlation between among misfit and tensions generated in the super structure.

Key words: Dental impression technique; dental implantation; dental models.

## Sumário

1. Introdução	1
2. Revisão da Literatura	5
3. Proposição	65
4. Materiais e Método	67
5. Resultados	89
6. Discussão	93
7. Conclusão	97
Referências	99
Apêndice	109

## 1. Introdução

A partir da comprovação da osseointegração, constatada através dos trabalhos de Branemark *et al.*, 1977; Albrektsson *et al.*, 1981; Adell *et al.*, 1981, demonstrando de forma científica e irrefutável que a utilização de parafusos de titânio com fixação endóssea poderiam ser utilizados de maneira confiável como suporte para diversas modalidades de tratamento protético reabilitador, originaram-se novas modalidades de próteses.

Com as novas modalidades protéticas restauradoras, a passividade ou adaptação passiva das estruturas protéticas passa a ser preocupação comum nas reabilitações protéticas. Adaptação passiva, ou passividade, de uma prótese implanto-retida é assumida como a situação na qual esta prótese se adapta com menor desajuste marginal possível e de maneira passiva ao componente de retenção, sem criar tensões ao próprio implante ou tecido ósseo circundante (Millington e Leung, 1995).

Devido às características biológicas e biomecânicas da osseointegração, imagina-se que qualquer tensão gerada sobre uma fixação osseointegrada será diretamente transferida aos tecidos ósseos de suporte pela inexistência de mobilidade relativa entre as estruturas do sistema (Skalak, 1983). Uma prótese deficientemente adaptada e rigidamente conectada a múltiplos implantes pode exercer níveis extremamente altos de tensão sobre as fixações, e conseqüentemente, aos tecidos que as suportam (Jemt e Lekholm, 1998).

Tem-se relatado que problemas biológicos e mecânicos possam estar relacionados com a deficiência de adaptação passiva da estrutura protética sobre os pilares ou implantes (Zarb e Schmitt, 1991; Naert *et al.*, 1992; Adell *et al.*, 1981; Bauman *et al.*, 1992).

Autores como, Zarb e Schmitt, 1991; Naert *et al.*, em 1992, têm observado correlação positiva entre a incidência de problemas mecânicos e a

presença de desajustes marginais nas próteses sobre implantes. As complicações mecânicas mais comumente relatadas são o afrouxamento ou fratura dos parafusos que retêm as próteses aos pilares de conexão, a fratura dos próprios pilares, da estrutura protética ou mesmo das fixações. Imagina-se ainda que esse tipo de falha possa revelar de forma prematura falta de assentamento passivo, gerando sobrecarga a todo o sistema. Complicações biológicas como, por exemplo, reação adversa dos tecidos circundantes, dor, sensação de pressão, reabsorção óssea periimplantar e até plena falência da osseointegração (Adell *et al.*, 1981; Bauman *et al.*, 1992), são ainda, relacionadas com a deficiência de adaptação passiva.

Uma estrutura com ajuste passivo, teoricamente deveria induzir tensão zero nos componentes do implante e no osso circunvizinho na ausência de uma carga externa aplicada. Entretanto, estrutura com ajuste absolutamente passivo não foi alcançada nas últimas três décadas (Sahin e Çehreli, 2001

O propósito principal de uma moldagem de implantes osseointegrados, além de registrar e transferir, é reproduzir o relacionamento entre os implantes o mais preciso possível. Também servem a um secundário, mas importante propósito, de registrar a morfologia dos tecidos moles (Gregory-Head e Labarre, 1999; Wee, 2000 e Goiato *et al.*, 2002). No sistema Brånemark existem transferentes cônicos e quadrados que se prestam a esse propósito e que se adaptam aos intermediários e suas réplicas. Porém, existem variações de técnicas para a utilização dos mesmos, resultando em pesquisas que procuram identificar a superioridade de uma técnica sobre a outra (Goiato *et al.*, 1998).

Humphries *et al.* em 1990 concluíram que a técnica com transferentes cônicos é melhor que a técnica com transferentes quadrados unidos ou não com resina acrílica. Em contrapartida, Carr, 1991; Fenton *et al.*, 1991; Rodney *et al.*, 1991 e Phillips *et al.*, 1994 concluíram que a técnica com transferentes quadrados é melhor que a com transferentes cônicos. Entretanto, Carr, 1992; Goiato *et al.*,

1998; Herbst *et al.*, 2000; Pinto *et al.*, 2001; Goiato *et al.*, 2002 e Naconecy *et al.*, 2004 concluíram que são iguais.

Fenton *et al.*, 1991; Assif *et al.*, 1996; Vigolo *et al.*, 2003; Assunção *et al.*, 2004; Naconecy *et al.*, 2004 e Cabral, 2005, Rodrigues, 2006, De'Acqua *et al.*, 2008, preconizaram a união dos transferentes quadrados com resina acrílica para realização das moldagens de transferência, obtendo-se desta forma os melhores resultados. No entanto, pesquisas de Humphries *et al.*, 1990; Spector *et al.*, 1990; Hsu *et al.*, 1993; Inturregui *et al.*, 1993; Phillips *et al.*, 1994; Burawi *et al.*, 1997; Goiato *et al.*, 1998; Goiato *et al.*, 2002; Herbst *et al.*, 2000 e Pinto *et al.*, 2001 demonstraram que a união dos transferentes é desnecessária.

Vê-se não haver consenso com relação a mais precisa técnica de moldagem de transferência de implantes.

Recentemente surgiu um novo material, indicado para confecção de coroas, inlays, onlays e próteses fixas provisórias de longa duração. É um compósito autopolimerizável com base em metacrilatos multifuncionais, apresentado em forma de cartucho com ponteiros automisturadoras para ser usado em pistola apropriada, o que caracteriza a sua praticidade de uso. Por suas características, suscitou a possibilidade de utilizá-lo na união dos transferentes comparando esta técnica com as demais existentes.

Vários são os métodos que podem ser empregados para a comparação entre técnicas de moldagem para próteses implantossuportadas, conforme relata a literatura: Usando bastões de resina para unir os transferentes (Humphries *et al.*, 1990; Carr e Sokol, 19991; Fenton *et al.*, 1991; Rodney *et al.*, 1991; Assif *et al.*, 1992; Carr, 1992; Phillips *et al.*, 1994; Pinto *et al.*, 2001; Goiato *et al.*, 2002; Assunção, *et al.*, 2004; Rodrigues, 2006; Del'Acqua, *et al.*, 2008); usando resina acrílica sobre fio dental para unir os transferentes ( Spector *et al.*, 1990; Hsu *et al.*, 1993; Inturregui *et al.*, 1993; Assif *et al.*, 1996; Burawi *et al.*, 1997; Gennari Filho *et al.*, 2009); usando resina composta fotopolimerizável (Ivanhoe, *et al.*, 2006)

usando gesso para moldagem (Inturregui *et al.*, 1993; Assif, *et al.*, 1999; Wise, 1991); usando resina acrílica autopolimerizável e resina composta autopolimerizável (Augustin *et al.*, 2009); Cônicos e quadrados isolados (Carr e Sokol, 1991; Carr, 1991; Carr, 1992; Rodney *et al.*, 1991).

Entretanto, não foi observada nenhuma pesquisa avaliando ou correlacionando simultaneamente, desajustes marginais e tensões induzidas à supraestrutura.

Desta forma, esta pesquisa objetivou estudar *in vitro* quatro técnicas de moldagens de transferência, para verificar qual a mais precisa, após as avaliações de desajustes marginais em microscopia e tensões induzidas através de extensometria a uma supraestrutura metálica.

As seguintes hipóteses foram avaliadas neste estudo:

- 1) Que uma técnica de moldagem de transferência usando um novo material será superior às já existentes;
- 2) Que existe correlação direta entre as variáveis desajuste e tensão.

## 2. Revisão da literatura

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

transferentes quadrados não esplintados e esplintados tiveram uma diferença numérica menor que 50 µm em 59% e 58% das vezes, respectivamente. A técnica indireta com transferentes cônicos reproduziu melhor os pontos experimentais do que as outras técnicas.

Mojon *et al.* (1990) verificaram a inadequada estabilidade dimensional causada pela contração de polimerização relativa às várias aplicações de resinas acrílicas. O objetivo do estudo foi avaliar e comparar alterações dimensionais de duas resinas acrílicas autopolimerizáveis comercializadas como materiais para padrão e registro (index) e analisar a influência da proporção pó-líquido. Alterações volumétricas iniciais (2 min até 17 min após o início da mistura) foram medidas com um dilatômetro e alterações lineares tardias (de 17 min até 24 horas ou mais) foram registradas com um transdutor indutivo. O tempo dos dois experimentos foi determinado baseado em ensaios preliminares. Depois de 24 horas a contração volumétrica foi de 7,9% para resina Duralay e 6,5% para resina Palavit G; 80% das alterações apareceram antes de 17 minutos à temperatura ambiente; 95 % antes de 3 horas para a resina Duralay e de 2 horas para a resina Palavit G. Nenhuma diferença estatística foi encontrada até 17 min entre os dois materiais. Até 24 horas, a contração linear da resina Palavit G foi significativamente menor do que a da resina Duralay para misturas de consistências similares (Contração linear em função da consistência da resina espessa, padrão e fluida para Palavit G: 0,29%, 0,34% e 0,41% e para Duralay: 0,37%, 0,47% e 0,49% respectivamente). 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, quando utilizadas como material de registro (index). É aconselhável unir novamente os indexes quando quase toda a contração de polimerização tiver ocorrida. O uso de uma mistura tão espessa quanto possível também minimizará os piores efeitos da polimerização. Porém, a alteração dimensional poderia proporcionar vantagens significativas para moldagens intracoronárias.

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

Jemt (1991) acompanhou durante um ano, 391 próteses totais fixas maxilares e mandibulares, suportadas por 2199 implantes, obteve taxa de sucesso de 99,5% e 98,1% para as próteses e implantes, respectivamente. Embora as complicações tenham sido poucas, estas foram mais frequentes na maxila. Entre as complicações encontradas destacaram-se os problemas de dicção (31,2%), mordida do lábio e mucosa jugal (6,6%), irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístula, hiperplasia, inflamação - 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes. Em relação ao afrouxamento dos parafusos de ouro, o autor relatou que 271 próteses (69,3%) apresentaram os parafusos estáveis no primeiro controle (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados nesse primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (após 3 meses). Apenas 7 próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. Foi sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese: considerando-se uma prótese fixa suportada por cinco implantes, numerados de 1 a 5 da esquerda

para a direita, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Por meio desse procedimento verifica-se a adaptação do outro componente terminal. O procedimento deve ser repetido com o outro parafuso distal (parafuso 5). Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, depois o intermediário e eventualmente os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de meia volta (180°) deve ser dado na chave para o aperto final (10 a 15 Ncm). Outra forma utilizada para avaliar a adaptação foi pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro, quando mais de meia volta era necessária para apertar completamente o parafuso, a estrutura foi considerada mal adaptada, sendo seccionada e soldada.

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

para a técnica direta, 0,020 mm. Nas condições deste estudo, não há nenhuma evidência convincente que uma técnica é mais precisa que a outra.

Em 1991, Carr relata que a produção de uma estrutura metálica precisa e que satisfaça o objetivo para a implantodontia de ajuste passivo, demanda uma compreensão dos potenciais erros de processamento. A precisão de modelos de trabalho fabricados por moldagens utilizando dois diferentes transferentes Nobelpharma foi investigada. Um modelo de gesso representando uma mandíbula com cinco pilares de implantes localizados na região anterior foi usado para produzir sete modelos para ambas as técnicas de transferência indireta e direta. Os ângulos de divergência entre pilares foram todos menores que 15°. Para a realização das moldagens foi utilizada uma moldeira individual de resina acrílica (Formatray, Kerr) com poliéter (Polygel, LD Caulk/Dentsply). A variabilidade das repetidas fixações dos parafusos para os componentes de transferência indireta e direta foi  $\leq 20 \mu\text{m}$ . A comparação foi feita usando uma estrutura metálica adaptada para o modelo mestre. Diferenças nas distâncias medidas entre cada grupo e o modelo mestre foram analisadas. Para o modelo utilizado, a técnica direta produziu modelos de trabalho mais precisos. A inexatidão vista com o método de transferência indireto parecia estar relacionada com o não paralelismo entre os pilares ( $< 15$  graus) e com a deformação aparente do material de moldagem.

Fenton *et al.* (1991) fizeram um estudo que comparou a precisão dos modelos de implantes produzidos através de quatro diferentes técnicas de moldagem para transferência. Uma estrutura metálica para prótese sobre implante mandibular padrão foi feita e então um modelo metálico de um arco mandibular com cinco implantes (Nobelpharma) foi confeccionado para se ajustar a ela. Foram obtidos quinze modelos para cada uma das quatro técnicas de moldagem para transferência. O ajuste da estrutura metálica pré-fabricada para cada modelo foi avaliado manualmente. Então, a diferença entre assentamento passivo e adaptação por aperto do parafuso foi medida num microscópio com aumento de 30 vezes. Os resultados para as técnicas de moldagens de transferência foram: a

- transferentes quadrados unidos com resina acrílica e moldagem com alginato (0 com pior ajuste / fenda 4,17  $\mu\text{m}$ ); b - transferentes quadrados unidos com resina acrílica e moldagem com poliéter (0 com pior ajuste / fenda 4,17  $\mu\text{m}$ ); c - transferentes quadrados sem união e moldagem com poliéter (4 com pior ajuste / fenda 11  $\mu\text{m}$ ); d- transferentes cônicos e moldagem com silicone por adição (8 com pior ajuste / fenda 21,6  $\mu\text{m}$ ). A avaliação manual do ajuste passivo teve correlação com as medidas das fendas. Quando resina acrílica foi usada para unir os transferentes quadrados, todos os modelos foram aceitáveis e mais precisos do que o melhor resultado obtido com as outras técnicas, independente do material de moldagem utilizado.

Ivanhoe *et al.* (1991) descreveram uma técnica de moldagem de transferência para implantes com transferentes quadrados unidos. Foi utilizado um paciente com cinco implantes fixados na mandíbula, onde se realizou a moldagem preliminar, com transferentes cilíndricos e hidrocolóide irreversível. Após a obtenção do modelo, os transferentes cilíndricos foram substituídos por transferentes quadrados. Fez-se uma rígida conexão entre eles com resina fotopolimerizável, deixando 1 mm de espaço entre cada transferente. Após este procedimento os transferentes com resina foram removidos do modelo e adaptados aos implantes intra-orais, recebendo um torque de 10 Ncm e então unidos com resina fotopolimerizável de consistência gel, antes da realização da moldagem. Os autores concluíram que esta técnica reduziu o tempo clínico pela eliminação da necessidade da armação de fio dental e Duralay, minimizou as alterações durante a polimerização pela diminuição da quantidade de resina e reduziu o desconforto para o paciente.

Rodney *et al.* (1991) relataram que o processo de fabricação de prótese sobre implante envolve a crítica transferência de registros intraorais para os modelos de laboratório. Qualquer alteração dimensional neste processo poderá levar a pobres resultados finais ou completa falha da prótese. Avaliaram a precisão dimensional entre dois sistemas de moldagem de transferência para implantes

(Sistema Brånemark, Nobelpharma): transferentes quadrados (direto) e transferentes cônicos (indireto). Um modelo padrão foi fabricado com duas réplicas de pilares fixados com resina epóxica. Moldeiras individuais foram utilizadas para a realização das moldagens com poliéter (Impregum). Doze modelos foram obtidos para ambos os sistemas de moldagem de transferência e as leituras realizadas diretamente nos modelos em microscópio de mensuração (Nikon). Os resultados mostraram que a dimensão média entre as réplicas dos pilares do modelo padrão foi de 0,6758 polegadas com um possível erro de medição de 0,0002 polegadas. Os transferentes cônicos apresentaram um valor médio de 0,6808 polegadas com um desvio padrão de 0,0023 polegadas e os transferentes quadrados tiveram um valor médio de 0,6778 polegadas com um desvio padrão de 0,0017 polegadas. Os autores concluíram que a moldagem de transferência com o transferente quadrado (direta) foi dimensionalmente mais precisa do que com o transferente cônico (indireta).

Assif *et al.* (1992) compararam a precisão dimensional de quatro diferentes procedimentos de moldagem de transferência para implantes osseointegrados. Foi construído um modelo mandibular de gesso pedra especial com cinco análogos de implantes para este estudo. Uma estrutura metálica (representativa de uma prótese sobre implantes mandibular) foi encerada e fundida. Esta estrutura foi o padrão para que todas as mensurações fossem feitas durante a avaliação da precisão dos modelos obtidos pelos diferentes procedimentos de moldagem. Análogos foram parafusados à estrutura metálica e então incluídos dentro do bloco de alumínio com resina epóxica. Isto formou um modelo metálico que já tinha uma estrutura metálica ajustada passivamente nele. Foram utilizadas quatro técnicas de moldagem de transferência: 1- moldeira de estoque metálica com abertura superior e selada com placa base de cera, transferentes quadrados unidos com resina Duralay 24 horas antes, mas com um espaço de 1 mm entre cada transferente, que foram unidos 15 min antes da moldagem com alginato ser feita; 2- moldeira individual de resina acrílica, transferentes quadrados unidos com

resina Duralay (do mesmo modo que na técnica 1) e moldados com poliéter; 3-moldeira individual de resina acrílica, transferentes quadrados sem união e moldados com poliéter; 4-moldeira de estoque metálica perfurada, transferentes cônicos, moldagem com polivinilsiloxano (técnica da dupla mistura). Foram obtidos quinze modelos para cada técnica. O critério usado para verificar a precisão das moldagens foi o ajuste dos análogos em cada modelo à estrutura metálica. Isto foi julgado manualmente, bem como visualmente com auxílio de um microscópio. A estrutura metálica foi assentada sobre cada modelo e foi aplicada pressão digital alternadamente nas regiões correspondentes ao topo de cada um dos cinco implantes. Dois examinadores fizeram suas observações independentemente e então compararam os resultados. A análise visual foi feita com o auxílio de microscópio com aumento de 30 vezes. Um parafuso guia foi apertado no implante central para manter a estrutura em uma posição constante enquanto as medições foram feitas nos cilindros terminais (a discrepância existente devido aos procedimentos de moldagem foi determinada pela diferença da distância quando o cilindro estava sem parafuso daquela quando estava apertado com o parafuso). Duas medidas foram feitas para cada um dos dois pilares terminais. Quando os transferentes foram unidos com resina acrílica (técnicas 1 e 2), todos os trinta modelos foram julgados adaptados a estrutura passivamente e foram supostos aceitáveis clinicamente (desadaptação média de 4,17  $\mu\text{m}$ ). Já na técnica 3, onze dos quinze modelos foram julgados estar passivos e clinicamente aceitáveis (a média de desadaptação nos quinze modelos foi de 11  $\mu\text{m}$ ). Quando transferentes cônicos foram usados (técnica 4), somente sete dos quinze modelos foram julgados clinicamente aceitáveis (a média de desadaptação nos quinze modelos foi de 21,6  $\mu\text{m}$ ). Houve uma clara correlação entre a avaliação clínica do ajuste passivo e a discrepância medida no microscópio. Os autores concluíram que quando resina acrílica foi usada para unir os transferentes (técnicas 1 e 2), todos os modelos foram aceitáveis e mais precisos do que o melhor das duas outras técnicas. Quando a união não foi realizada, os transferentes quadrados, propiciavam bons

resultados. A maioria dos modelos produzidos com a técnica 4 (transferentes cônicos) foram considerados inaceitáveis.

Carr (1992) relatou que quando se trabalha com implantes, é necessário entender a importância da exatidão e precisão de todas as fases de fabricação e união para conseguir uma supra-estrutura que se ajuste passivamente aos implantes. O autor avaliou a exatidão de modelos de trabalho produzidos a partir de moldagens utilizando dois diferentes transferentes (cônicos e quadrados). Para isso, foi construído um modelo mandibular mestre, parcialmente desdentado, com dois implantes posicionados na região posterior esquerda, separados 11 mm de centro a centro, sendo o anterior paralelo ao 1º pré-molar adjacente e o posterior com 15 graus de inclinação lingual. Um alívio de 2 mm foi realizado ao redor dos dentes e transferentes dos implantes para a confecção das moldeiras individuais. O material de moldagem utilizado para as duas técnicas foi o poliéter (Polygel - Caulk/Dentsply). Foram feitos dez modelos para cada técnica. A transferência foi julgada efetiva na produção de modelos se a distância entre pontos específicos dos modelos concordasse com a distância correspondente do modelo mestre. O valor absoluto da diferença nas distâncias entre modelos experimentais e mestre foi comparado para as duas técnicas. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi notada. Ambas as técnicas fornecem resultados comparáveis com um valor médio de discrepância de 36 µm e 35 µm para a transferência direta e indireta, respectivamente. Isto sugere que não existe nenhuma vantagem clara na utilização do método direto em situações clínicas semelhantes às estudadas.

Hsu *et al.* (1993) avaliaram e compararam a precisão com que a posição dos pilares foi reproduzida em quatro diferentes técnicas para transferência de implantes usando dois sistemas de fabricação de modelos. Um análogo experimental em aço inoxidável com dois implantes e pilares anteriores e dois posteriores foi fabricado. Moldeiras individuais de resina acrílica (Formatray) foram feitas com alívio de duas lâminas de cera. Todas as técnicas usaram

transferentes quadrados, sendo: técnica I- somente transferentes quadrados; II- unidos com Duralay e fio dental; III- fio de aço inoxidável ortodôntico de 0,03 pol de diâmetro e unidos com Duralay ; IV- Blocos de resina Duralay pré-fabricados ao redor dos transferentes que foram efetivamente esplintados com pequena quantidade de resina. Todas as esplintagens com resina foram feitas 20 min antes da moldagem. Adesivo do Impregum foi aplicado nas moldeiras individuais 15 min antes da moldagem final. Quatorze moldagens foram feitas de acordo com cada técnica de transferência com Impregum, totalizando cinquenta e seis moldagens. Para simular a condição intra-oral, o análogo experimental foi mantido em uma estufa úmida a 37°C por 10 min antes de fazer a moldagem. O material de moldagem foi permitido polimerizar por 15 min em uma estufa a 32 °C antes da separação. Os pinos guia foram desparafusados e as moldagens foram separadas do análogo experimental. Réplicas dos pilares em latão foram unidas aos transferentes e mantidas no lugar pelos pinos guia. As quatorze moldagens de cada técnica foram divididas em dois grupos iguais, sete em cada, como se segue: Grupo 1- modelo sólido (Fujirock) espatulado a vácuo por 40s, aguardado o período de presa de 60 min e mantido à temperatura ambiente por no mínimo 24 horas antes das medidas serem feitas; Grupo 2- Zeiser system (modelo troquelado). As medidas foram feitas com um projetor de perfil (Nikon, modelo H-14B, Tóquio, Japão). Cada modelo foi removido do projetor de perfil e recolocado entre as leituras (três para cada modelo). Foram feitas duas medidas horizontais (entre os pilares posteriores AD e anteriores BC) e quatro verticais na altura de cada pilar (A,B,C,D). Não houve nenhuma interação estatisticamente significativa entre as técnicas de transferência de implantes e os sistemas de modelos mestres usados. Média AD= 40,67 a 58,49 µm e BC= 50,73 a 66,86 µm. Diferenças significativas somente foram observadas entre as alterações verticais dos pilares B e D sujeitos às técnicas de transferência II e IV. Entre os sistemas de modelo sólido e troquelado (Zeiser) houve alguma diferença estatisticamente significativa: AD sólido= 61,28 µm e AD troquelado= 39,42 µm; C sólido= 38,49 µm e C troquelado= 22,66 µm; D sólido= 38,55 µm e D troquelado= 21,41 µm. Para todos

os propósitos práticos parece que a técnica não esplintada usando um adequado material de moldagem pode reduzir uma parte da complexidade dos procedimentos de transferência e economizar tempo clínico. O Zeiser system tende a minimizar as distorções das posições dos pilares atribuídas à expansão do gesso. Os autores concluem que: 1- O volume da massa de resina acrílica Duralay usada para unir os transferentes é um fator insignificante na acuracidade das moldagens de transferência. 2- Não há diferença significativa na precisão das moldagens de transferência entre as técnicas esplintadas ou não esplintada. 3- Com o sistema Zeiser foi possível alcançar redução nos erros entre pilares na região posterior dos modelos mestres quando comparado com um sistema de modelo sólido.

Skalak (1993) analisou a distribuição macroscópica de estresse e mecanismos de transferência de cargas onde a justaposição íntima de osso nos implantes de titânio é provida ao nível microscópico. E também apresentou algumas diretrizes qualitativas, relativas ao posicionamento de implantes e ao modo de ação que pode ser esperado da prótese parcial fixa sobre implantes osseointegrados. As conclusões foram as seguintes: 1- A justaposição íntima de osso ao implante de titânio é a característica essencial que permite uma transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimento relativo apreciável ou abrasão. A ausência de qualquer camada intermediária fibrótica permite transmitir a tensão sem qualquer mudança progressiva na união ou contato entre o osso e implante; 2- O uso de um parafuso rosqueado proporciona uma forma de engrenamento com o osso em uma escala macroscópica que permite o desenvolvimento completo da resistência do osso ao cisalhamento ou compressão. Um implante liso e cilíndrico pode requerer uma ligação adesiva para o desempenho satisfatório, mas um com forma de parafuso pode trabalhar seja ou não desenvolvida uma verdadeira união adesiva, contanto que a justaposição de osso e implante seja íntima; 3- A distribuição de uma carga vertical ou lateral aplicada a uma prótese parcial fixa depende do número, arranjo e dureza dos pilares usados, como também da forma e dureza da própria prótese parcial fixa.

Em geral uma prótese parcial fixa rígida distribuirá cargas a vários implantes mais efetivamente. Uma prótese flexível pode ser adequada se a resistência desenvolvida por cada implante puder transmitir a carga total que é aplicada. Prótese parcial fixa com cantilever aumenta a carga no primeiro parafuso mais próximo do cantilever. Moderadas projeções (do cantilever) podem ser toleradas se os implantes forem suficientemente fortes; 4- Uma justa conexão da prótese parcial fixa com os implantes proporciona uma estrutura única que pode agir em combinação com o osso para prover uma maior resistência que a dos implantes ou do osso mandibular sozinhos; 5- Os implantes osseointegrados proporcionam um contato direto com o osso e assim transmitirão quaisquer ondas de tensão ou choques aplicadas aos implantes. Por isto é aconselhável usar um material amortecedor como resina acrílica, nos dentes artificiais utilizados na prótese parcial fixa. Este arranjo permite o desenvolvimento de uma subestrutura dura e forte com adequada proteção de choque em sua superfície exterior.

Em 1993, Inturregui *et al.* investigaram a produção de tensão na estrutura metálica-mestre quando ela foi parafusada e apertada com 10 Ncm sobre os modelos de gesso obtidos por três técnicas de moldagem de transferência para implantes orais osseointegráveis. Somente dois implantes foram usados para simplificar os tipos de força produzidos. Uma estrutura metálica-mestre foi fundida em uma liga de prata-paládio. A estrutura consistia de dois cilindros de ouro conectados por uma barra de 30 mm de comprimento. Duas réplicas de latão associadas aos pinos guia foram apertadas com 10 Ncm na estrutura metálica. Esta estrutura foi fixada em uma base de gesso pedra melhorado. Um total de trinta moldeiras individuais de resina acrílica com uma janela na oclusal, foram feitas (dez para cada técnica). O material de moldagem utilizado foi o poliéter (Impregum). Os pinos guia foram apertados com 10 Ncm. Os moldes foram separados do modelo mestre 6 minutos após o posicionamento da moldeira. Foram utilizadas três técnicas diferentes, I - transferentes quadrados não unidos; II - transferentes quadrados unidos com gesso de moldagem; III -

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

Assif *et al.* (1994) sugeriram uma técnica de moldagem para implantes osseointegráveis que une os transferentes diretamente na moldeira individual de resina acrílica, evitando o uso de resina autopolimerizável e fio dental, diminuindo a distorção e simplificando os procedimentos clínicos. Uma moldagem inicial com os transferentes cilíndricos conectados aos implantes foi realizada com hidrocolóide irreversível e vazou-se o gesso. No mínimo 48 horas antes da moldagem, foi confeccionada uma moldeira individual com alívio apropriado e perfurações para os transferentes quadrados ultrapassarem a superfície superior da moldeira. Uma nova moldagem foi realizada para a construção do modelo de trabalho, utilizando material elastomérico, pela técnica de injeção ao redor dos transferentes. O excesso de material de moldagem é removido até ficar nivelado com a moldeira. Uma resina autopolimerizável foi aplicada ao redor dos transferentes quadrados, unindo-os na moldeira. Após a polimerização, a moldeira foi removida, os análogos adaptados e o modelo de trabalho final foi vazado. A secção esplintada que contém os transferentes foi separada da moldeira com uma fresa, obtendo-se um index para verificar a precisão do modelo de trabalho. A técnica de moldagem apresentada permitiu uma fácil manipulação, diminuição do tempo de trabalho clínico e minimizou a distorção da esplintagem de resina através da construção prévia da moldeira individual e pela técnica de adição incremental.

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

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

Kallus & Bessing (1994) avaliaram a ocorrência de soltura de parafusos de ouro e intermediários após cinco anos da instalação de próteses de arco completo em 50 pacientes (16 na maxila e 34 na mandíbula). Depois da conexão dos pilares, 32 pacientes tiveram seis implantes, 14 pacientes tiveram cinco, e 4 tiveram quatro implantes. As próteses confeccionadas em ouro tipo 3, com dentes de resina acrílica e utilizando componentes do sistema Brånemark, tiveram os parafusos de ouro apertados manualmente, com força máxima em seqüência padronizada. Os resultados foram relacionados a parâmetros clínicos como

precisão da superestrutura, dependência do operador e diagnóstico clínico e radiográfico do estado do implante depois de 5 anos. Os autores concluíram que parece haver correlação clinicamente significativa entre a desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos de ouro, mas os resultados não são totalmente conclusivos, já que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos e próteses com pobre adaptação também podem sustentar parafusos de ouro bem apertados. As falhas dos parafusos de ouro puderam ser relacionadas à desadaptação das próteses e consideradas como sendo dependentes do operador até certo ponto, já que o aperto dos parafusos, a avaliação clínica da adaptação e a adaptação em si são variáveis dependentes do operador, que são afetadas pela destreza manual e força muscular do operador. Segundo os autores, os achados clínicos e radiográficos não suportam a hipótese de que próteses com pobre adaptação poderiam representar risco a longo prazo à osseointegração. É recomendado que próteses fixas de arco completo sejam reapertadas depois de 5 anos.

Aparício (1994) relata que para a manutenção da osseointegração, é essencial que a prótese se ajuste com total passividade, porque a ausência de ligamento periodontal torna o implante incapaz de adaptar a sua posição a uma estrutura não passiva. O sistema tradicional de construção da estrutura metálica por fundição sobre peças torneadas – chamadas de cilindros de ouro no sistema Brånemark – tem sido modificado de tal modo que estas peças são unidas à estrutura metálica por meio de união físico-química. Esta união é alcançada pelo tratamento da superfície metálica com o sistema Silicoater e um cimento de resina composta usando um protocolo de cimentação aperfeiçoado. Contudo, o sucesso final deste método está obviamente limitado pela precisão dos procedimentos de moldagem, porque a cimentação da estrutura protética sobre os cilindros é feita inicialmente sobre os modelos de trabalho, desparafusada e parafusada na boca, onde será permitido o endurecimento final. Neste trabalho, é apresentada a viabilidade clínica desta nova filosofia, demonstrada durante 2 anos. Foram

avaliadas um total de 64 próteses (39 maxilares e 25 mandibulares) suportadas por 214 EsthetiCone (Nobelpharma) ou pilares angulados colocados em 47 pacientes, com um período de observação média de 9 meses. Os resultados mostraram que é possível obter rotineiramente uma prótese metalocerâmica com uma adaptação circular totalmente passiva enquanto é mantida a possibilidade de recuperação (reversibilidades), fazendo desta forma desnecessária a soldagem pós-cerâmica.

Phillips *et al.* (1994) relataram que a maioria dos estudos se focou na distorção do modelo mestre obtido a partir de uma moldagem e nas diferenças entre vários designs de transferentes e técnicas de transferência. Neste estudo foi examinada a posição dos transferentes dentro do molde antes da fabricação do modelo e também comparou as tolerâncias de usinagem de um determinado sistema. As tolerâncias de usinagem podem ser descritas como distorções clinicamente aceitáveis, isto é, essas que não induzem tensão nos componentes durante colocação na boca. O propósito deste estudo foi comparar a precisão de três técnicas de moldagem diferentes usadas por dentistas atualmente. Estas foram: 1- transferentes cônicos; 2- transferentes quadrados e 3- transferentes quadrados unidos com resina acrílica. A posição tridimensional dos transferentes no modelo mestre proporcionou a referência de controle para a comparação direta da distorção ou movimento relativo dos transferentes durante a moldagem. Cinco análogos de implantes (Nobelpharma) foram fixados em um modelo mestre de resina termopolimerizável incolor simulando uma mandíbula desdentada. Cada análogo foi colocado com uma angulação de 10 graus para vestibular e pilares transmucosos (TMA) fixos (20 Ncm). Isto criou um modelo igual à situação clínica com implantes ligeiramente divergente de um ao outro. Transferentes foram fixos (10 Ncm) sobre o modelo mestre e a posição tridimensional deles registrada usando um dispositivo para medição com precisão menor do que 1  $\mu$ m para comparação das moldagens de transferência. Foram feitas moldagens usando três técnicas diferentes com moldeiras especiais fabricadas para permitir um mínimo

de 3 mm de material de moldagem. O material de moldagem usado foi o Impregum (ESPE/Premier) e a resina acrílica para a técnica de esplintagem foi GC Pattern resin, usando fio dental para apoiá-la durante a colocação. Um total de quinze amostras foi preparado usando as três técnicas diferentes. A posição dos transferentes foi medida dentro da moldagem para evitar as distorções criadas pela expansão de presa do gesso. As avaliações estatísticas indicaram que as distorções associadas com os transferentes quadrados foram significativamente menores do que as com os transferentes cônicos e os espécimes esplintados com resina ficaram entre os dois. Para o transferente cônico existem outras variáveis, como a distorção do material de moldagem durante a remoção, causando permanente deformação do mesmo (lembrar que os implantes estão angulados) e também a necessidade de reposicionamento dentro da moldagem. Não houve diferença significativa entre as distorções dos transferentes cônicos e dos transferentes quadrados esplintados com resina. O movimento absoluto total de cada TMA na interface com a réplica de implante variou de 72,3  $\mu\text{m}$  ( $\pm 38,2 \mu\text{m}$ ) para os transferentes cônicos, 53,6  $\mu\text{m}$  ( $\pm 27,2 \mu\text{m}$ ) para os transferentes quadrados esplintados com resina e 35,5  $\mu\text{m}$  ( $\pm 20,7 \mu\text{m}$ ) para os transferentes quadrados. As tolerâncias de usinagem dos componentes Nobelpharma testados neste estudo foram 31,9  $\mu\text{m}$  ( $\pm 14,2 \mu\text{m}$ ) no plano xy. Este valor foi baseado em trabalho previamente realizado na Universidade de Washington. Comparando as tolerâncias de usinagem medidas para o sistema de implante (31,9  $\mu\text{m}$ ) com as distorções no plano xy dos transferentes quadrados (sem resina), esse foi o único grupo que não mostrou nenhuma diferença estatística. O significado clínico deste estudo é que uma técnica de moldagem deveria levar idealmente o menor tempo, se de fácil realização, barata, confortável para o paciente e apresentar os melhores resultados. O transferente cônico cumpre a maioria destes critérios, mas sua inexatidão inerente limita sua utilização. Porém, desde que a técnica com os transferentes quadrados esplintados com resina não mostrou nenhum benefício sobre o transferente quadrado sem resina, o tempo extra e as complicações

envolvidas na criação da esplintagem de resina poderiam ser considerados desnecessários.

Shiau *et al.* (1994) apresentam uma técnica de moldagem modificada com o propósito de obter um modelo mestre mais preciso. A partir de uma moldagem com transferente cilíndrico e hidrocolóide irreversível, é confeccionada uma moldeira individual de resina para a técnica de transferentes quadrados unidos com Duralay. Os transferentes quadrados são numerados, seccionados, colocados em suas corretas posições intraoralmente e unidos novamente com Duralay. Após a polimerização, os parafusos são soltos e verifica-se visualmente a precisão dos transferentes (Esta técnica é realizada apertando um parafuso guia em um pilar terminal e o outro transferente terminal é examinado em busca de uma fenda entre o pilar e o transferente). Os transferentes esplintados são removidos da boca e adaptados aos análogos. Constrói-se um dique de cera e vaza-se gesso. Apenas a metade do comprimento dos análogos fica dentro da matriz de gesso. Após a presa, é dado acabamento neste index de gesso. Retornam-se os transferentes esplintados do index para a boca e verifica-se novamente sua acurácia. Prova-se a moldeira individual e faz-se a moldagem. O index é posicionado dentro da moldagem e apertam-se os parafusos. Vaza-se gesso verificando se o espaço entre o index e a moldagem está sendo completamente preenchido. Dá-se o acabamento e o modelo está pronto.

Assif *et al.* (1996) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de implantes, através de uma matriz metálica mandibular de laboratório que simulava uma situação clínica com cinco análogos de implantes parafusados e colados com resina epóxica. As três técnicas de moldagem foram as seguintes: Grupo 1- transferentes quadrados unidos entre si com resina acrílica autopolimerizável (Duralay); Grupo 2- transferentes quadrados sem união e Grupo 3- transferentes quadrados unidos com resina Duralay diretamente à moldeira individual de resina acrílica. Quinze moldagens usando poliéter (Impregum F) foram obtidas para cada técnica. A análise da precisão de cada técnica foi feita através de um

extensômetro, com base no assentamento (com um torque de 10 Ncm) de uma supra-estrutura metálica (prata/paládio), previamente confeccionada, nos modelos de gesso obtidos pelas moldagens de transferência. As médias dos resultados em microstrains foram: Grupo 1: 138,06; Grupo 2: 293,60 e Grupo 3: 279,13. Verificaram que a união dos transferentes entre si com resina acrílica autopolimerizável mostrou-se significativamente mais precisa do que as outras duas técnicas estudadas.

Cheshire & Hobkirk (1996) investigaram *in vivo* a adaptação de cinco superestruturas mandibulares fabricadas sobre implantes Nobel Biocare, usando um material de moldagem polivinilsiloxano para registrar as discrepâncias. Os cinco pacientes estavam com as próteses em função por pelo menos 8 meses sem problemas clínicos. Após a secção das impressões, as discrepâncias verticais e horizontais foram analisadas em quatro locais usando um microscópio. As discrepâncias obtidas foram medidas não só quando os parafusos dos cilindros de ouro foram apertados manualmente ao máximo, mas também quando apertados com um torquímetro para o valor recomendado de 10 Ncm. O aperto manual produz um torque acima de 10 Ncm. As discrepâncias verticais para os pilares apertados manualmente variaram de 0 µm a 63 µm, com uma média de 14 µm. No grupo apertado mecanicamente, a discrepância vertical variou de 0 a 130 µm, com uma média de 21 µm. As discrepâncias horizontais para os pilares apertados mecanicamente variou de 0 a 140 µm, com média de 31 µm, comparada com uma média de 46 µm e variação de 0 a 113 µm para os pilares apertados manualmente. Uma íntima adaptação foi raramente alcançada. Uma perfeita adaptação ocorre quando as superfícies do implante e prótese estão alinhadas e contatadas sem a necessidade de aplicação de força. Foi concluído que discrepâncias consideráveis existiam ao redor das superestruturas que tinham sido julgadas com adaptação clinicamente aceitável. As discrepâncias foram reduzidas na direção vertical pelo aperto manual dos parafusos de ouro. Erros horizontais levam ao dobramento (flexão) dos parafusos de ouro, resultando em

seu fracasso precoce. A Nobel Biocare tem também declarado que o limite elástico dos parafusos está ao redor de 17-18 Ncm. Por esta razão, o valor de 10 Ncm é recomendado para apertar os parafusos dos pilares. O aperto manual não somente leva ao risco de fratura do parafuso, mas também parece reduzir a discrepância vertical com inevitável transferência de estresse ao implante e aos parafusos.

Coelho (1997) avaliou o comportamento de seis silicones de adição, um poliéter, um polissulfeto, um silicone de condensação e um hidrocolóide irreversível, quando empregados em uma técnica de moldagem e transferência da posição de implantes dentais. Utilizando-se moldeiras individuais padronizadas e um modelo mestre construído em acrílico, no qual foram colocados cinco implantes, realizaram-se cinco moldagens com cada material testado, num total de cinquenta procedimentos de moldagem. As distâncias horizontais entre os componentes análogos dos modelos de gesso obtidos de cada molde foram comparadas com as mesmas distâncias do modelo mestre, com o objetivo de determinar-se as possíveis alterações dimensionais sofridas pelo material moldador. A *análise* dos dados obtidos demonstrou que todos os materiais testados apresentaram alterações dimensionais estatisticamente significantes. O silicone de adição President apresentou a menor alteração dimensional, enquanto o hidrocolóide irreversível Orthoprint apresentou a maior alteração. Finalmente todos os silicones de adição produziram modelos semelhantes, seguidos do poliéter, do polissulfeto, do silicone de condensação e o hidrocolóide irreversível.

Em 1997, Bindra & Heath avaliaram a força de união do adesivo para moldeiras de dois silicones por adição (Provil e Express) e um poliéter (Impregum). Utilizaram moldeiras metálicas de latão, de resina acrílica autopolimerizável e de resina fotopolimerizável. Os pares de placas (cl clinicamente seriam as moldeiras) mediam 45 X 45 mm cada e ficavam separadas (por meio de um jig) 3 mm para assegurar uma uniforme espessura do material de moldagem. As superfícies das placas foram limpas com clorofórmio. Para

remover os restos de adesivo das moldagens anteriores, as placas de resina foram lixadas com granulação 150. O adesivo foi aplicado durante 1 min e deixado secar a 23°C por 15 min. Após a aplicação do material de moldagem, deixou-se tomar presa numa estufa a 37°C com 100% de umidade. Concluíram que o uso de adesivo foi significativo para o Provil e Express, não sendo para o Impregum. Pode-se usar o adesivo do Provil no Express e vice-versa (o adesivo do Provil é até melhor). A falha das siliconas ocorreu na interface adesivo-material de moldagem, ficando adesivo na “moldeira”. Com o Impregum, a maioria das falhas ocorreu na interface adesivo-“moldeira” (portanto aconselha-se usar moldeiras perfurada ou asperizadas). Alguns corpos de prova com Impregum exibiram falha coesiva. Provil e Express aderiram mais fortemente a moldeira de latão, enquanto a combinação Impregum com moldeira de resina fotopolimerizável proporcionou a união mais forte. De fato, as moldeiras de resina fotopolimerizável proporcionaram maior adesão do que as moldeiras de resina acrílica. Nenhuma correlação foi estabelecida entre a velocidade de separação durante os testes e a resistência de união. Baseados nos resultados obtidos, os autores concluem que a aplicação do adesivo resulta num aumento significativo da união entre material de moldagem e moldeira.

Burawi *et al.* (1997) avaliaram a precisão entre a técnica de moldagem esplintada e não-esplintada. Em um modelo mestre de gesso tipo IV com cinco implantes foi construído uma estrutura metálica em ouro sobre cilindros de ouro. Como ficou mal adaptada, ela foi seccionada entre os pilares e unida com cianoacrilato para a realização da soldagem. Marcações foram feitas na estrutura metálica e esta foi seccionada novamente em quatro pontos com um disco diamantado de 0,45 mm de espessura. Trinta moldeiras individuais (com espessura de 3 mm) de resina acrílica perfuradas e com abertura na região dos pilares foram utilizadas para a realização das moldagens. Três depressões localizadoras foram feitas no modelo para padronizar o posicionamento da moldeira durante as moldagens. Adesivo foi aplicado internamente e se estendeu 2 mm externamente à

moldeira. Esperou-se secar por 15 min. As moldagens foram feitas com silicone por adição (Elite) pela técnica de um passo. Injetou-se o material leve com uma seringa misturadora automática ao redor dos pilares e imediatamente a moldeira com o material pesado foi assentada até os stops contactarem a base do modelo mestre. Esperou-se 15 min do início da mistura (o dobro da recomendação do fabricante para compensar a polimerização à temperatura ambiente). A técnica não esplintada utilizada foi a seguinte: os transferentes plásticos tinham esquemas localizadores anti-rotacionais interna e externamente. Eles foram removidos junto com a moldagem. Os transferentes metálicos foram desparafusados dos pilares do modelo mestre e fixados com parafusos de conexão aos análogos de laboratório. Cada conjunto montado de transferente metálico e análogo foi então pressionado para dentro da posição marcada com guias no transferente plástico dentro da moldagem. A técnica esplintada utilizada foi a seguinte: 24 horas antes da moldagem, uma esplintagem com fio dental e Duralay foi feita. Foram feitos cortes para deixar uma fenda de 2 mm entre cada par de transferentes 15 min antes da moldagem ser realizada, as secções de resina acrílica da esplintagem foram unidas com Duralay. A mesma esplintagem de resina acrílica foi usada para transferir os componentes de moldagem do modelo mestre para todos os 15 modelos análogos feitos com a técnica esplintada. Quando necessário, o esplinte foi seccionado e rejuntado como descrito acima. Os parafusos de conexão foram apertados manualmente. As superfícies de assentamento de todos os componentes foram limpas com álcool isopropílico antes de cada procedimento de conexão para todas as técnicas. Todos os moldes foram mantidos à temperatura ambiente (25° C) por 1 hora. O gesso foi proporcionado, misturado manualmente por 15 seg para incorporar a água e então misturado mecanicamente à vácuo por 30 seg. Esperou-se 1 hora antes da separação da moldagem. Os segmentos da estrutura metálica foram apertados em cada um dos trinta modelos com um torque constante de 10 Ncm. Um microscópio de mensuração com precisão de 0,001 mm foi utilizado para a realização das leituras das distâncias entre as linhas marcadas sobre a estrutura. Os autores concluíram que os maiores erros ocorreram no plano horizontal

anteroposteriormente para a técnica esplintada (0,26 a 0,85 mm). Erros desta magnitude poderiam certamente evitar o preciso assentamento da estrutura metálica, necessitando sua secção e soldagem. No plano horizontal mesiodistalmente ambas as técnicas reproduziram estas dimensões com erro mínimo e talvez tolerável clinicamente (0,021 a 0,052 mm). Os erros no plano vertical pareceram ser similares em ambas às técnicas (0,0006 a 0,134 mm) sendo necessárias medidas corretivas em algumas situações.

Em 1997, Hussaini & Wong apresentaram um procedimento clínico e laboratorial para fazer um preciso modelo de trabalho que facilitará a fabricação da fundição sobre o modelo mestre. É realizada na boca a união dos transferentes quadrados com resina acrílica (GC pattern resin) e fio dental. Desparafusa-se o conjunto e secciona-o com um disco fino. Recoloca-se na boca e une-se os espaços criados com resina acrílica ou resina composta fotopolimerizável. A moldagem é feita com polivinilsiloxano usando uma moldeira aberta para ter acesso aos parafusos. Utilizando um pincel ou espátula para cimento, une-se a porção apical dos análogos firmemente com gesso para impressão (expansão de presa de 0,06%). Depois da presa do gesso, secciona-se cada espaço interproximal com um disco fino. Embebe-se por poucos minutos em água de gesso e enxágua-se. Procede-se então a nova união das partes separadas com uma segunda mistura de gesso para impressão. Nesse momento é realizada uma dicagem na moldagem e vazado material para tecido mole ao redor da terminação coronal dos análogos e então completado o vazamento da moldagem com gesso tipo III (expansão de presa de 0,3%). Um modelo foi feito com esta técnica e outro foi feito vazando gesso tipo III sem o procedimento do gesso para impressão. No modelo feito pelo procedimento proposto as fendas entre a cabeça do implante e a estrutura protética (medidas com um microscópio óptico) variaram de 20 a 36  $\mu\text{m}$ , ao passo que no modelo convencional as fendas variaram de 82 a 139  $\mu\text{m}$ . Quando um preciso modelo de trabalho é confeccionado, o dentista pode instruir o laboratório a fundir cada unidade separadamente e soldá-las usando o modelo

mestre como um index. Pelo uso do procedimento proposto, se a fundição final se ajustar no modelo mestre, o dentista deve confiar que ela poderá se adaptar na boca do paciente. Ainda que uma apresentação clínica dificilmente prove a superioridade de um procedimento, esse artigo expõe outro método para ser utilizado, podendo ser testado em um estudo científico.

Em 1998, Goiato *et al.*, relataram que para muitos pacientes edêntulos tem sido indicada a utilização de implantes osseointegráveis no rebordo alveolar remanescente, com o propósito de aumentar a retenção e estabilidade da prótese total. Entretanto, um dos motivos de insucesso de uma prótese total sobre implantes reside na falta de precisão da adaptação do sistema de conexão destas próteses. Este fato é dependente do tipo de material de moldagem e das técnicas de transferência dos componentes protéticos utilizados para a obtenção do modelo de trabalho, onde a moldagem deve reproduzir precisamente os detalhes anatômicos e estabelecer a transferência corretamente. Sendo assim, no sistema Brånemark existem transferentes quadrados e cônicos que se prestam para transferências e se adaptam aos intermediários e suas réplicas. Porém, existem variações de técnicas para a utilização dos mesmos, resultando em pesquisas que procuram identificar a superioridade de uma técnica sobre a outra. O propósito deste estudo foi verificar a alteração dimensional linear em reproduções da matriz metálica com quatro implantes osseointegráveis, efetuadas com três materiais de moldagem e três técnicas de moldagem de transferência. Os materiais de moldagem foram: silicone por adição (Express); silicone por condensação (Optosil-Xantopren) e poliéter (Impregum F). As técnicas de moldagem de transferência adotadas foram: transferentes quadrados adaptados com resina Duralay esculpida em forma quadrada, com a finalidade de reter os transferentes no ato da remoção do molde; técnica com os transferentes quadrados unidos com resina Duralay pela técnica do fio dental; e técnica com transferentes cônicos. Para padronizar a pressão de moldagem, foi colocada uma carga de 1500g sobre a moldeira, suficiente para extrair o excesso de material de moldagem e mantê-lo confinado

em pressão constante. Os transferentes protéticos foram desrosqueados dos modelos de gesso e sobre estes foram rosqueados os transferentes cilíndricos referenciais com as extremidades demarcadas com um ponto central geométrico. As medições foram feitas com um microscópio comparador Carl Zeiss. Todos os materiais de moldagem reproduziram os pontos referenciais da matriz, com valores sem diferença estatística significativa entre si, em todas as técnicas de transferência, exceto o Optosil-Xantopren na técnica do transferente quadrado e na técnica do transferente cônico. A técnica dos transferentes unidos com resina acrílica Duralay não mostrou diferença estatisticamente significativa, sugerindo condições lineares estáveis nos três tipos de materiais de moldagem elastoméricos. Todas as técnicas de transferência produziram alterações dimensionais lineares nos modelos sem diferenças estatisticamente significativas, independente dos materiais de moldagem.

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

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

Em 1999, Gregory *et al.*, descreveram um procedimento que permite cuidadosa correção de bordo e moldagem de um arco desdentado, simultaneamente à transferência dos componentes de moldagem dos implantes. O modelo mestre resultante é preciso em termos de detalhes de tecido mole, posicionamento dos componentes do implante e relacionamento entre tecido mole e implantes. O primeiro passo é uma moldagem de bordo convencional e a moldagem total com uma moldeira individual. Depois que a moldagem for removida da boca, coloca-se os transferentes sobre os implantes. Faz-se aberturas na moldeira com largura suficiente para permitir o seu assentamento na boca sem tocar nos transferentes. Quando a moldagem se assentar completamente e passivamente, uma resina acrílica autopolimerizável ou resina fotopolimerizável é injetada ao redor dos transferentes. Após a polimerização da resina os parafusos e a moldagem são removidos. Os análogos são colocados nos transferentes e o modelo mestre é fabricado através de meios convencionais. O procedimento descrito neste artigo focaliza vários problemas significativos com a moldagem de overdenture sobre implantes. A distância entre os pilares em overdentures torna difícil a esplintagem dos transferentes na boca com técnicas

convencionais (malha de fio dental e resina acrílica autopolimerizável). Porém, há algumas desvantagens neste procedimento de dois passos: como resultado dos buracos na moldeira, algum detalhe de impressão pode ser perdido ao redor do transferentes, mas como a barra e o pilar serão aliviados antes de processar a dentadura, isto não afetará o ajuste da *overdenture*. Outra desvantagem é o tempo clínico extra que é requerido para perfurar os buracos na moldeira e esplintar com resina intraoralmente.

Dumbrigue *et al.* (2000) atestaram que a união dos transferentes com resina acrílica durante os procedimentos de moldagem aumenta a precisão da transferência do relacionamento espacial dos implantes para o modelo mestre. No entanto, distorções podem ocorrer durante o procedimento de esplintagem devido à contração de polimerização da resina. Recomendaram a utilização de barras de resina acrílica entre os transferentes para que a quantidade de resina a polimerizar seja pequena, minimizando assim este efeito. Estas barras são feitas com GC Pattern Resin injetada dentro de canudos com 3 mm de diâmetro. Após pelo menos 17 min, a barra de resina é liberada do canudo, devendo ser usada somente após 24 horas (por causa da contração total de 6,5 a 7,9% ocorrer dentro de 24 horas). A barra de resina é seccionada em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre transferentes adjacentes. Usando a técnica do pincel, as extremidades das barras de resina são unidas aos transferentes com resina acrílica. Deve-se permitir que a resina aplicada endureça por pelo menos 17 min antes da realização da moldagem final (porque 80% da contração da resina ocorre nos primeiros 17 min após a mistura). A moldagem final é efetuada usando uma moldeira individual e o material de moldagem de escolha.

Herbst *et al.* (2000) avaliaram e compararam quatro técnicas de moldagem em termos de sua precisão dimensional para reprodução da posição de implantes nos modelos de trabalho. Uma matriz metálica foi construída com cinco implantes posicionados para simular uma situação clínica, sendo que dois deles apresentavam 8° de inclinação lingual e oito pontos de referência fresados na

matriz metálica. Quatro técnicas de moldagem foram utilizadas: (1) transferentes cônicos, (2) transferentes quadrados, (3) transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay) e (4) transferentes quadrados com extensão metálica lateral de um lado (não esplintados), que apenas encostavam no transferente adjacente (Southern Implants, South Africa). Um torque de 10 Ncm foi aplicado para padronizar o ajuste de cada capuz de cicatrização (com ponto de referência em sua superfície) sobre cada análogo no modelo mestre ou modelos de gesso. A união com resina acrílica Duralay e fio dental foi feita 20 min antes da moldagem ser feita para permitir uma ótima polimerização e corresponder com a situação clínica. O modelo mestre foi mantido em uma estufa com 100% de umidade e a 37°C enquanto foram feitas as moldagens. As moldagens foram feitas com silicone por adição massa/regular (President - Coltene), através da técnica de moldagem simultânea com moldeiras individuais de resina acrílica autopolimerizável (Formatray - Kerr). Quatro modelos foram feitos para cada técnica e foram mantidos a temperatura ambiente por no mínimo 24 horas antes das medições. Os corpos-de-prova obtidos em gesso (Vel Mix - Dentsply), foram analisados em um microscópio de luz reflexiva, capaz de analisar os eixos x, y e z. Observaram que a precisão dimensional foi alta e, ainda que estatisticamente significativa, foi registrada uma diferença máxima de distorção de somente 0,31%. Concluíram que a precisão dimensional de todas as técnicas avaliadas foi excepcional e as diferenças observadas podem ser consideradas desprezíveis clinicamente, sendo, portanto, todas recomendadas para moldagem de transferência dos implantes osseointegrados. Uma implicação clínica destes resultados é que parece não ser clinicamente vantajoso a união dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável.

Lorenzoni *et al.* (2000) afirmaram que a transferência precisa da posição de implantes para o modelo é um pré-requisito para o assentamento passivo da supraestrutura e que estruturas imprecisas resultam em estresse entre os componentes e na interface implante-osso. Os autores compararam três materiais de

moldagem (poliéter - Impregum F regular com moldeira individual de resina acrílica; polivinilsiloxano – pesado/leve com a técnica de um passo e hidrocolóide reverssível) utilizando o sistema de implantes Frialit<sup>®</sup>-2 e a técnica indireta. Foi usado um modelo com oito análogos de implantes Frialit. Quatro pilares do lado direito receberam transferentes feitos de resina acrílica (TC) e os quatro pilares do lado esquerdo ficaram sem TC?. O uso de TCs para melhorar a precisão da transferência foi testado com os três materiais. Seis moldagens do modelo original foram feitas para cada um dos três materiais. Para compensar o retardo do tempo de polimerização na temperatura ambiente, foi aguardado 12 minutos do começo da mistura para os materiais elastoméricos. Os moldes foram vazados com gesso GC Fujirock. As leituras foram realizadas em uma máquina 3D, capaz de localizar pontos no espaço e calcular a relativa distorção dos ângulos de inclinação (rot-XY, rot-XZ, rot-YZ) e o deslocamento tridimensional. Os resultados sugerem que a silicona por adição e o poliéter são os materiais de escolha para os procedimentos de moldagem de transferência para implantes. O uso dos transferentes resultou em redução significativa na rotação no plano XY, mas não melhorou o deslocamento tridimensional absoluto. A silicona por adição com o uso dos transferentes provou ser muito precisa. A comparação entre o poliéter e a silicona por adição mostrou diferença significativa na rotação xy e no deslocamento tridimensional, em favor da silicona. Devido às distorções médias entre a matriz e as réplicas terem sido de aproximadamente 100 µm, o assentamento absolutamente preciso pode não ser conseguido, devido às propriedades físicas dos materiais. Os autores ressaltaram ainda, a necessidade de estudos para avaliar a quantidade de estresse tolerável na interface implante/osso.

Nissan *et al.* (2000) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem pesado-leve usando o mesmo material de moldagem (polivinilsiloxano) em um modelo de laboratório. As três técnicas de moldagem pesado-leve usadas foram:

- (1) Um passo (materiais de moldagem pesado e leve usados simultaneamente);
- (2) Dois passos, com 2 mm de alívio obtidos com transferentes pré-fabricados (o

pesado é usado primeiro como uma moldagem preliminar para criar 2 mm de espaço para o material leve); e (3) técnica de dois passos, com um espaçador de polietileno (espaçador plástico usado na moldagem com o material pesado primeiro e então realiza-se a fase seguinte com o material leve). Para cada técnica, foram feitas quinze moldagens de um modelo mestre de aço inoxidável que continha três preparos para coroa total, o qual foi usado como controle positivo. A precisão foi avaliada medindo seis dimensões (intra-pilar e inter-pilar) nos troquéis obtidos das moldagens do modelo mestre. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as três técnicas de moldagem, para todas as medidas intra-pilar e inter-pilar. Discrepâncias globais da técnica de *dois passos com 2 mm de alívio foram significativamente menores* do que nas técnicas de moldagem de um passo ou dois passos com um espaçador de polietileno. A técnica de moldagem de dois passos com 2 mm de alívio foi a mais precisa para fabricar troquéis de gesso.

Vigolo *et al.* (2000) avaliaram *in vitro* a precisão de modelos obtidos a partir de moldagens de transferência utilizando transferentes quadrados para reposição de um único dente. Os transferentes foram divididos em dois grupos, sendo que no primeiro grupo os transferentes foram utilizados como fornecidos pelo fabricante e no segundo grupo receberam jateamento (óxido de alumínio de 50 µm a pressão de 2,5 atmosferas) seguido de aplicação do adesivo para moldeira. Um modelo de resina com um implante unitário localizado na região do 2º pré-molar superior direito foi usado para simular uma situação clínica. Antes de cada procedimento de moldagem, o transferente quadrado foi parafusado ao implante do modelo de resina usando um torquímetro calibrado para 10 Ncm. As moldagens para transferência foram feitas com poliéter (Impregum - Espe) espatulado em um espatulador mecânico (Pentamix, ESPE) para os dois grupos estudados. O adesivo do Impregum foi aplicado em cada moldeira individual de resina (Palatray LC, Kulzer Heraeus) 1 hora antes das moldagens serem feitas. Vinte moldagens foram feitas para cada grupo. Vinte e quatro horas após a

moldagem, a réplica do implante foi parafusada no transferente e a moldagem vazada com gesso pedra tipo IV (New Fujirock, GC). Os modelos obtidos foram analisados em um perfilômetro (Nikon modelo V-12) para verificação de possível mudança na posição (rotação) do hexágono das réplicas dos implantes nos modelos de gesso, em comparação com o modelo de resina. Observaram que a mudança de posição do hexágono nas réplicas foi significativamente menor nos modelos obtidos com os transferentes modificados do que com os transferentes não preparados. Concluíram que a precisão da moldagem de transferência aumenta quando os transferentes são asperizados e cobertos com o adesivo do material de moldagem.

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

Wee (2000) avaliou a quantidade de torque necessária para girar os transferentes quadrados em vários materiais de moldagem enquanto apertava as réplicas dos pilares e comparou a precisão dos modelos obtidos dos procedimentos de moldagens de transferência pela técnica direta com diferentes materiais de moldagem. O modelo mestre foi uma matriz metálica com cinco réplicas de pilares em aço inox separados 12 mm um do outro. O propósito deste estudo não foi avaliar o relacionamento pilar-estrutura metálica. Este estudo só avaliou a distorção da resultante translacional (eixos x, y e z) das réplicas de pilares de uma para outra. Os materiais de moldagem utilizados foram: poliéter (Impregum), silicone por adição (Extrude), silicone por condensação (Elasticon) e polissulfeto (Permlastic), todos com diferentes viscosidades. A falta de torque detectável ao usar combinações de consistências alta/média ou alta/baixa mostra nenhuma vantagem em usá-las para moldagem de implante pela técnica direta. O design da maioria dos transferentes não é complicado o bastante para requerer que um material de moldagem de consistência baixa seja injetado ao redor deles. Os transferentes quadrados foram apertados manualmente na matriz metálica. Foram feitas trinta moldagens do modelo mestre, dez para cada um dos três materiais de moldagem que tiveram valores de torque detectáveis: poliéter média viscosidade; silicone de adição alta viscosidade; e polissulfeto média viscosidade. O torque no momento do giro do transferente no interior do molde foi calculado por um aparelho chamado Computriver. A exatidão das transferências foi verificada através de medição, em microscópio comparador, das distâncias lineares entre os componentes referenciais (esferas de aço) adaptados em cada análogo. Foi necessário maior torque para girar o transferente no molde de poliéter de média viscosidade ( $141,3 \times 10^{-3}$  mN), seguido pela silicona por adição de alta viscosidade ( $71 \times 10^{-3}$  mN), enquanto que para o polissulfeto um torque menor ( $51,5 \times 10^{-3}$  mN) foi suficiente para girar o transferente. Os modelos obtidos a partir de moldagens com o poliéter de média viscosidade (distorção média de 16,2  $\mu$ m) ou silicona por adição de alta viscosidade (15,2  $\mu$ m) foram significativamente mais precisos do que o polissulfeto (26,2  $\mu$ m), sendo recomendados para

moldagens de transferência em implantodontia. De um ponto de vista clínico, os resultados deste estudo apóiam o uso de poliéter para moldagens de múltiplos implantes em desdentados. A rigidez do poliéter provê resistência ao deslocamento acidental dos transferentes nas moldagens de implante. Porém, uso de poliéter para uma moldagem de um arco parcialmente desdentado também apresenta aumento da dificuldade para a remoção da moldagem intra-bucal. Silicones de adição de consistência alta e polissulfeto de consistência média são materiais alternativos viáveis de escolha para dentistas experientes. Silicone de adição com seu módulo de elasticidade mais favorável permite fácil remoção da moldagem.

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

Pinto *et al.* (2001) compararam três técnicas de moldagens em um modelo padrão de polietileno simulando uma mandíbula edentada com três implantes. As moldagens foram feitas com polissulfeto utilizando-se uma moldeira individual de resina acrílica com abertura superior na região dos implantes para propiciar acesso aos componentes de moldagem quadrados dos grupos II e III (unidos com Duralay). Para as moldagens com os componentes cônicos (grupo I) a abertura da moldeira foi fechada com cera para impedir o extravasamento do material de moldagem. A moldeira apresentava localizadores que possibilitavam o seu posicionamento no modelo padrão sempre na mesma posição. Foram obtidos dez moldes para cada grupo, sendo que durante as moldagens, as moldeiras recebiam uma pressão constante de 400g por 20 min. Os moldes foram imediatamente vazados com gesso tipo IV (Vel-mix) e separados após duas horas. As medidas dos modelos de gesso foram efetuadas em um perfilômetro (Starret Sigma VB 300, North Yorkshire) medindo-se as distâncias entre as bordas internas de cada réplica para serem comparadas às originais (feitas no modelo padrão). Assim como no modelo padrão, cada leitura foi repetida três vezes e a média aritmética correspondia à distância horizontal entre as réplicas. Embora não tenha ocorrido diferença significativa do ponto de vista estatístico entre as medidas horizontais dos três grupos, o que significa que as três técnicas forneceram modelos semelhantes nas dimensões analisadas, quando se analisa comparativamente essas medidas com as do modelo padrão, observam-se diferenças estatisticamente significativas (apresentando os modelos de gesso distâncias horizontais maiores do que as originais). Baseado nos resultados deste estudo é de se esperar que a sequência de procedimentos para obtenção de infraestruturas para próteses fixas realizadas sobre modelos obtidos por qualquer uma dessas três técnicas resultaria em pressões indevidas ou adaptações deficientes, tornando difícil a obtenção da tão pretendida e desejável adaptação passiva. Por esse motivo, parece óbvio que a soldagem entre as partes ou a divisão das próteses por meio de encaixes de semi-precisão são métodos que diminuiriam a incidência de tensões na interface prótese / implante / osso.

Sahin & Çehreli (2001) fazem uma revisão da significância clínica do ajuste passivo e dos fatores que afetam o ajuste final de estruturas suportadas por implantes. Um dos principais desafios para um protesista é a entrega de uma prótese aceitável que não comprometa a longevidade do tratamento. Ajuste passivo (sinônimo de "ajuste ideal") é assumido ser um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da interface osso-implante. Para prover ajuste passivo ou uma superestrutura livre de tensões, a estrutura deveria, teoricamente, induzir absolutamente tensão zero nos componentes do implante e no osso circunvizinho, na ausência de uma carga externa aplicada. Esta exigência vital pode ser provida por um contato completo e simultâneo das superfícies internas de todos os retentores por todos os pilares. Estrutura com ajuste absolutamente passivo não foi alcançada nas últimas três décadas. Apesar de não haver um consenso, existem várias sugestões relativas ao nível aceitável de desajuste. Levando em conta o conhecimento atual, embora haja reivindicações que o ajuste passivo seja um fator governante para a manutenção de osseointegração e sucesso dos implantes, há uma tendência contrária crescente na literatura pertinente. Os procedimentos laboratoriais e clínicos empregados na fabricação de estruturas são inadequados para oferecer um ajuste absolutamente passivo para superestruturas fixas suportadas por implantes e requerem pesquisa e desenvolvimento adicionais. Obter um ajuste passivo não parece ser possível e pode ser na realidade desnecessário (embora algumas complicações protéticas sejam atribuídas à falta de um ajuste passivo, seu efeito no sucesso dos implantes é questionável).

Wise (2001) comenta que a impressão e o modelo sobre o qual uma prótese fixa implanto-suportada é fabricada têm que reproduzir o relacionamento intra-oral com precisão. O ajuste de próteses fixas fabricadas em modelos mestre vazado em gesso pedra melhorado tipo IV (Vel-Mix, Kerr – expansão de presa de 0,08%) e em um gesso de moldagem de baixa expansão (Gnathostone, Zeus - expansão de presa de 0,02%) foi investigado *in vitro*. Uma impressão utilizando-se

de transferentes quadrados e gesso para moldagem foi feita para cada uma das réplicas de pacientes com distâncias inter implante-pilar de 50 e 35 mm. Por ser um material rígido, o gesso de moldagem reduziu a possibilidade do torque usado para apertar a réplica do pilar dentro do transferente causar a sua movimentação dentro do molde. Para cada uma das moldagens, dez modelos mestres foram vazados com gesso Velmix e dez com Gnathostone. Uma “prótese fixa simulada” em gesso de moldagem foi fabricada sobre cada modelo mestre e então retornada em uma ordem aleatória à apropriada réplica do paciente. As próteses fixas foram parafusadas em um pilar com uma torque de 10 Ncm. Discrepâncias verticais foram medidas no outro pilar (através da projeção com um aumento de 50 vezes dos slides feitos com uma máquina fotográfica Nikon F-90X com uma lente para macrofotografia Micro Nikkor 50 mm). Para a distância inter-pilares de 50 mm, modelos de gesso Velmix produziram uma discrepância vertical média de 80  $\mu\text{m}$  (desvio padrão = 32,50  $\mu\text{m}$  e variação de 36,7 a 153,3  $\mu\text{m}$ ). Modelos com o gesso de baixa expansão produziram uma discrepância vertical média de 42,8  $\mu\text{m}$  (desvio padrão = 12,17  $\mu\text{m}$  e variação de 20 a 60  $\mu\text{m}$ ). As médias foram significativamente diferentes ( $P = 0,01$ ). Para a distância inter-pilares de 35 mm, as discrepâncias verticais médias produzidas pelo gesso Vel-Mix e pelo gesso de baixa expansão foram 84,33  $\mu\text{m}$  (desvio padrão = 49,9  $\mu\text{m}$  e variação de 0 a 153,3  $\mu\text{m}$ ) e 0  $\mu\text{m}$  (desvio padrão = 0), respectivamente. As médias foram significativamente diferentes ( $P < 0,001$ ). Uma diferença significativa foi encontrada entre as médias das discrepâncias verticais de próteses fixas produzidas a partir de modelos de gesso de baixa expansão com distâncias inter-pilares de 50 mm e de modelo de gesso de baixa expansão com distâncias inter-pilares de 35 mm ( $P = 0,003$ ). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as médias das discrepâncias verticais para próteses fixas fabricadas em modelos de gesso pedra melhorado (Vel-Mix). Neste estudo *in vitro*, modelos vazados com gesso de baixa expansão limitados a uma dimensão inter-pilares de no máximo 35 mm foram mais precisos do que modelos com distâncias inter-pilares de 50 mm ou do que aqueles vazados com gesso pedra melhorado (Vel-Mix). *Observações:* (1) Por

causa da menor resistência compressiva do gesso de moldagem quando comparada ao gesso pedra melhorado (Gnathostone = 610 kg/cm<sup>2</sup>, Velmix = 840 kg/cm<sup>2</sup>) e por causa da dificuldade para espatular a vácuo o gesso de moldagem, é recomendado que os troquéis mestres para dentes preparados não sejam vazados neste material; (2) Quando as próteses fixas de gesso de moldagem foram reposicionadas sobre os seus respectivos modelos mestres, trinta e sete das quarenta próteses tiveram uma discrepância de 0 µm e três tiveram uma discrepância de 10 µm, demonstrando a ótima qualidade do gesso de moldagem para a realização da união dos transferentes.

Ness *et al.* (1992) conduziram um estudo *in vitro* para determinar a precisão do ajuste aos pilares dos implantes de três resinas acrílicas quando utilizadas para confecção de estrutura para próteses implantossuportadas (Relate - Parkell, um vinilmetilmetacrilato; GC Pattern Resin - GC, um polimetilmetacrilato; Duralay - Loctite, um polimetilmetacrilato). Para tal análise, construíram um modelo mestre em resina acrílica Ivovap (Ivoclar) contendo cinco implantes Nobelpharma de titânio. Usando este modelo, cinco estruturas de resina acrílica padronizadas em forma de arco foram fabricadas para cada resina acrílica testada. Duralay foi a mais fluida e permitiu fácil injeção. GC foi a mais viscosa e teve o tempo inicial de presa mais rápido. Os padrões fabricados permaneceram no modelo mestre por 24 horas antes de serem removidos e subsequentemente mensurados (realização das leituras em três direções x, y, z). Mensurações foram feitas antes da fabricação dos padrões, com os cilindros de ouro sobre seus respectivos pilares e após a fabricação dos padrões, quando os padrões tinham sido removidos do modelo mestre. Os resultados deste estudo mostraram que havia uma diferença significativa na precisão entre as resinas acrílicas testadas e que nenhuma delas foi completamente precisa. A diminuição da largura do arco ou deslocamento no eixo x e a diminuição do comprimento do arco ou deslocamento na direção y poderiam causar desalinhamento do cilindro de ouro com o seu pilar, no plano horizontal. Clinicamente isto poderia parecer como um degrau horizontal

entre o cilindro de ouro e o ou deslocamento no eixo z poderia causar tanto uma fenda vertical quanto um contato prematuro entre um cilindro e seu pilar. Ambas GC e Duralay exibiram um abaixamento da extremidade do arco ao passo que Relate exibiu um levantamento da extremidade do arco. Do ponto de vista de ajuste do padrão no paciente, as distorções de diminuição do comprimento e largura do arco e deflexão na extremidade do arco são somente partes da necessidade de precisão. Se a tolerância de usinagem entre o cilindro de ouro e o seu pilar permitir um movimento lateral (x ou y) maior que os deslocamentos computados, então estes deslocamentos podem não ser significantes. Qualquer deslocamento no eixo z, contudo, impõe uma carga que força os cilindros a entrar em contato com os pilares. Nas estruturas feitas com resina Duralay ou GC, os cilindros terminais devem ser puxados para cima e os cilindros centrais puxados para baixo para conseguir contato com os pilares. A fabricação de uma estrutura monobloco de resina mostrou induzir distorções que se duplicadas (ou aumentadas) na fundição da estrutura metálica, poderiam fazer surgir uma pré-carga no sistema estrutura-implante. Concluíram que as três resinas sofreram distorções (causaram deslocamento dos cilindros de ouro) sob as condições testadas. Quando analisadas as diminuições na largura do arco, as resinas GC e Relate produziram deslocamentos significativamente menores do que os produzidos pela resina Duralay. Diminuições em comprimento foram significantes apenas entre Relate

Goiato *et al.* (2002) relataram que para muitos pacientes edêntulos, a indicação de implantes osseointegráveis são soluções encontradas na atualidade para aumentar a retenção e estabilidade da Prótese Total. A adaptação do sistema de conexão dessas próteses depende do tipo de material de moldagem e das técnicas de transferência. O propósito neste estudo foi verificar a alteração dimensional na reprodução de uma matriz com dois implantes, com base soft simulando a mucosa, efetuada com três materiais de moldagem (pasta zinco-eugenólica Lysanda, poliéter Impregum F e alginato Jeltrate) e 3 técnicas de

transferência (transferentes cônicos, quadrados e quadrados unidos com fio dental recoberto com resina Duralay). Comentaram que os transferentes cônicos, ao serem reposicionados no interior do molde, podem ser posicionados de maneira errada, bem como no ato vibratório, durante o preenchimento do gesso. Como resultados, apresentaram o seguinte: (1) todos os materiais de moldagem e as técnicas de transferência, entre si, apresentaram alterações dimensionais; (2) o alginato apresentou diferença estatisticamente significativa entre os demais materiais, com exceção da técnica com o quadrado unido, e também apresentou diferença entre si, estatisticamente, entre as técnicas de moldagem de transferência; (3) Os materiais de moldagem poliéster e pasta de óxido de zinco e eugenol não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si e em relação às técnicas de moldagem.

Nissan *et al.* (2002) afirmaram que variações do alívio na técnica de moldagem pesado-leve podem resultar em alterações dimensionais proporcionais a espessura do material leve. O propósito deste estudo foi determinar a quantidade de alívio necessária para obter modelos de gesso precisos com o uso da técnica de moldagem em dois passos usando o material de moldagem polivinilsiloxano (President-Plus). Um total de quarenta e cinco moldagens foram feitas de um modelo mestre de aço inoxidável, quinze moldagens para cada espessura do material leve (1, 2 e 3 mm). O modelo continha três preparos para coroa total que foram usados como o controle positivo. Foi usada uma moldeira metálica perfurada pincelada com o adesivo fornecido pelo fabricante. Os passos laboratoriais realizados foram: Moldagem com o pesado e espera de 10min. Remoção dos alívios, moldagem com o leve e espera de 12min (o tempo de presa recomendado pelo fabricante foi dobrado para compensar a moldagem feita à temperatura ambiente de 25°C ao invés da temperatura bucal). Todas as moldagens foram armazenadas à temperatura ambiente de 25°C por 1 hora antes do vazamento. Gesso pedra melhorado foi espatulado manualmente para incorporar água e então misturado mecanicamente à vácuo por 15s. Foi utilizado

vibrador durante o vazamento e esperou-se 1 hora antes de separar o modelo. Cada medida dos corpos-de-prova foi feita três vezes. A medição do modelo mestre foi feita dez vezes. A precisão foi avaliada medindo seis dimensões (oclusogengivais e inter-pilares) nos troquéis obtidos pelas moldagens do modelo mestre. Alterações nas dimensões verticais (oclusogengivais) foram maiores do que as horizontais (inter-pilares). Este fenômeno ocorreu devido ao material de moldagem contrair em direção às paredes da moldeira, fazendo o modelo de gesso mais largo no aspecto horizontal e mais curto no aspecto vertical. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos de espessura de material leve, para todas as medidas oclusogengivais e inter-pilares. As discrepâncias globais dos grupos que usaram espessuras de 1 e 2 mm foram menores do que o grupo com 3 mm de espessura. Então, espessuras de 1 e 2 mm do material leve foram muito mais precisas para fabricar troquéis. Isto pode ser obtido usando a coroa temporária para criar o espaço desejado para o material leve, durante a moldagem preliminar com o material pesado. Espessuras maiores que 2 mm foram inadequadas para obter troquéis precisos.

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

e é permitido aos dois materiais de moldagem tomarem presa. Remove-se a moldeira, conecta-se os análogos dos implantes e o modelo de trabalho final pode ser vazado.

De La Cruz *et al.* (2002) comentaram que jigs de verificação de implantes são habitualmente usados durante a fabricação de próteses implantossuportadas e a precisão dimensional destes jigs é desconhecida. Os autores compararam a precisão dimensional de jigs de verificação com a de procedimentos de moldagem convencionais; mediram a precisão dimensional de três resinas usadas para fabricar jigs de verificação. Foram feitos trinta jigs de verificação e vinte moldagens de três implantes com sextavado externo Steri-Oss (parafusados em uma base de alumínio usinada e fixos com resina epóxica – os pilares receberam torque de 35 Ncm) de acordo com os seguintes grupos (dez amostras para cada grupo): Grupo 1- Jig de GC pattern resin (polimetilmetacrilato); Grupo 2- Jig de resina Duralay (polimetilmetacrilato); Grupo 3- Jig de resina Triad gel (uretanodimetacrilato); Grupo 4- Moldagem com transferentes para moldeira fechada e Grupo 5- Moldagem com transferentes para moldeira aberta. Uma base de gesso foi fabricada para cada Jig experimental e moldagem. Os cortes nas barras de plástico foram feitos com disco diamantado extrafino (250  $\mu$ m de espessura). Isto permitiu o relaxamento de potenciais forças causadas pela contração da resina. Uniram-se as regiões cortadas 24 horas após. Base de alumínio e bases de gesso experimentais foram medidas com o seguinte método: coordenadas X e Y do centro de cada implante foram obtidas com um microscópio calculando a média das coordenadas X e Y dos cantos dos implantes de hexágono externo. As origens das coordenadas durante a medida de cada base foram arbitrárias. As distâncias entre os pontos do centro dos implantes foram calculadas pelo uso do teorema de Pitágoras. Medidas verticais (plano-Z) foram obtidas com um calibrador digital nos dois locais terminais do implante. Distâncias interimplantes e medidas verticais foram subtraídas daquelas da base mestre e os valores de distorção resultantes foram analisados. Jigs de verificação

não foram significativamente mais precisos do que procedimentos de moldagem comuns. Moldagens com moldeira aberta mostraram uma distorção vertical significativamente maior comparada com os outros grupos. Jigs de Triad gel mostraram uma distorção significativamente maior em uma distância interimplantes (C-L) do que as moldagens com moldeira fechada, ao passo que jigs de Duralay exibiram distorção significativamente maior do que moldagens com moldeira fechada, moldeira aberta e jig de GC pattern resin na distância interimplantes R-C. Embora não tenha havido nenhuma diferença significativa nos outros grupos, o grupo de moldeira fechada mostrou os mais baixos valores médios de distorção em todas as medidas. Concluíram que, a precisão provida por jigs de verificação não foi significativamente superior aos procedimentos de moldagem comuns. Os resultados sugerem que fabricação de jig não melhora a precisão dimensional dos modelos de gesso.

Abdullah & Talic (2003) avaliaram a resistência à tensão de dois sistemas de materiais de moldagem (polissulfeto e polivinilsiloxano) para dois materiais de moldeira individual (resina acrílica ativada quimicamente e fotopolimerizável). O efeito da polimerização dos materiais para a confecção das moldeiras diretamente contra a cera espaçadora e a folha de estanho foi avaliado para cada material. O uso de folha de estanho sobre o material espaçador tem sido recomendado para prevenir qualquer resíduo de cera remanescente na moldeira individual, uma vez que a cera pode interferir com a adesão dos materiais de moldagem elastoméricos. A polimerização dos materiais para a confecção de moldeiras contra folha de estanho aumentou significativamente as forças de adesão do polissulfeto e polivinilsiloxano às resinas acrílica VLC e autopolimerizável. A combinação de polivinilsiloxano e VLC polimerizada contra folha de estanho produziu as maiores adesões. A moldeira de resina VLC gerou maior força de união do que a resina acrílica autopolimerizável quando polimerizada contra folha de estanho.

Vigolo *et al.* (2003) relataram que a movimentação dos transferentes dentro do material de moldagem durante as fases clínicas e laboratoriais pode causar inexatidão na transferência do posicionamento espacial dos implantes da cavidade oral para o modelo mestre. Este estudo *in vitro* avaliou a precisão de três diferentes técnicas de moldagem usando poliéster de média viscosidade (Impregum Penta) para obter os modelos. Foram fabricados um modelo metálico com seis implantes e uma estrutura metálica que se ajustava passivamente a ele. Um total de quarenta e cinco moldagens deste modelo foram feitas com transferentes quadrados. Três grupos com quinze modelos cada foram formados a partir das diferentes técnicas de moldagem: grupo 1- transferentes quadrados; grupo 2- transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay (fabricada um dia antes da moldagem, sendo seccionada entre os transferentes e unidas novamente antes do procedimento de moldagem) e grupo 3- transferentes quadrados jateados e recobertos com o adesivo de moldagem indicado pelo fabricante. Os modelos de gesso Die stone (novo Fuji Rock; GC Corp, Tokyo, Japão) foram fabricados com o sistema de troquelamento Zeiser (Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, Alemanha) para evitar os problemas relativos a expansão de presa do gesso. Como a estrutura metálica foi ajustada passivamente ao modelo metálico, não foi encontrada nenhuma resistência ou báscula perceptível visualmente, sendo então utilizada como controle para avaliação da precisão do ajuste passivo. A precisão de posicionamento dos pilares foi numericamente avaliada com um perfilômetro Nikon (modelo V-12, Nikon Corp, Nippon Kogaku, Japão) com uma ampliação de 10 vezes, fornecendo uma precisão de 2  $\mu\text{m}$  em relação às distâncias horizontais entre os dois pilares mais posteriores e os dois pilares mais anteriores. Os dados foram analisados com uma análise de variância com um critério de classificação ( $\alpha = 0,05$ ), seguida pelo método de Student Newman-Keuls ( $P = 0,05$ ). Exame visual dos modelos do grupo 1 revelou discrepâncias entre um ou mais pilares e a estrutura metálica. Análise visual dos modelos dos grupos 2 e 3 revelaram perfeita adaptação da estrutura metálica a todos os 6 pilares. Foi verificada diferença estatisticamente significativa entre as três técnicas

de moldagem ( $P < 0,001$ ). O procedimento de Newman-Keuls descobriu diferenças significativas entre os grupos, com os modelos dos grupos 2 e 3 sendo significativamente mais precisos que os modelos do grupo 1 ( $P = 0,05$ ). A distância entre os pilares 1 e 6 comparada ao modelo metálico foi  $78,16 \mu\text{m}$  ( $DP \pm 22,14$ ) maior nos modelos do grupo 1;  $33,83 \mu\text{m}$  ( $DP \pm 5,4$ ) maior nos modelos do grupo 2 e  $31,72 \mu\text{m}$  ( $DP \pm 4,6$ ) maior nos modelos do grupo 3. As distâncias entre os pilares mais anteriores também foram maiores que as registradas no modelo metálico. A distância foi  $67,91 \mu\text{m}$  ( $DP \pm 15,34$ ) maior nos modelos do grupo 1;  $31,42 \mu\text{m}$  ( $DP \pm 7,6$ ) maior nos modelos do grupo 2 e  $30,34 \mu\text{m}$  ( $DP \pm 6,4$ ) maior nos modelos do grupo 3. Dentro das limitações deste estudo, os modelos mais precisos foram obtidos das técnicas de moldagem com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay (grupo 2) ou com os transferentes quadrados jateados e recobertos com adesivo (grupo 3).

Assunção *et al.* (2004) avaliaram a exatidão do processo de transferência sob condições variáveis com relação a angulações dos análogos de implantes, materiais e técnicas de impressão. Sessenta réplicas de uma matriz de metal (controle) contendo quatro implantes a 90, 80, 75 e 65 graus em relação à superfície horizontal foram obtidas empregando-se três técnicas de impressão: T1 - técnica indireta com transferentes cônicos em moldeiras fechadas; T2 - técnica direta com transferentes quadrados em moldeiras abertas; e T3 - transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável e 4 elastômeros: "P" - polissulfeto; "I" - poliéter, "A" - silicone de adição e "Z" - silicone de condensação. Os valores das angulações dos análogos dos implantes foram avaliados por um perfilômetro (precisão de 0,017 graus) e então, submetidos a análise de variância para comparações ao nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ). Para o análogo de implante a 90 graus, o material "A" associado com T2 e o material "Z" com T3 comportaram-se diferentemente ( $p < 0,05$ ) de todos os grupos. A 80 graus, todos os materiais comportaram-se diferentemente ( $p < 0,01$ ) com T1. A 75 graus, quando T1 estava associado, os materiais "P" e "A" mostraram comportamento semelhante,

bem como os materiais “T” e “Z”, contudo, “P” e “A” foram diferentes de “I” e “Z” ( $p < 0,01$ ). Quando T3 estava associado, todos os grupos experimentais comportaram-se diferentemente entre si ( $p < 0,01$ ). A 65 graus, os materiais “P” e “Z” comportaram-se diferentemente ( $p < 0,01$ ) do grupo de controle com T1, T2 e T3. Os materiais “I” e “A” comportaram-se diferentemente do grupo de controle ( $p < 0,01$ ) quando T1 e T2, respectivamente, estavam associados. Concluíram que, quanto mais perpendicular for a angulação do análogo do implante em relação à superfície horizontal, mais exata será a impressão. Os materiais de melhor desempenho e, portanto, indicados para as moldagens de transferência de implantes foram poliéster e sílica por adição e a técnica mais satisfatória foi a técnica com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica.

Naconecy *et al.* (2004) avaliaram a deformação de uma estrutura metálica conectada a quinze modelos de gesso tipo IV (GC FujiRock EP) fabricados usando três técnicas de transferência para determinar o procedimento de moldagem mais preciso. O material de moldagem utilizado foi o poliéster Impregum F usando um dispensador de material de moldagem Pentamix®2. Foram confeccionadas três moldeiras individuais de resina foto ativáveis, sendo duas abertas e uma fechada. Foram feitos cinco modelos de gesso a partir de moldagens de um modelo mestre de resina epóxica (com cinco análogos de pilares de implantes) para cada técnica de transferência. Grupo 1: modelos foram criados pela técnica direta esplintada (transferentes quadrados unidos com pinos de aço carbono com 2,5 mm de diâmetro e resina acrílica GC Pattern Resin); Grupo 2: modelos foram feitos pela técnica de direta não esplintada (transferentes quadrados); e Grupo 3: foram fabricados modelos usando a técnica indireta (transferentes cônicos). Dezesesseis extensômetros foram colados ao longo das quatro superfícies da estrutura metálica (anterior, posterior, superior e inferior) para que se pudesse captar o grau de deformação da estrutura para cada modelo de gesso. Os dados de deformação foram analisados usando análise de variância e o teste de Tukey aos níveis de 0,05 e 0,01 de significância. Modelos do grupo 1

permitiram uma reprodução mais precisa da posição dos análogos comparada aos modelos feitos usando-se as outras técnicas. Nenhuma diferença significativa foi achada entre as técnicas direta não esplintada (grupo 2) e técnica indireta (grupo 3). Embora alguns estudos avaliaram técnicas de transferência com metodologia semelhante, este estudo demonstrou uma distribuição dos extensômetros de uma maneira mais satisfatória para registrar deformações da estrutura em todas as direções e simultaneamente compensar os efeitos de variação de temperatura. A técnica direta esplintada foi o método de transferência mais preciso para múltiplos pilares comparada às técnicas direta não esplintada e indireta.

Sakuno, (2004) avaliou a precisão de duas técnicas de moldagem para prótese sobre implantes em função da técnica de moldagem (com e sem ferulização de resina acrílica), e da inclinação do implante em relação ao rebordo alveolar. Foi confeccionada uma matriz de alumínio, na qual foram inseridos quatro implantes de 3.75 mm de diâmetro. Os implantes foram inseridos na matriz de modo que cada um tinha uma inclinação diferente (89,643; 74,355; 59,124; 45,186 graus). Esses implantes foram moldados com transferentes quadrados para implantes de hexágono interno ( Conect Grip, Conexão Sistemas de Prótese Ltda). Foram realizados 20 moldes, sendo que 10 foram feitos sem ferulização. A ferulização foi feita amarrando-se os transferentes com fio dental e aplicando-se resina acrílica por meio da técnica do pincel. Todos os moldes foram feitos com uma silicona de adição. Os modelos de gesso obtidos foram levados a um microscópio óptico para que se pudesse medir o ângulo formado entre superfície da base do gesso e a superfície externa do pilar intermediário. Os resultados obtidos, em graus, foram utilizados para que se estabelecesse o índice de distorção em cada um dos implantes moldados. Esse índice foi calculado utilizando-se a seguinte fórmula: índice de distorção =  $A1 - A2$ , onde, A1 é o ângulo obtido para o implante do modelo mestre e A2 é o ângulo medido no implante correspondente no modelo de gesso. Os índices foram transformados em módulo já que o sentido da distorção não foi considerado relevante. As médias de

índice de distorção foram calculadas (para cada grupo experimental) a partir de 10 dados referentes a cada uma das inclinações em estudo. Os dados do experimento foram tratados por meio de análise de variância de dois fatores, sendo que, quando necessário, o teste de Tukey foi utilizado para contraste de médias com nível global de significância de 5%. Os fatores considerados no modelo estatístico foram: a) tipo de moldagem (com e sem férula); e b) ângulo do implante no modelo mestre (89,643; 74,355; 59,124; 45,186 graus). Os resultados mostraram que os dois fatores em estudo foram significativos ( $p < 0,05$ ). Assim, a média global de índice de distorção quando se utilizou a ferulização com resina acrílica foi significativamente maior (0,680 graus) do que a média global obtida quando a férula não foi realizada (0,424 graus). O fator ângulo do implante no modelo mestre também foi estatisticamente significativo ( $p = 0,000$ ). A comparação entre as médias globais em função do ângulo do implante no modelo mestre mostra que a média global de índice de distorção referente ao implante com angulação de 45,186 graus foi significativamente maior do que as médias referentes a todas as outras angulações. A interação entre os dois fatores estudados foi estatisticamente significativa ( $p = 0,000$ ). Com base nos resultados foi possível concluir que: 1) considerando-se o transferente Conect Grip, a técnica de moldagem que não utiliza a ferulização com resina acrílica resulta em menor distorção do que a técnica que utiliza a ferulização; e 2) a inclinação do implante em relação ao rebordo alveolar interfere na distorção da moldagem, sendo que implantes com menor angulação (mais inclinados) resultam em moldes significativamente mais distorcidos.

Cabral (2005) investigou 4 técnicas de impressão para determinar sua precisão dimensional em comparação com uma técnica-padrão. Uma estrutura master de metal com 2 implantes hexagonais interiores (SIN, Sistema de Implante Nacional Ltda. São Paulo, Brasil) foi usada como padrão para as comparações. Sessenta modelos master foram preparados para avaliar 4 técnicas de impressão: (I) técnica de impressão indireta com coroas de transferência afuniladas; (II)

técnica de impressão indireta com coroas de transferência quadradas não-esplintadas; (III) técnica de impressão direta com coroas de transferência quadradas com resina acrílica; e (IV) técnica de impressão direta com coroas de transferência quadradas com esplintes de resina acrílica seccionados 17 minutos após a solidificação e soldados com a mesma resina. Um projetor de perfil foi usado para medir a distância entre as coroas presas nos análogos. As distâncias médias (mm) foram calculadas a partir de 3 medições para cada amostra nos modelos master e na estrutura master de metal. Resultados: Análise de variância e o teste Tukey HSD foram usados para análise estatística dos dados ( $\alpha = 0.05$ ). Os resultados para a técnica direta com coroas de transferência quadradas com esplintes de resina acrílica seccionados e soldados após a solidificação não foram significativamente diferentes dos resultados para a estrutura master de metal. Conclusão: Considerando a metodologia usada e os resultados obtidos, a técnica de impressão direta com coroas de transferência quadradas com esplintes de resina acrílica seccionados e soldados após a solidificação teve resultados melhores do que as outras técnicas estudadas.

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

moldagem ( $p=.001$ ), mas em relação ao vazamento do modelo o grupo não esplintado obteve maior deslocamento dos componentes ( $p=.015$ ). Pode-se concluir então, que o grupo não esplintado foi o mais preciso durante a realização da moldagem, mas menos preciso durante a confecção do modelo de trabalho.

Bressani (2006) avaliou a precisão do procedimento de moldagem de implante com hexágono interno unitário utilizando alginato e silicone de adição. Para isso, foi confeccionado um modelo mestre representando uma mandíbula dentada com implante instalado na posição do dente 45. Foram obtidos cinco moldes e cinco modelos para cada material. As mensurações foram realizadas com paquímetro de precisão por três avaliadores distintos, por método cego quanto ao material de moldagem. A análise de variância mostrou não haver diferença estatisticamente significativa entre os materiais avaliados. Assim, pode-se concluir que o material de moldagem não influenciou a qualidade e a precisão de modelos para implante unitário.

Modesto (2006) comparou dois materiais de moldagem, um silicone de condensação e um poliéter, por meio de uma técnica específica de moldagem de transferência. A partir de um modelo de mandíbula humana com cinco análogos de pilares cônicos, utilizando a técnica de moldagem de transferência com transferentes quadrados e esplintados com resina acrílica e moldeira aberta, foram comparados esses materiais de moldagem, por meio de medições realizadas nos modelos obtidos. Os moldes foram vertidos com gesso especial, os modelos foram fotografados e as imagens obtidas foram colocadas no editor de imagens imagetool, onde efetuou-se a leitura das desadaptações da supra-estrutura aos análogos dos pilares. Concluiu que para os dois materiais de moldagem, os corpos de prova não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, entretanto, mostraram alterações dimensionais estatisticamente significantes em relação ao modelo mestre.

Rodrigues (2006) avaliou 2 técnicas de moldagem de transferência utilizadas em prótese sobre implantes, variando os métodos de união entre os transferentes. A partir de uma base metálica contendo 3 análogos de implantes, foi colocada uma barra metálica pelo método de soldagem a laser. Em seguida foram confeccionados 20 moldeiras individuais em resina acrílica autopolimerizável para realização de 5 moldagens para cada grupo, assim divididos: Grupo A – transferentes quadrados unidos com fio dental e recobrimento com resina acrílica (Duralay); Grupo B – transferentes quadrados unidos com barras pré-fabricadas de resina acrílica (Duralay); Grupo C – transferentes cônicos (sem união); Grupo D- transferentes quadrados unidos com resina acrílica fotopolimerizável. O material de moldagem escolhido para todos os grupos foi o polyéter Impregum e o gesso Fuji Rock. Para a mensuração, a barra foi parafusada da esquerda para direita em cada um dos 20 corpos-de-prova obtidos e as leituras dos valores das alterações dimensionais foram realizadas com auxílio de um microscópio óptico com aumento de 100X. Para isso foi realizada a comparação em relação à base metálica, medindo as áreas formadas entre os análogos presentes nos modelos e a barra metálica. De acordo com os resultados, não houve diferença estatisticamente significativa entre as técnicas e os grupos, embora o Grupo B, que utilizou barras pré-fabricadas de resina acrílica autopolimerizável, tenha apresentado desajuste mais próximo aos da barra soldada a laser.

Chavez (2007) avaliou *in vitro*, a precisão de uma técnica de registro (Index) e de três técnicas de moldagem (transferentes Quadrados, Quadrados unidos e Quadrados com prolongamentos em forma de hélice) associadas a duas situações clínicas (análogos alinhados e não-alinhados). Todos os componentes protéticos utilizados foram da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese). Foi construído um modelo mestre de resina epóxica simulando um arco inferior parcialmente desdentado onde foram fixados seis análogos de pilares Micro-Unit. Duas estruturas metálicas de três elementos sendo três alinhados e três não-alinhados e vinte e uma moldeiras individuais de resina acrílica foram

confeccionadas. O material de moldagem utilizado foi um poliéter (Impregum Soft Média Viscosidade - 3M ESPE) e o gesso empregado foi um gesso tipo IV (FujiRock –GC Corp), espatulado à vácuo. Foi obtido um total de vinte e um modelos, sendo sete por técnica, mais sete registros do index. Estas medições foram feitas por um programa (Leica QWin) que recebia as imagens de uma câmara de vídeo acoplada a uma lupa Leica (aumento de 100 vezes). As fendas obtidas foram: modelo Mestre = 32,28µm; Index = 34,26µm; Quadrado = 75,80µm; Quadrado unido = 56,00 µm; Quadrado hélice = 39,80 µm; e para a disposição dos implantes as fendas foram: Alinhados = 50,940µm e Não-alinhados = 65,357µm. Os testes estatísticos utilizados foram Student Newman-Keuls e Kruskal-Wallis ( $\alpha=0,05$ ). Concluiu que em relação às técnicas estudadas: 1- A técnica mais precisa foi o index; 2- A melhor técnica de moldagem foi a com transferentes quadrados com hélice; 3 A situação clínica que promoveu um modelo mais preciso foi a com análogos alinhados.

Conrad (2007) analisou o efeito da interação combinada da técnica da impressão, para implantes angulados, e o número dos implantes tem na exatidão de modelos definitivo. Um modelo definitivo de gesso pedra foi fabricado para cada um dos 6 grupos experimentais e 1 grupo controle. Todos os 7 modelos definitivos tiveram 3 implantes arranjados em um teste padrão triangular que criando um plano. Nos 6 grupos experimentais, o implante central era perpendicular ao plano do modelo quando os implantes exteriores tiveram 5, 10, ou 15 graus de convergência para ou divergência do implante central. O modelo definitivo controle teve todos os 3 implantes paralelos a cada dos outros e perpendicular ao plano do modelo. Cinco moldeiras abertas e 5 moldeiras fechadas foram utilizadas juntamente com silicone de adição para obtenção de cada modelo definitivo. As impressões foram vazadas com tipo pedra tipo IV, e um estilete de medição da ponta fina foi usado gravar coordenadas múltiplas da linha central (X-Y-Z) na superfície superior do hexágono do implante e na base do modelo. Um software de computador foi usado alinhar as séries de dados e os

cálculos do vetor determinaram a diferença nos graus entre os ângulos do implante no modelo definitivo e os modelos da duplicata. A análise estatística para medidas repetidas ANOVA ( $\alpha=0.05$ ). Concluiu que os erros do ângulo para as técnicas com moldeiras abertas não diferiram significativamente ( $P=0.22$ ). A angulação dos implantes e os números de implantes diferiu nos erros médios do ângulo mas não em todo o teste padrão facilmente interpretado ( $P<0.001$ ). A interação combinada da técnica de impressão, da angulação do implante, e do número de implantes não teve nenhum efeito na exatidão dos modelos duplicados comparados aos modelos definitivos ( $P=0.19$ ). Os erros médios do ângulo para as impressões com moldeiras abertas não diferiram significativamente. Não havia nenhum teste padrão interpretável dos erros médios do ângulo em termos de angulação do implante e do número de implantes. O valor da distorção era similar para todas as combinações da técnica da impressão, da angulação do implante, e do número de implantes.

Del'Acqua *et al.* (2008) avaliaram a precisão de uma técnica de registro (Index) e de três técnicas de moldagem (transferentes cônicos, quadrados e quadrados unidos) associadas a três técnicas de vazamento (Convencional, com tubos de Látex e com análogos unidos com Duralay) para próteses implantossuportadas. Todos os componentes protéticos utilizados foram da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese). Foi construído um modelo mestre de latão simulando um arco inferior desdentado onde foram fixados provisoriamente quatro análogos de pilares Micro-Unit perpendicularmente à superfície e paralelos entre si, sendo denominados análogos A, B, C e D. Uma estrutura metálica foi confeccionada e parafusada a quatro novos análogos. Este conjunto foi cimentado passivamente no modelo mestre com resina epóxica. Foram confeccionadas (com 2mm de alívio) uma moldeira individual de alumínio para a técnica com os transferentes quadrados unidos e outra para as técnicas com os transferentes cônicos e quadrados. O material de moldagem utilizado foi um poliéter (Impregum Soft Média Viscosidade - 3M ESPE) e o gesso empregado

foi um gesso tipo IV (Vel-Mix, Kerr), espatulado a vácuo. Uma carga de 1250g foi colocada sobre a moldeira para padronizar a pressão durante a moldagem. Foi obtido um total de cinquenta modelos, sendo cinco por técnica. A estrutura metálica foi parafusada com um torque de 10 Ncm em todos os modelos no análogo A, enquanto as medições das fendas formadas foram feitas nos análogos C e D. Este processo foi repetido no análogo D, anotando-se as medidas dos análogos A e B. Estas medições foram feitas por um programa (Leica QWin) que recebia as imagens de uma câmara de vídeo acoplada a uma lupa Leica (aumento de 100 vezes). As fendas obtidas foram: modelo Mestre = 31,63  $\mu\text{m}$ ; Index = 27,07  $\mu\text{m}$ ; Cônico / Convencional = 116,97  $\mu\text{m}$ ; Cônico / Látex = 65,69  $\mu\text{m}$ ; Cônico / Duralay = 141,12  $\mu\text{m}$ ; Quadrado / Convencional = 57,84  $\mu\text{m}$ ; Quadrado / Látex = 38,03  $\mu\text{m}$ ; Quadrado / Duralay = 74,19  $\mu\text{m}$ ; Quadrado unido / Convencional = 73,17  $\mu\text{m}$ ; Quadrado unido / Látex = 82,47  $\mu\text{m}$ ; Quadrado unido / Duralay = 104,67  $\mu\text{m}$ . Os testes estatísticos utilizados foram Mann-Whitney, Kruskal-Wallis, Tukey e Dunn ( $\alpha=0,05$ ). Pode concluir que em relação às técnicas estudadas: 1- A melhor técnica de moldagem foi a com transferentes quadrados; 2- A melhor técnica de vazamento, realizando-se a moldagem com transferentes cônicos ou quadrados, foi a técnica que utilizou tubos de látex; 3- A forma de vazamento não influenciou a precisão dos modelos de gesso para a técnica com os transferentes quadrados unidos; 4- As técnicas do Index ou Quadrado / Látex transferem precisamente o posicionamento dos implantes, sendo estatisticamente semelhantes ao modelo mestre.

Lopes Junior (2008) avaliou a estabilidade dimensional de três técnicas diretas de transferência da posição de implantes e quatro RAAQ (Duralay I, Duralay II, GC Pattern e Dencrilay), em quatro períodos diferentes, por meio da técnica da fotoelásticidade. Foram confeccionados três modelos fotoelásticos contendo dois implantes com 13mm de comprimento e plataforma de 4,1mm. Sobre esses foram aparafusados dois transferentes quadrados, que foram esplintados com RAAQ de três formas diferentes: com hastes metálicas, barras

acrílicas pré-fabricadas e com fio dental. A análise fotoelástica foi realizada, com auxílio de polariscópio circular, em quatro tempos diferentes (20 minutos, 3, 24 e 36 horas) e permitiu calcular a energia de distorção (E) na região apical dos implantes e a força gerada sobre os transferentes em cada experimento. Foi realizada análise estatística dos resultados ( $p < 0,05$ ) e, quando comparadas as quatro resinas verificou-se diferença estatisticamente significativa quando a técnica com barra pré-fabricada ( $p = 0,000$ ) e fio dental ( $p = 0,001$ ) foram empregadas. No entanto, quando a técnica com a haste metálica foi utilizada não se encontrou diferença significativa ( $p = 0,116$ ). A resina Dencrilay apresentou maiores alterações dimensionais, tanto na técnica com barra como com fio dental. Duralay II e GC apresentaram os menores valores quando aplicadas à barra pré-fabricada e Duralay I e GC apresentaram os menores valores para o fio dental. Quando comparadas as técnicas, a com hastes metálicas apresentou os menores valores para as resinas Duralay I, GC e Dencrilay. Para a técnica com barra pré-fabricada, a resina Duralay II foi a que gerou menores valores. Para todas as resinas, a técnica com fio dental apresentou os piores resultados. A técnica de transferência com hastes metálicas foi a mais apropriada e as resinas que apresentaram as menores alterações dimensionais foram a Duralay I, Duralay II e GC Pattern.

Ribas (2008) comparou cinco diferentes técnicas diretas de moldagem ( $n = 5$ ): grupo 1- transferentes separados, grupo 2- transferentes unidos com resina acrílica, grupo 3- transferentes unidos com resina acrílica, segmentados e unidos novamente com resina acrílica, grupo 4- transferentes revestidos com o adesivo da material de moldagem e grupo 5- transferentes unidos com resina acrílica, separados e unidos novamente com cianoacrilato e com um tubo de látex sobre análogo de forma a proporcionar um duplo vazamento de gesso. Para tanto, foi fabricada uma matriz em resina acrílica onde foram fixados quatro análogos de implantes com plataforma 4.1 mm em hexágono externo. Os implantes foram moldados, utilizando-se de moldeira individualizada, em acrílico, e poliéster. No total 25 modelos com 100 medições. Todas as medições foram feitas utilizando-se

um Microscópio Comparador. As desadaptações médias medidas foram: 6.42 $\mu$ m para o grupo 1, 11.53 $\mu$ m no grupo 2, no grupo 3 foi de 7.03 $\mu$ m e nos grupos 4 e 5, 5.12 e 6.10 $\mu$ m, respectivamente. Não houve diferença estatisticamente relevante entre os grupos com transferentes unidos e não unidos. Os piores resultados foram mostrados pelo grupo 2.

Lee *et al.* (2008) fizeram uma revisão sistemática para investigar a precisão de técnicas de moldagens de transferência para implantes publicadas, e também examinar os fatores clínicos que poderiam afetar a precisão dessas moldagens. A pesquisa eletrônica foi executada em junho de 2008 em bancos de dados MEDLINE, EMBASE e Cochrane Biblioteca com palavras-chave, implantes, moldagem e moldagens. O estudo investigou a precisão das moldagens para implantes, em artigos publicados em inglês. Além disso, uma procura manual foi executada para enriquecer os resultados no período de tempo de janeiro de 1980 a maio 2008. Depois de executar as estratégias de procura, foram selecionados 41 artigos para serem incluídos no processo de revisão. Resultado: Todos os artigos selecionados eram estudos *in vitro*. Dos 17 estudos que compararam a precisão das técnicas splintada e não splintada, 7 defenderam a técnica splintada, 3 defenderam a técnica de não splintada e 7 informaram não haver nenhuma diferença. Quatorze estudos compararam a precisão das técnicas de transferência. O número de implantes é importante na comparação entre as técnicas splintadas e não splintadas. Onze estudos comparam a precisão dos materiais polyeter e vinil polysiloxano e 10 relataram não haver diferença entre ambos. Quatro estudos examinaram o efeito da angulação dos implantes na precisão das técnicas de moldagens. Dois estudos reportaram alta precisão com os implantes retos, enquanto outros dois informaram que a angulação dos implantes não tem nenhum efeito. Conclusão: Na revisão referente ao nível da conexão dos implantes, a técnica splintada tem maior precisão. Para situações na qual havia 3 ou menos implantes, a maioria dos estudos não mostrou nenhuma diferença entre as técnicas, considerando que para 4 ou mais implantes, a maioria dos estudos

mostrou mais precisão com a técnica de transferência splintada. Polyeter e VPS são os materiais mais indicados para as moldagens de transferência de implantes.

Augustin *et al.* (2009) avaliaram a contração de polimerização da resina Luxatemp Sterngold (DMG-Hamburg-Germany) na união dos transferentes de moldagens para prótese sobre implantes. Um modelo em acrílico com 4 implantes foi construído sobre uma placa de articulador semi-ajusável (ASA). Nestes, foram instalados mini-pilares. Este foi levado à plataforma de Ericson submetido a medidas em milímetros na extremidade superior dos pilares. Após instalou-se transferentes e realizou-se medidas na base superior do transferentes e no parafuso. Estas foram realizadas por 3 examinadores. Os transferentes foram unidos de duas formas: Grupo 01: Pattern; Grupo 02: Sterngold. Após a polimerização o conjunto foi removido, instalados análogos e introduzidos em gesso em uma placa de ASA. Para cada grupo foram realizados 10 modelos. No modelo em gesso as mesmas medidas foram realizadas. A distorção foi avaliada através da distância entre os pilares e transferentes no modelo inicial e final. O resultado do grupo 01 foi de 0,12983mm e do grupo 02 de 0,15700mm. Não tem diferença estatística (Mann-Whitney). Esta metodologia permitiu concluir que a resina Sterngold não apresentou contração de polimerização significativamente diferente da resina Pattern, podendo ser utilizada na ferulização de transferência de moldagens em implantodontia.

Alves Júnior *et al.* (2009) avaliaram e compararam 3 técnicas de moldagem de transferência para implantes, usando 3 materiais de moldagem diferentes e moldeiras de estoque. A hipótese nula é que o uso de resina acrílica para esplintar os copings pode ser capaz de impedir o deslocamento dos transferentes dentro da moldagem impedindo micro movimentos. Um modelo mestre foi fabricado para simular uma situação clínica onde deveriam ser registradas a localização de implantes múltiplos. Trinta moldagens foram feitas utilizando-se 3 técnicas : silicone de adição (controle ) ; resina acrílica e silicone de condensação (teste 1) ; e hidrocolóide irreversível e resina acrílica (teste 2) . Um

projektor de perfil foi usado para medir a distância entre os análogos dos implantes nos modelos produzidos e os dados foram registrados para análise estatística. Os grupos apresentaram-se com distribuição normal (Shapiro-Wilk,  $p>0,05$ ) e sem diferenças estatisticamente significantes (ANOVA,  $p>0,05$ ). Concluíram que os transferentes esplintados são menos suscetíveis a pequenos movimentos dentro do material de moldagem, produzindo resultados mais homogêneos.

Gennari Filho *et al.* (2009) compararam técnicas de esplintagem para moldagem de transferência de implantes osseointegrados com angulações diferentes. Uma matriz metálica contendo duas réplicas de implantes (controle) com 90 graus e 65 graus em relação ao plano horizontal, foi usada para as quatro técnicas de moldagem: Técnica 1 (T1), Técnica direta, transferentes quadrados sem união em moldeira aberta; Técnica 2 (T2), transferentes quadrados, esplintados com fio dental e resina acrílica autopolimerizável; Técnica 3 (T3) transferentes quadrados, esplintados com fio dental, resina acrílica autopolimerizável, seccionado e esplintados novamente com resina autopolimerizável.; Técnica 4 (T4), transferentes quadrados, esplintados com barras de resina pré-fabricadas. O material de moldagem usado foi Poliéter. As réplicas foram escaneadas para capturar as imagens que foram avaliadas em um programa de computação gráfica individualmente. O programa permitiu ler a angulação entre as réplicas e a base. Foram comparadas as imagens das réplicas com a imagem da matriz (controle) e as diferenças em angulação da imagem do grupo controle eram calculadas. Para análise estatística foram usados análise de variância e o teste de Tukey para comparações ( $p<0,05$ ). Resultados: Todos os grupos mostraram diferenças significantes nas angulações dos implantes comparado com o grupo controle ( $p < 0,05$ ). O Grupo T1 mostrou a diferença mais alta (1,019 graus) seguido dos grupos T2 (0,747 graus), T3 (0,516 graus), e T4 (0,325 graus) que mostrou a mais baixa alteração angular comparado ao grupo controle. Houve diferenças significantes entre implantes inclinados e em ângulo reto em todos os grupos, menos no grupo T4. Conclusão: Baseado nos resultados

obtidos pode ser feitas as seguintes conclusões: Todas as réplicas obtidas com as moldagens de transferência, apresentaram angulações diferentes em relação à matriz; os implantes com angulação de 65 graus, apresentaram as diferenças mais altas em angulação quando comparados à matriz; a técnica T1 (direta sem união em moldeira aberta) apresentou a maior diferença quando comparada à matriz; a técnica T4 (esplintados com barras de resina pré-fabricada) apresentou o melhor resultado dentre as técnicas avaliadas.

### **3. Proposição**

Nesta pesquisa, o propósito foi avaliar quatro técnicas de moldagens de transferência para implantes osseointegrados quanto aos desajustes marginais e tensões induzidas à supraestrutura metálica, sendo elas:

- moldagens com transferentes cônicos;
- moldagens com transferentes quadrados não unidos;
- moldagens com transferentes quadrados unidos com bastões de resina acrílica ativada quimicamente;
- moldagens com transferentes quadrados unidos com resina composta bis-acrílica autopolimerizável.

## 4. Materiais e Método

### Delineamento Geral

Foi confeccionada uma matriz metálica, na qual foram fixadas três réplicas de implantes tipo hexágono externo, com 3.75mm de diâmetro (Conexão Sistemas de Prótese Ltda; São Paulo-SP), para simular uma situação clínica.

### Características da matriz metálica.

A matriz metálica utilizada neste estudo foi confeccionada com *chassi* de aço inoxidável (Kleine, 2002; Daroz, 2006; Spazzin, 2009), onde foram dispostas três réplicas de implantes osseointegrados de 3.75 mm de plataforma cervical e conexão protética tipo hexagonal externa (Conexão), dispostas de forma a representar uma situação clínica na arcada inferior. As réplicas foram posicionadas através de um Delineador (BioArt-São Carlos-SP) e fixadas ao *chassi* da matriz por parafusos transversais (Figura1).

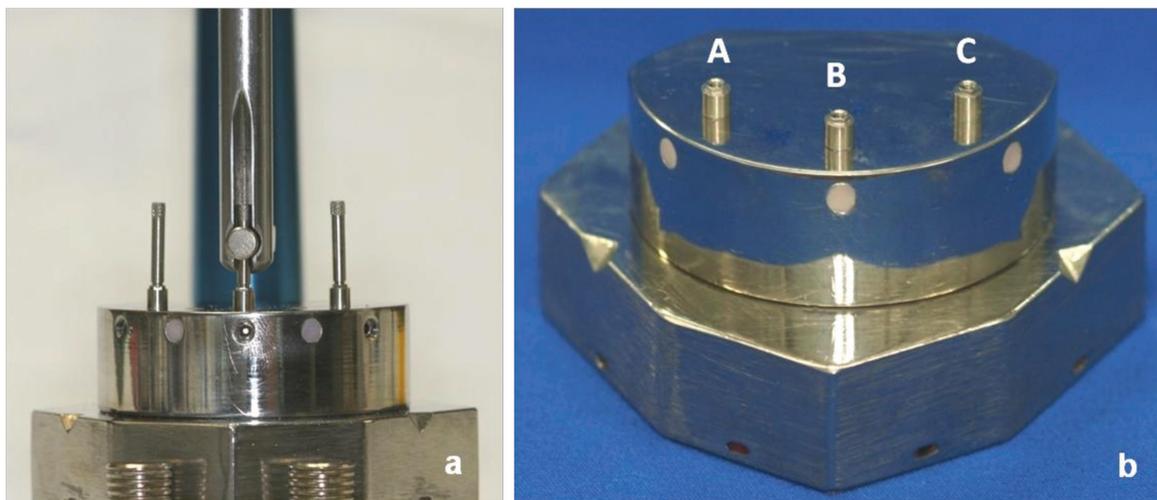


Figura 1. a) Réplicas sendo posicionadas na matriz metálica; b) matriz metálica com as réplicas posicionadas.

### Supraestrutura Metálica

Para a obtenção da supraestrutura, pilares intermediários tipo UCLA (calcinável) para peças múltiplas ( Conexão) foram adaptados diretamente sobre as réplicas e fixados através de parafusos correspondentes. A supraestrutura, confeccionada com dimensão e configuração específica, para permitir a fixação de *extensômetros*, a fim de propiciar a captura de tensões e avaliação extensométrica, foi encerada, incluída e fundida em uma liga de cobalto cromo, Star Loy C (DeguDent GmbH-Rodenbacher Chaussee 4 63457 Hanau – Wolfgang- Germany)(Figura 2).

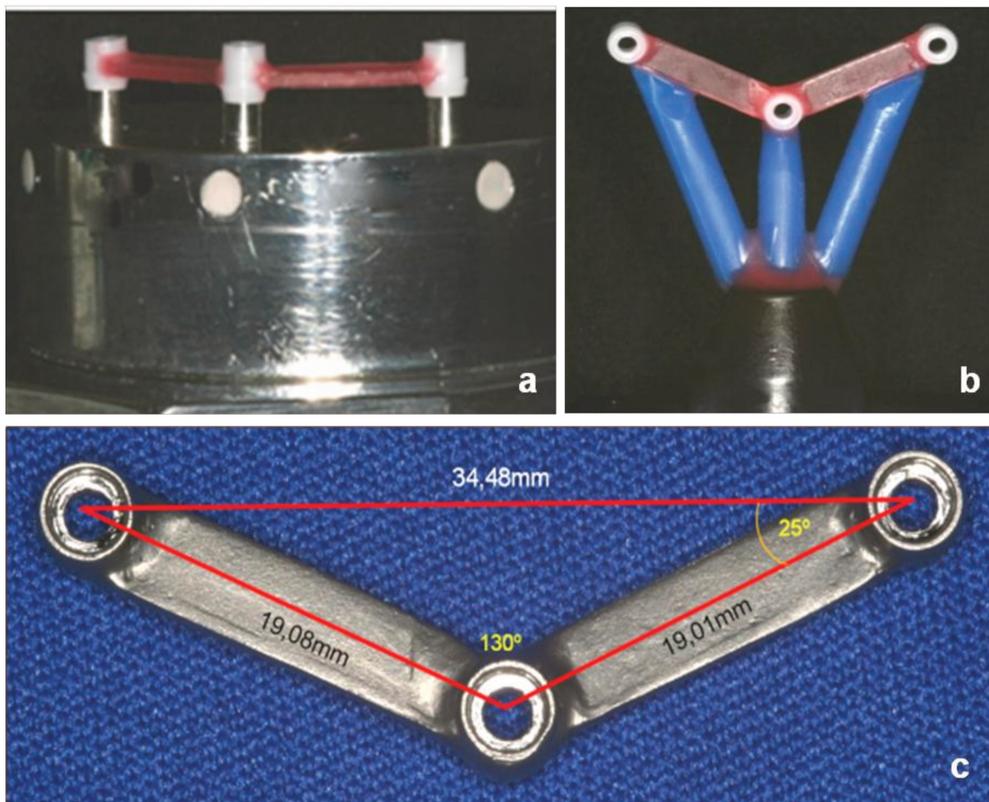


Figura 2. a) Estrutura encerada sobre a matriz b) sobre a base para fundição; c) após o acabamento, com as mensurações específicas.

### Moldeiras Individuais

Moldeiras individuais foram confeccionadas para a execução dos procedimentos.

Após o posicionamento dos transferentes sobre os análogos, o conjunto matriz, análogos e transferentes foi encerado, aliviado com uma lâmina de cera rosa nº 7 (Wilson-Labordental SP) com 1,5 mm de espessura, mais uma lâmina de cera laminada para fundição de Roach (Wilson-Labordental-SP) com 0,5 mm de espessura, proporcionando um alívio de 2mm para o material de moldagem.

O conjunto encerado foi então moldado com moldeira de estoque individualizada e Alginato (Jeltrate – Dentsply-RJ). O molde foi vazado com gesso especial tipo IV (Resin Rock- Whip Mix-USA) obtendo-se assim um modelo com as dimensões do modelo mestre aliviado em cera, sobre o qual foi feito o enceramento da moldeira individual com 3mm de espessura e características individuais próprias. (Figura 3. a e b).

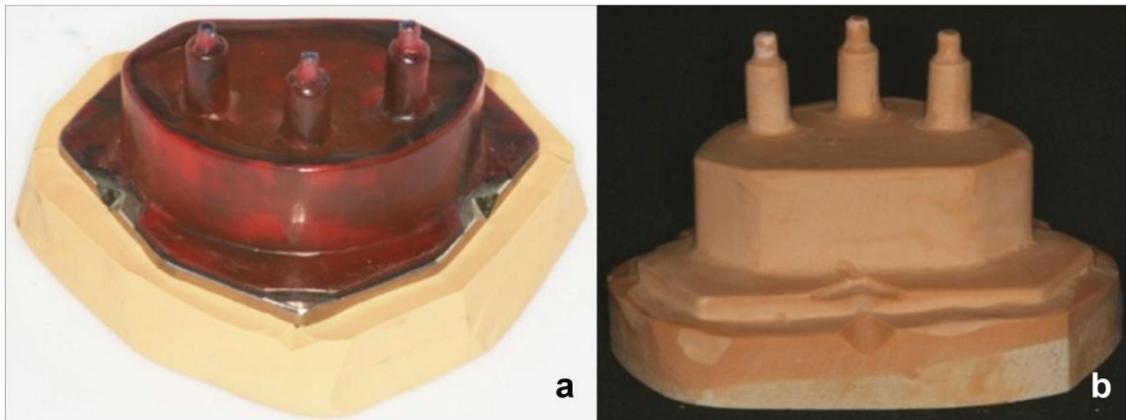


Figura 3. a) Alívio em cera; b) modelo em gesso para confecção das moldeiras.

Devido ao volume resultante da moldeira encerada ser muito grande, houve a necessidade de se confeccionar uma mufla individual em gesso especial,

para que se pudesse então fazer a polimerização das moldeiras individuais (Figura 4. a, b e c).

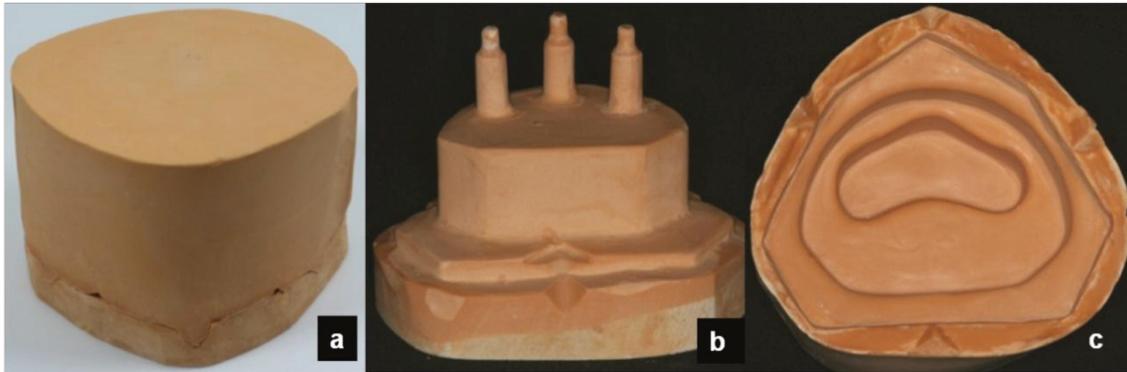


Figura 4. a) Mufla de gesso;b) modelo de gesso para confecção das moldeiras; c) mufla de gesso, visão interna.

Todas as quatro moldeiras individuais (uma para cada técnica) foram confeccionadas em resina acrílica quimicamente ativada (Artigos Odontológico Clássico Ltda. - São Paulo – SP). Após o acabamento, o cabo e dois apoios na parte posterior foram fixados, para dar sustentação no momento das moldagens e vazamento do gesso.

#### Matriz para moldagem e vazamento do gesso

Uma matriz para moldagem e vazamento do gesso foi confeccionada com silicone de polimerização por adição (Reprosil - Dentsply - USA). Esta matriz foi utilizada em todas as moldagens e preenchimento do molde com gesso, permitindo a padronização dos moldes e do formato dos modelos de gesso e também da quantidade de gesso empregada para o preenchimento (Del'Acqua *et al.*, 2008).(Figura 5).

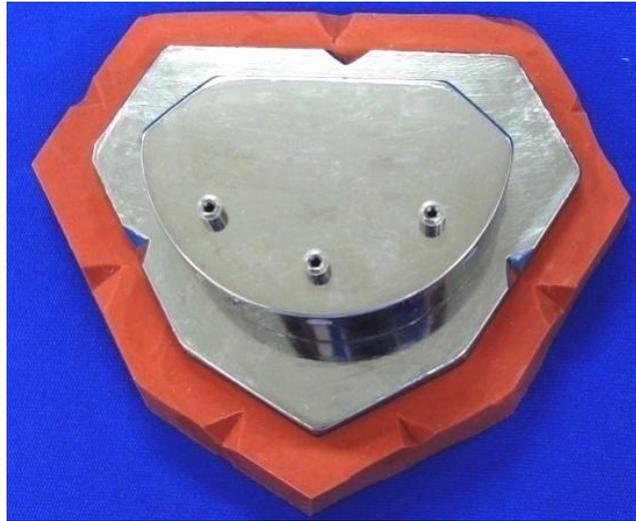


Figura 5. Matriz de silicone em posição.

As Técnicas Estudadas foram:

### **Transferentes cônicos**

Os transferentes cônicos foram rosqueados manualmente aos análogos do modelo mestre até ser sentida alguma resistência e depois com o auxílio da chave de fricção interna (Figura 6).



Figura 6. Transferentes cônicos fixados na matriz metálica.

### **Transferentes quadrados isolados**

Os transferentes quadrados eram parafusados com a chave manual para hexágono externo de 1,17 mm até sentir-se resistência e então recebiam um torque de 20 Ncm com um torquímetro protético (Conexão) aferido (Ivanhoe *et al.*, 1991). A sequência de apertamento dos parafusos foi sempre a partir do pilar central para um dos extremos. Todos os parafusos recebiam retorque após 10 minutos do torque inicial de 20 Ncm (Jemt, 1991 e Siamos *et al.*, 2002).

### **Transferentes quadrados unidos com bastões de resina pré-fabricados.**

Todos os transferentes foram assentados sobre as réplicas, inicialmente com aperto manual e a seguir usando-se o torquímetro protético (Conexão) com torque de 20 Ncm. Aguardou-se 10min e deu-se o retorque.

A realização da união dos transferentes foi iniciada com a aplicação de resina acrílica Pattern ao redor da parte retentiva dos transferentes quadrados.

Barras de resina acrílica ativada quimicamente, foram confeccionadas injetando-se resina dentro de canudos plásticos com diâmetro de 3mm (Quick Ind. e Com. Ltda – Limeira-SP), com auxílio de seringa hipodérmica de plástico. Após 20min, removeu-se a barra de resina do canudo, conferiu-se o diâmetro com um paquímetro, armazenou-se em água, para ser utilizada somente após 24 horas (Del'Acqua *et al.*, 2008).

As barras de resina foram seccionadas em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre transferentes adjacentes. As extremidades das barras de resina foram unidas aos transferentes através da técnica de Nealon, na qual se captura uma quantidade de polímero através de um pincel embebido em monômero (Figura 7).



Figura 7. a) Transferentes quadrados com resina ao redor da área retentiva;b) bastão de resina recortado em posição para ser fixado;c) bastões de resina fixados.

Para minimizar as alterações que ocorrem durante a polimerização da resina, foram realizados seccionamentos no meio das barras e os transferentes foram novamente apertados com um torque de 20 Ncm.

Após o corte, as barras foram unidas novamente com resina acrílica Pattern, segundo a técnica de Nealon, aguardados 20min antes de ser feita a moldagem (Del'Acqua *et al.*, 2008) (Figura 8).

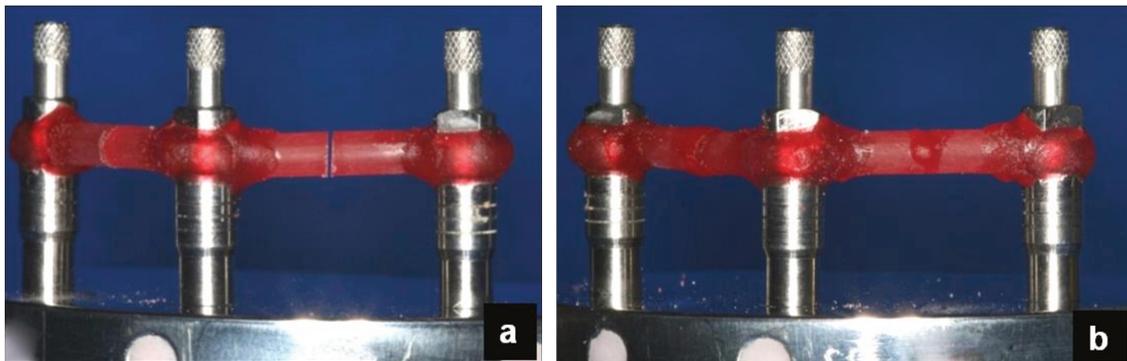


Figura 8. a) Bastão de resina seccionado;b) bastões unidos novamente com resina.

A mesma esplintagem de resina acrílica descrita acima, foi usada para transferir os componentes de moldagem para todos os dez modelos feitos com a técnica esplintada, porém o esplinte foi seccionado e unido novamente

como descrito acima antes de cada moldagem (Burawi *et al.*, 1997; e Del'Acqua *et al.*, 2008).

### **Transferentes quadrados unidos com resina bis-acrílica**

Características da Resina *bis-acrílica* (DMG Chemisch-Pharmazeutische Hamburg - Germany) de acordo com o fabricante: É um compósito autoendurecedor para confecção de coroas e próteses fixas provisórias, inlays, onlays e veneers. O material é constituído de 2 componentes com base em metacrilatos multifuncionais. É misturado na cânula pela atuação da alavanca no dispositivo de saída e pode ser aplicado diretamente.

*Forma de apresentação* - Embalagem inicial: 1 cartucho com 76g de pasta na cor A2, 15 automix-Tips, 1 automix Dispenser.

*Composição* - Material de enchimento vítreo em uma matriz de metacrilatos multifuncionais, catalizadores, estabilizadores e aditivos, isento de metilmetacrilato e peróxidos.

Porcentagem de material de preenchimento – 44% em peso =24% em volume.

#### ***Dados Técnicos***

Resistência à pressão	250 MPa
Resistência à flexão	91,5 MPa
Resistência à tração diametral	36 MPa
Dureza Barcol	37
Absorção de água	0,76% em peso
Temperatura de endurecimento máximo	≈ 38°C
Contração de polimerização	7,6 – 8%
<i>Gestão do Tempo de trabalho:</i>	0 - 45 seg - Inserção na boca 6 - 7 min – Remoção da boca

A realização da união dos transferentes foi iniciada com a colocação de fio dental sem tensão, envolvendo a parte retentiva dos transferentes quadrados.

A seguir, aplicou-se a resina de forma uniforme, sobre a amarria de fio dental, para confecção de uma barra com diâmetro de aproximadamente 3mm (Figuras 9 e 10).

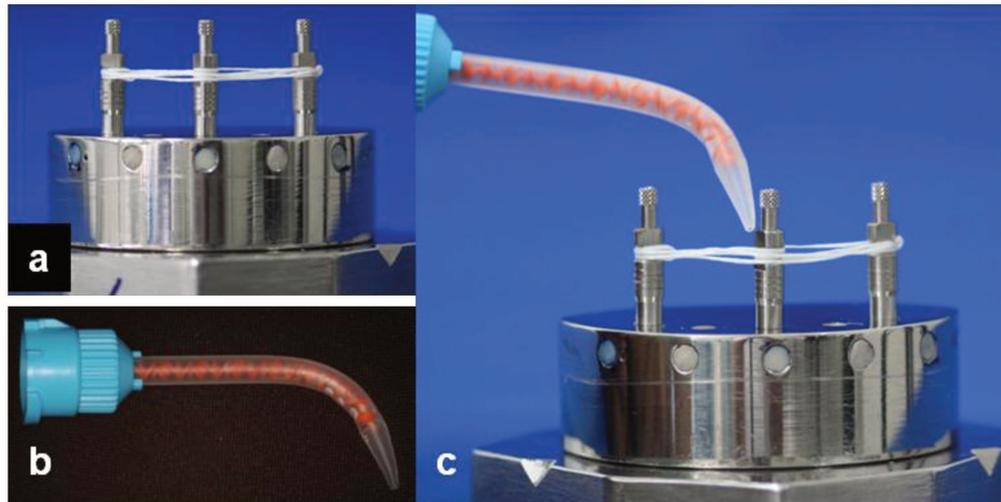


Figura 9. a) Transferentes com amarria de fio dental; b) ponteira automix-aplicadora modificada; c) ponteira em posição para aplicar a resina sobre a amarria.

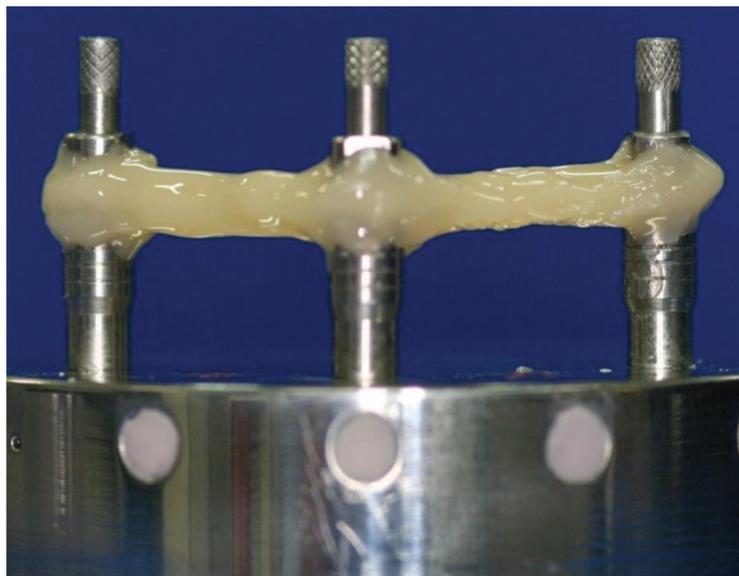


Figura 10. Esplintagem concluída.

### Procedimentos de Moldagem

Todos os procedimentos foram realizados com temperatura ambiente de  $(23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C})$  e umidade relativa de  $66\% \pm 10\%$ . Foram realizadas dez moldagens para cada técnica.

As superfícies de assentamento de todos os componentes foram limpas com álcool isopropílico antes de cada procedimento (Burawi *et al.*, 1997 e Del'Acqua *et al.*, 2008).

A adaptação dos transferentes aos análogos foi verificada visualmente sob forte iluminação e com o auxílio de uma lupa de lapela com aumento de quatro vezes (BioArt -São Carlos – São Paulo), durante todos os procedimentos de moldagem e preenchimento do molde.

Antes de cada nova moldagem, todo material de moldagem e todo o adesivo eram removidos (Thinner Luksnova.206-SP-Brasil) e a moldeira desengordurada com álcool isopropílico. Desta forma, uma nova camada de adesivo era aplicada.

O material de moldagem utilizado para todas as técnicas foi o silicone de adição monocomponente Honigum-Mono (DMG Chemisch-Pharmazeutische Hamburg-Germany).

### Moldagem

As moldeiras individuais em resina acrílica, uma para cada técnica, foram previamente tratadas com uma fina camada de adesivo para moldeira (3M ESPE-Germany) aplicado com um pincel em toda a superfície interna e por 3 mm além de suas bordas (Figura 11).



Figura 11 (a) Moldeiras individuais;(b) Adesivo para moldeira;(c) Moldeira após aplicação do adesivo.

A escolha da ordem dos procedimentos de moldagens, de acordo com os grupos, foi por sorteio.

Após a aplicação do adesivo aguardou-se 15 minutos. O material de moldagem foi preparado e posicionado no dispenser, de acordo com as recomendações do fabricante.

O material de moldagem foi então primeiramente colocado na moldeira, a seguir foi injetado ao redor dos transferentes. Em seguida, a moldeira (que apresentava encaixes que possibilitavam o seu posicionamento no modelo sempre na mesma posição) foi assentada aplicando-se pressão bidigital até os encaixes contatarem a base do modelo mestre, permanecendo nesta posição por 10 minutos.

Com a finalidade de padronizar a pressão durante a moldagem, foi colocado sobre a moldeira, uma carga de 1250g, para mantê-la em posição, deixando o material de moldagem confinado em pressão constante (Del'Acqua *et al.*, 2008).(Figura 12).

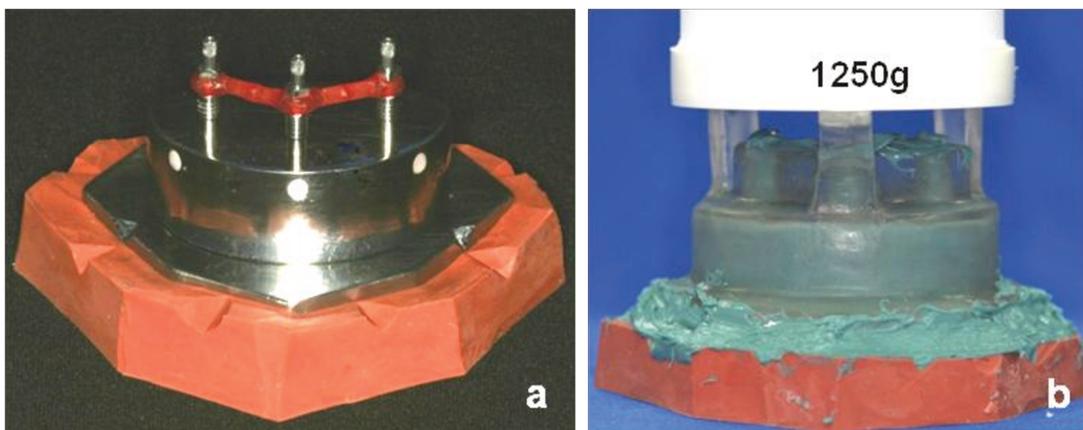


Figura 12. a) Matriz para preenchimento do molde com gesso, em posição; b) molde em posição, com a carga específica para manter pressão de moldagem constante.

Decorrido o tempo de presa estipulado de 10 minutos, removia-se a carga colocada sobre a moldeira e o molde era separado da matriz. Aguardava-se 30 min após a separação molde/matriz para que o silicone recuperasse as deformações sofridas durante o procedimento de separação, posicionavam-se os análogos, a seguir os tubos de látex e preenchia-se o molde com gesso.

Para todos os procedimentos foi usado o gesso especial resinado de baixa expansão, Resin Rock (Whip Mix – USA), proporcionado de acordo com as recomendações do fabricante, ou seja, 20ml de água para 100g de pó, misturado com água destilada, inicialmente de forma manual, 15 segundos e depois espatulado de forma mecânica, por mais 30 segundos, no espatulador a vácuo Degussa ( Degussa São Paulo, SP).

Cada molde foi preenchido primeiramente pela técnica com tubos de Látex (McCartney & Pearson, 1994; Del'Acqua *et al.*, 2008) envolvendo os análogos, após a presa inicial do gesso, (30 minutos), removia-se os tubos de látex, hidratava-se o gesso por 5 minutos, a matriz para preenchimento do gesso era posicionada no molde, nova porção de gesso, era preparada e

vertida, primeiramente nos espaços deixados pelos tubos de látex sob vibração constante proporcionada pelo vibrador para gesso do próprio espatulador, auxiliado por um gotejador, seguindo-se até o completo preenchimento do molde, segundo a técnica convencional (Figuras 13 e14).

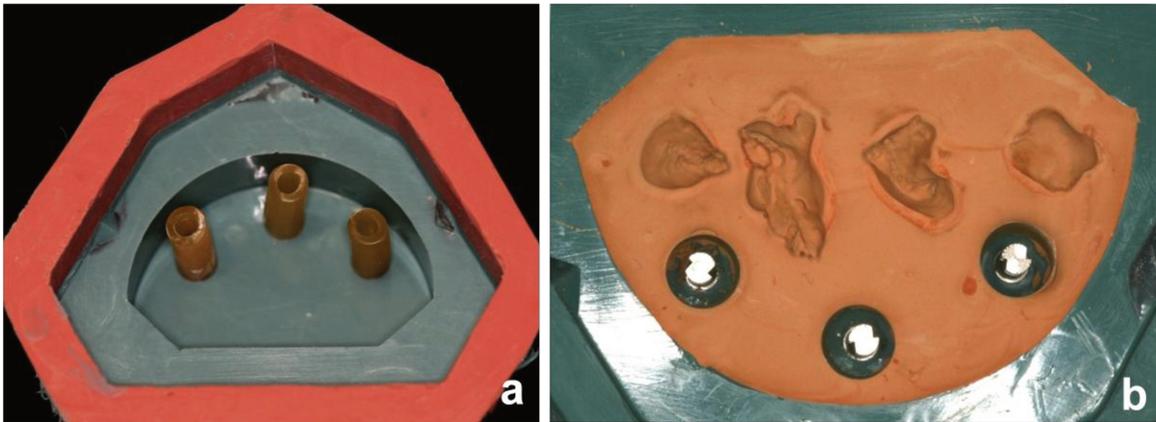


Figura 13. a) Molde com os tubos de látex posicionados; b) 30min após, com os tubos de látex removidos.

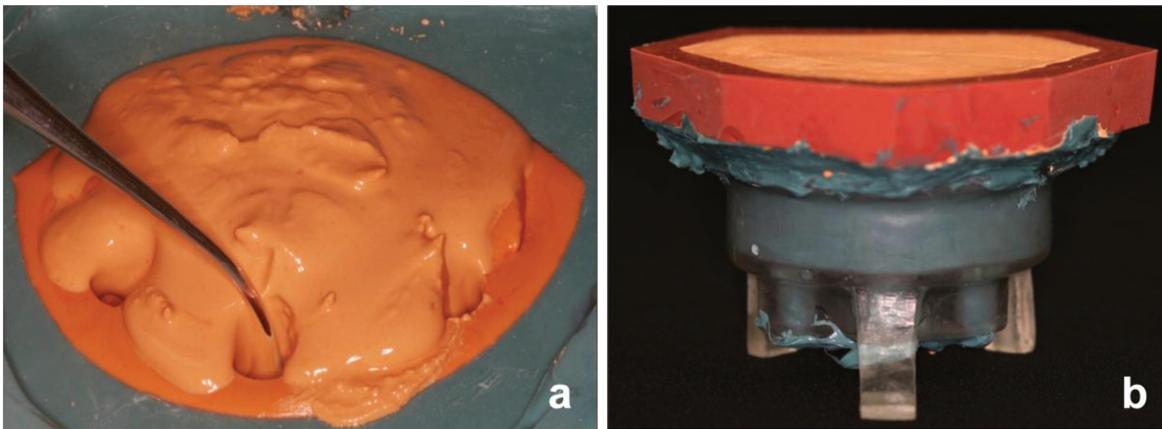


Figura 14. a) Preenchendo a segunda porção de gesso com o auxílio do gotejador;b) conjunto, molde/moldeira em posição aguardando tempo de presa final do gesso.

Em cada molde foi executado apenas um vazamento com gesso. Foi aguardado o tempo de uma, após o último preenchimento para separar o modelo do molde.

A base e as laterais dos modelos de gesso foram alisadas com lixa d'água com granulação 400 para melhor acabamento.

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

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

Após a confecção de todos os modelos, ou seja, 10 para cada técnica, os mesmos foram armazenados à temperatura ambiente por uma semana até que as mensurações fossem feitas.

#### Medição dos desajustes marginais

A medição dos desajustes marginais obedeceu ao seguinte protocolo de procedimentos:

A supraestrutura metálica e as réplicas foram primeiramente limpas com álcool isopropílico. A seguir a estrutura foi assentada sobre as réplicas posicionadas no modelo, os parafusos de fixação foram colocados em posição e parafusados manualmente de forma suave, começando pelo pilar central até que se sentisse o assentamento da estrutura na réplica. Este procedimento foi feito para os três pilares. A seguir, com o auxílio de um torquímetro protético deu-se um torque de 20Ncm, de acordo com recomendações do fabricante. Aguardou-se 10 minutos e deu-se o retorque, para então iniciar os procedimentos de leitura. O primeiro parafuso a ser apertado era sempre o central e a seguir uma das alças A ou C, também determinado por sorteio.

Antes de se iniciar os procedimentos de torque, o torquímetro protético foi aferido com um torquímetro digital.

O desajuste foi definido como a distância vertical em micrometros ( $\mu\text{m}$ ) a partir da borda de adaptação da estrutura metálica até a borda do pilar.

A ordem das medições foi determinada por sorteio dos pilares. Os desajustes foram medidos por visualização direta em aumento de 120 vezes em microscópio de medição com precisão de  $1,0 \mu\text{m}$  (UHL VMM-100-BT; Reino Unido), equipado com câmera digital (KC-512NT; Kodo BR Eletrônica Ltda; São Paulo, SP) e unidade analisadora (QC 220-HH Quadra-Check 200; Metronics Inc., Bedford, Estados Unidos) (Figura. 15 e 16).

As leituras dos desajustes nos modelos também foram determinadas por sorteio, tanto para os tipos de moldagens como para a ordem dos pilares a serem mensurados.

A medição dos desajustes marginais nos modelos obedeceu ao seguinte protocolo de procedimentos:

A estrutura foi assentada sobre as réplicas localizadas no modelo, os parafusos de fixação foram colocados em posição e parafusados manualmente de forma suave, começando pelo pilar central até que se sentisse o assentamento da estrutura na réplica. Este procedimento foi feito para os três pilares. A seguir, com o auxílio de um torquímetro protético deu-se um torque de  $20\text{Ncm}$ , de acordo com recomendações do fabricante. Aguardou-se 10 minutos e deu-se o retorque, para então se iniciar os procedimentos de leitura. O primeiro parafuso a ser apertado era sempre o central e a seguir uma das alças A ou C, também determinado por sorteio.

As leituras dos desajustes eram feitas na interface estrutura/réplicas, em pontos marcados nas faces vestibular e lingual de cada pilar e foram repetidas consecutivamente por três vezes, sendo a média destas repetições considerada o desajuste marginal médio (Figura 16).

Após cada sequência de leituras, novo jogo de parafusos protéticos era utilizado.

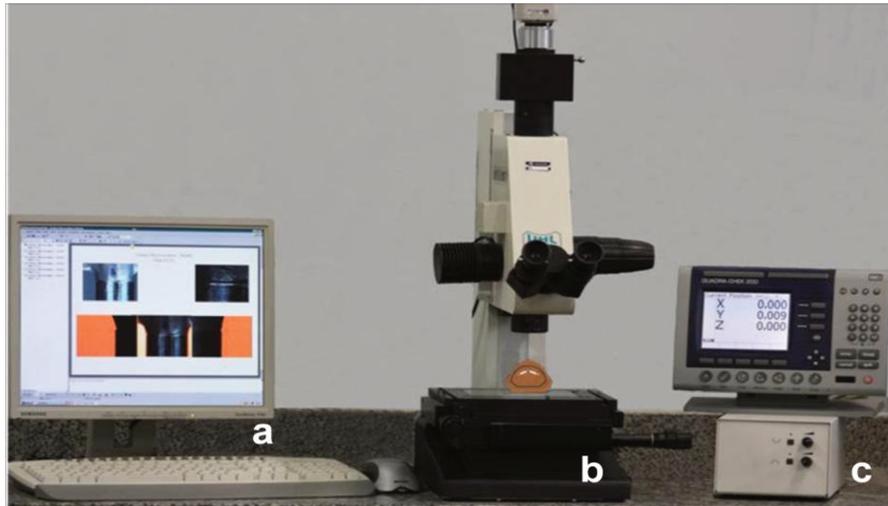


Figura 15. Instrumentos de leitura: (a) Monitor; b) Microscópio; c) Quadra Check.



Figura 16. Visualização do desajuste por transiluminação com aumento de 120 X

### Medição das tensões

A medição das tensões foi realizada através de dois extensômetros elétricos de resistência – *strain gauges* (PA-06-060BG-350L, Excel Engenharia de Sensores; Embu, São Paulo) – posicionados diretamente na supra-estrutura, lado superior e inferior (Figuras 17, 19 e 20). O arranjo dos extensômetros em cada fixação, ou seja, cada par de extensômetros, situados nas superfícies

diametralmente opostas um do outro, formou uma ligação de  $\frac{1}{2}$  ponte de Wheatstone responsável por um canal de leitura de deformação.

Extensômetros elétricos de resistência, também chamados de transdutores, são elementos que transformam pequenas variações de dimensões em variações equivalentes de sua resistência elétrica. Quando colados à superfície de um determinado material, acompanham a deformação a qual este material é submetido, alterando a resistência à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que as percorre. Sua utilização constitui em um meio de se medir e registrar o fenômeno da deformação como sendo uma grandeza elétrica. (Figura 17)

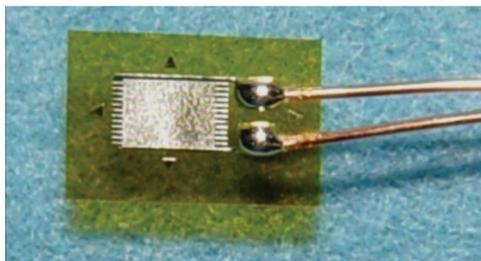


Figura 17. Extensômetro de resistência elétrica.

A tensão foi calculada a partir da leitura das deformações elásticas sofridas pelas alças. Para a certificação de que a supraestrutura não sofrera deformações plásticas, após a leitura de cada alça checava-se se os valores de tensão retornavam a zero. Para que os extensômetros detectassem as microdeformações de uma superfície, foi necessário o contato íntimo e efetivo entre ambos. Para tanto, a superfície da estrutura metálica, além de previamente polida, foi limpa com álcool isopropílico para remoção final de gorduras. Uma pequena quantidade de adesivo (Loctite 406, Henkel Loctite Adesivos Ltda., Itapevi-São Paulo) foi aplicada sobre a superfície de contato dos extensômetros que, depois do posicionamento adequado, a eles foi exercida uma pressão digital interposta por uma folha plástica maleável por um período de 3 minutos.

Os sinais elétricos foram captados por um aparelho controlado por computador (ASD0500; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP), sendo processado por um *software* específico (AqDados 7; Lynx) (Koke *et al.*, 2004; Naconecy *et al.*, 2004; Tramontino *et al.*, 2008; Daroz, 2009) (Figura 18).

O seguinte protocolo de procedimentos foi seguido: Os análogos receberam as nomeclaturas A, B e C, a supraestrutura foi posicionada sobre as réplicas no modelo, assentada, os parafusos foram colocados em posição e apertados manualmente com auxílio de chave digital, sempre começando pelo análogo central seguido aos dois adjacentes ao mesmo (Jemt, 1991), finalizando com o auxílio de um torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo – SP) e um torque de 20 Ncm nos parafusos protéticos correspondentes (Watanabe *et al.*, 2000).

Antes de iniciar as leituras o aparelho foi calibrado de acordo com recomendações do fabricante.

A distribuição e a sequência para a leitura e análise nos 40 modelos se deu por sorteio dos mesmos. As leituras foram feitas por um mesmo operador e sempre em triplicata, da qual se tirava a média. Após cada sequência de leituras, novo jogo de parafusos protéticos era utilizado.

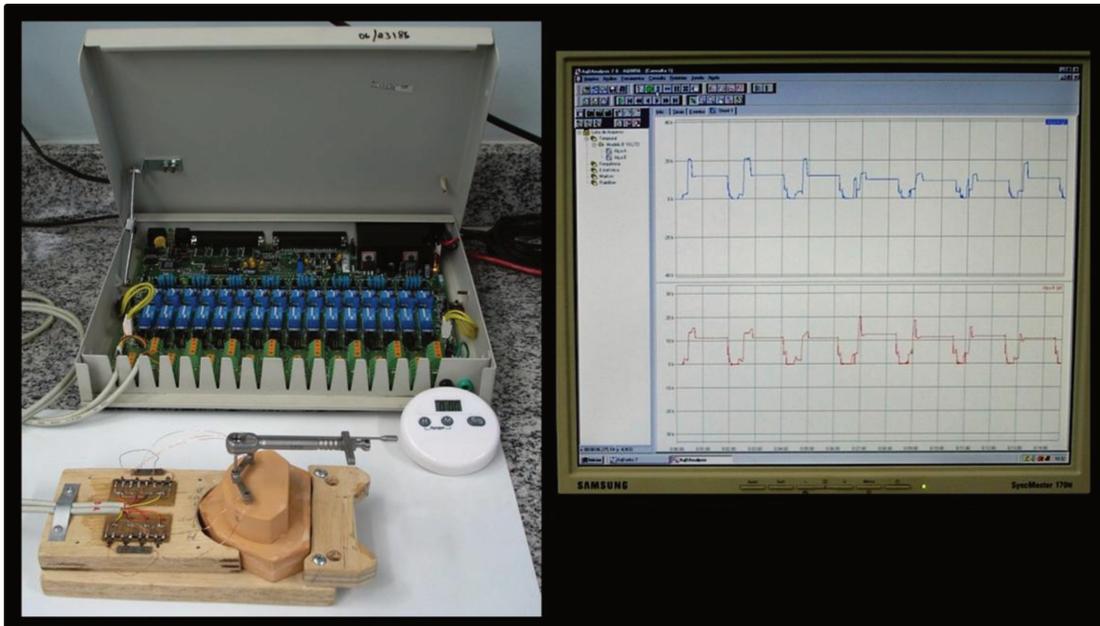


Figura 18. Equipamento para leitura de Tensões; Leitura sendo efetuada em um dos modelos.

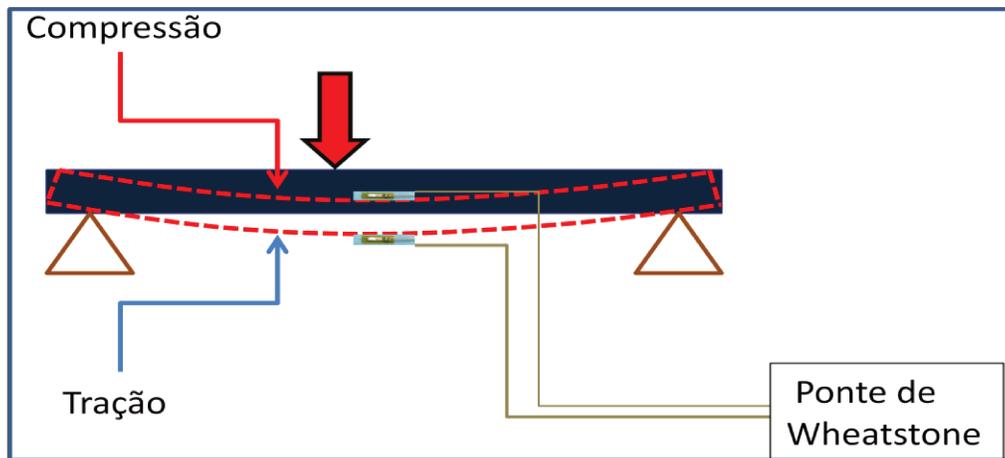


Figura 19. Desenho esquemático da leitura extensométrica de uma estrutura sob deformação (flexão).

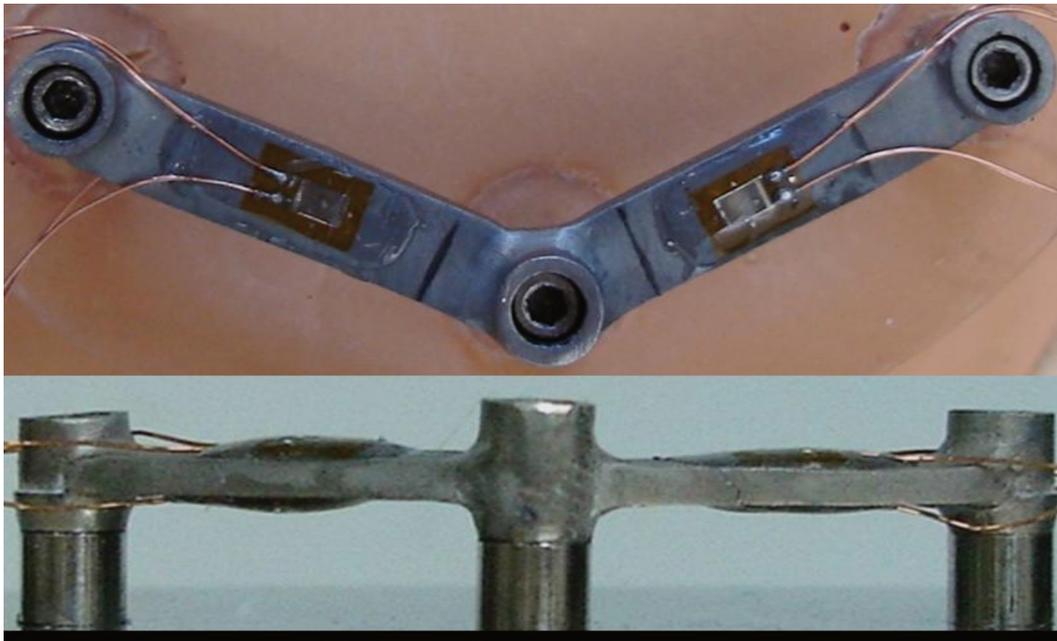


Figura 20. Extensômetros fixados à supraestrutura.

### Análise estatística

Para a comparação dos grupos foi utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%.

Para o cálculo do coeficiente de correlação foi utilizada a fórmula do coeficiente de correlação de Pearson em seguida fez-se o teste de hipótese para verificar se o valor do coeficiente encontrado pode ser aceito como significativo. Também aqui o nível de significância adotado foi o de 5%. O banco de dados foi construído do software Excel e os testes estatísticos foram realizados no programa BioEstat 4.0.

Foram analisados quatro grupos onde cada grupo tinha dez repetições (modelos). As variáveis de análises foram **tensão** e **desajuste**.

Para a verificação da normalidade dos dados utilizou-se o teste de Shapiro-Wilk, no nível de significância de 5%. Para a variável desajuste o valor do teste foi  $W=0,3512$  com  $p\text{-valor} = 0,0001$  e para a variável tensão o valor do teste

foi  $W=0,7875$  com  $p\text{-valor}=0,0001$ . Sendo, ambos os valores de  $p$  menor que o nível fixado (5%), não é possível admitir a normalidade dos dados. Assim sendo utilizou-se o teste estatístico não-paramétrico de Kruskal-Wallis para a verificação de existência de diferença significativa entre os grupos com respeito às duas variáveis estudadas. Utilizou-se comparações múltiplas, também não-paramétricas, para indicar qual ou quais os grupos que levaram à significância estatística.

## 5. Resultados

Utilizando-se do teste de Kruskal-Wallis para comparações múltiplas, verificou-se que para a variável **tensão** o valor de p foi  $p= 0,0043$  e para a variável **desajuste** o p encontrado foi  $p= 0,6073$ . Sendo o  $\alpha$  fixado em 0,05, foi possível inferir que apenas para a variável tensão, os grupos apresentam diferença estatisticamente significativas entre si.

A tabela 1 e a figura 21 mostram as médias (desvio padrão) dos valores de **tensão** em função dos grupos experimentais. Os resultados indicam que a menor média de tensão foi observada com o Grupo C, quando comparado aos demais grupos, os quais não diferiram significativamente entre si.

**Tabela 1.** Médias dos valores de tensão (gf) (desvio padrão) e em função dos grupos experimentais.

Grupo	Tensão gf (dp)
Grupo A	8359,15 (2287,82) a
Grupo B	10037,63 (4953,50) a
Grupo C	5859,66 (976,14) b
Grupo D	7590,84(1782,14) a

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si pelo teste de Kruskal-Wallis ( $\alpha=0,05$ ).

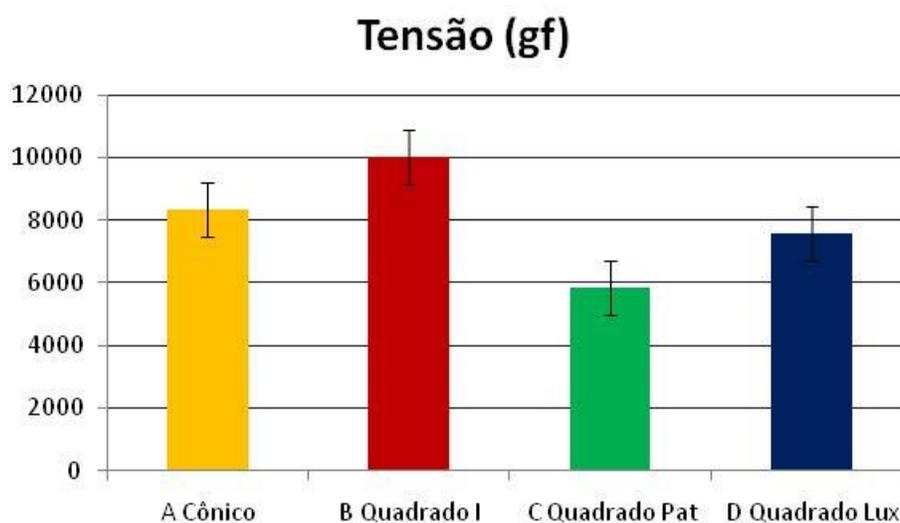


Figura 21. Gráfico das médias dos valores de tensão (gf) em função dos grupos experimentais.

A tabela 2 e a figura 22 mostram as médias (desvio padrão) dos valores de **desajuste marginal** ( $\mu\text{m}$ ) em função dos grupos experimentais. O teste de Kruskal-Wallis mostrou não haver diferença significativa entre os grupos.

**Tabela 2.** Médias dos valores de desajuste marginal ( $\mu\text{m}$ ) em função dos grupos experimentais.

Grupo	Desajuste marginal $\mu\text{m}$ (dp)
Grupo A	16 (0,005) a
Grupo B	26 (0,031) a
Grupo C	14 (0,002) a
Grupo D	15 (0,003) a

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si, pelo teste de Kruskal-Wallis ( $\alpha=0,05$ ).

## Desajuste Marginal ( $\mu\text{m}$ )

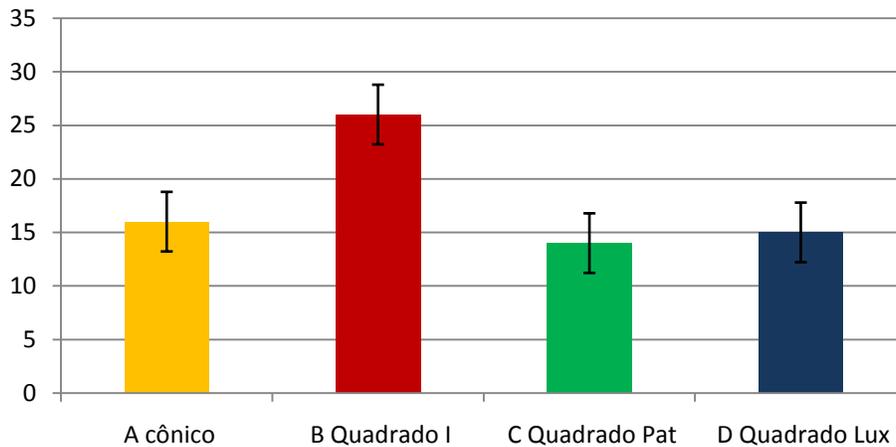


Figura 22. Gráfico das médias dos valores de desajuste marginal ( $\mu\text{m}$ ) em função dos grupos experimentais.

### Coeficiente de Correlação

Foi analisada a possível correlação existente entre os valores de desajuste marginal e os valores de tensão. Para isso, calculou-se o coeficiente de correlação de Pearson entre as variáveis tensão e desajuste para todos os grupos avaliados no estudo. A tabela 3 e a figura 23, mostram que houve correlação positiva ( $p < 0,0074$ ) entre os valores de tensão e desajuste marginal. Essa correlação positiva foi considerada forte ( $r = 0,4169$ ).

**Tabela 3.** Correlação dos valores de desajuste marginal com os valores de tensão induzida à supraestrutura.

	<b>Coefficiente de Pearson</b>	<b>(p)</b>
Valores de Desajustes/Valores de Tensões	0,4169	< 0,0074
Coeficiente de Pearson (-1 a 1)		

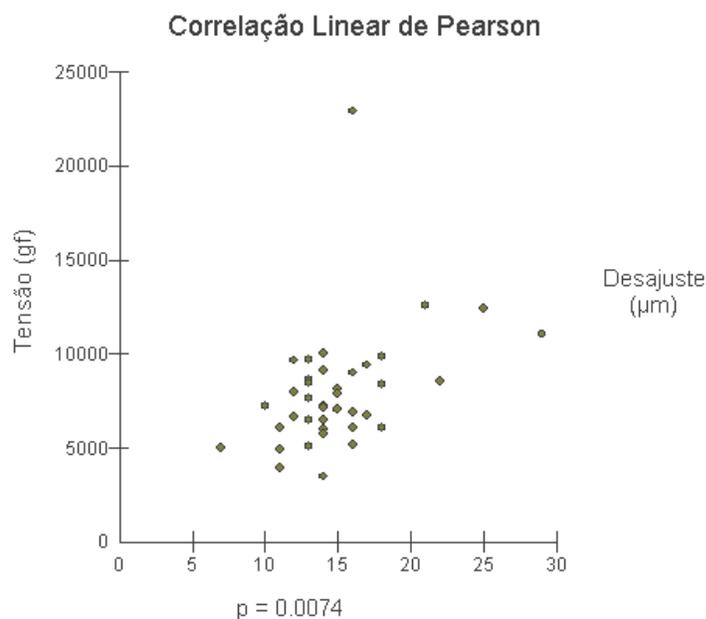


Figura 23 Correlação de todos os desajustes/todas as tensões desajuste marginal com os valores de tensão induzida.

Pode-se afirmar que quando há aumento nos valores de desajuste marginal, há também aumento nos valores de tensão.

## 6. Discussão

A primeira hipótese proposta por este estudo de que uma técnica de moldagem de transferência usando um novo material, seria melhor que às já existentes, foi rejeitada. A técnica que teve o melhor resultado dentre as quatro estudadas, foi a que usou bastões pré-fabricados de resina acrílica ativada quimicamente para esplintagem. Os resultados mostram que o grupo que usou o novo material para esplintagem dos transferentes, não levou à redução significativa dos valores de tensão induzida à supraestrutura.

Segundo Sahin & Çehreli, 2001 um dos principais desafios para um protesista é a entrega de uma prótese aceitável que não comprometa a longevidade do tratamento. Ajuste passivo (sinônimo de "ajuste ideal") é assumido ser um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da interface osso-implante. Para prover ajuste passivo ou uma supraestrutura livre de tensões, a estrutura deveria, teoricamente, induzir tensão zero nos componentes do implante e no osso circunvizinho. Esta exigência pode ser provida por um contato completo e simultâneo das superfícies internas de todos os retentores por todos os pilares. Indiscutivelmente a precisa reprodução da posição dos implantes para modelos de trabalho tem significativa participação. Ainda, de acordo com Phillips, *et al.*, 1994 uma técnica de moldagem deveria levar idealmente o menor tempo, ser de fácil realização, barata, confortável para o paciente e apresentar os melhores resultados.

Neste contexto, embora as técnicas não tenham diferido estatisticamente, quanto aos desajustes marginais (a menor média foi obtida no Grupo C, 14 $\mu$ m - quadrados esplintados com bastões de resina), estes desajustes induziram tensão à supraestrutura.

A técnica que teve o melhor resultado dentre as quatro estudadas, tem, porém, o maior tempo para execução, exigindo várias etapas de procedimentos,

dificuldade operatória e desconforto para o paciente. Já a técnica que usou um novo material, não diferiu das demais quanto aos desajustes marginais. Com relação às tensões, exceto em relação à técnica de transferentes quadrados esplintados com bastões de resina, também não mostrou diferença estatisticamente significativa. Pode-se apontar como vantagens desta em relação às demais técnicas: menor tempo de execução (executada em uma única etapa), facilidade operatória, baixo custo e conforto para o paciente.

As técnicas testadas neste trabalho vêm sendo empregadas comumente na prática clínica e também sendo alvo de muitas pesquisas para avaliação de sua precisão. Entretanto, a maioria desses experimentos utilizou como meio de mensuração a microscopia, outra parte utilizou a extensometria, elemento finito e a fotoelasticidade. Nenhum estudo utilizou simultaneamente dois métodos de mensuração, conforme relata a literatura: Usando bastões de resina para unir os transferentes (Humphries *et al.*, 1990; Carr e Sokol, 1991; Fenton *et al.*, 1991; Rodney *et al.*, 1991; Assif *et al.*, 1992; Carr, 1992; Phillips *et al.*, 1994; Pinto *et al.*, 2001; Goiato *et al.*, 2002; Assunção, *et al.*, 2004; Rodrigues, 2006; Del'Acqua, *et al.*, 2008; Gennari Filho *et al.* 2009); usando resina acrílica sobre fio dental para unir os transferentes ( Spector *et al.*, 1990; Hsu *et al.*, 1993; Inturregui *et al.*, 1993; Assif *et al.*, 1996; Burawi *et al.*, 1997; Conrad *et al.*, 2009); usando resina acrílica e resina composta autopolimerizável (Augustin *et al.*, 2009); usando resina composta fotopolimerizável (Ivanhoe, *et al.*, 2006) usando gesso para moldagem (Inturregui *et al.*, 1993; Assif, *et al.*, 1999; Wise, 1991); Cônicos e quadrados isolados (Carr e Sokol, 1991; Carr, 1991; Carr, 1992; Rodney *et al.*, 1991).

Quando o posicionamento dos análogos nos corpos de prova é avaliado microscopicamente apenas no plano horizontal (Rodney, Johansen, Harris, 1991; Liou *et al.*, 1993; Pinto, 1995; Goiato, 1997; Burawi, *et al.*, 1997; Del'Acqua *et al.*, 2008), menos precisos são os resultados, visto que as precisões e imprecisões das técnicas de transferência possuem um caráter tridimensional.

Poucos estudos incorporam como método de mensuração, extensômetros de resistência elétrica para determinar qual a técnica que introduz menores distorções (Inturregui *et al.*, 1993; Assif, Marshak, Schimidt, 1996; Assif *et al.*, 1999; Nissan *et al.*, 2001; Naconecy *et al.*, 2004).. A extensometria permite exercícios como a comparação de tensões decorrentes do aperto de um (conforme protocolo de avaliação laboratorial de passividade pelo teste do parafuso único) ou dois parafusos protéticos (reproduzindo a situação clínica de instalação das próteses).

Outros métodos para análise de tensões, como a fotoelasticidade e o elemento finito, se limitam à análise de uma única estrutura protética (Koke *et al.*, 2004), não permitindo a apreciação quantitativa dos dados.

O uso da extensometria para a avaliação das tensões induzidas foi o método de escolha nesse estudo por apresentar confiabilidade respeitada na literatura. Possibilitou também a avaliação quantitativa dos dados.

Vários estudos comprovaram a utilização do método em ensaios quantitativos (Glantz *et al.*, 1993; Watanabe *et al.*, 2000; Naconecy *et al.*, 2004; Tramontino *et al.*, 2008; Daroz 2009).

A quantidade de deformação sofrida por um corpo de prova medida por um modelo extensométrico depende de uma série de variáveis como, por exemplo: magnitude e direção da carga imposta, o desenho do corpo de prova, o material do corpo de prova e seu módulo de elasticidade, a posição dos extensômetros na superfície do corpo de prova (Daroz, 2009), a perfeita colagem dos extensômetros, a calibração correta do aparelho de medição, o torqueamento executado para leituras nos modelos (mesmo com torquímetro calibrado), a perda da pré-carga devido à deformação plástica dos parafusos de protéticos de fixação, causado pela repetição de torques, dentre outras.

A segunda hipótese do presente estudo, de que haveria correlação direta entre desajuste marginal e as tensões geradas foi confirmada. O coeficiente de Pearson apresentado entre as variáveis **tensão** e **desajuste**, para todos os grupos avaliados foi,  $r=0,4169$  com  $p<0,0074$ , indicando ter havido correlação positiva, isto é, quando há aumento nos valores de desajuste marginal, há também aumento nos valores de tensão. Essa correlação foi considerada forte, tendo em vista que a existência de correlação perfeita se dá quando o coeficiente é igual a 1. A proporcionalidade entre as variáveis também foi confirmada. Essa observação está de acordo com os resultados de Daroz, 2009, que ao avaliar tensões axiais e laterais geradas por diferentes padrões de desajuste marginal em estruturas múltiplas implanto-retidas, constatou que, maiores níveis de desajuste produziram maior quantidade de tensões.

Há outros estudos que constataram relação direta entre desajuste marginal e tensão induzida (Clelland, 1995; Millington & Leung, 1995) concluíram que não houve proporcionalidade entre as variáveis. Entretanto, os resultados apresentados por Torres, (2005), e Tramontino (2008), mostraram a inexistência de correlação entre os valores de adaptação marginal e tensões geradas aos implantes.

A metodologia empregada no experimento realizado, utilizando-se dois métodos de mensuração, permitiu visão mais completa das diversas técnicas estudadas, possibilitando dessa forma, melhor avaliação do que pode ocorrer em uma situação clínica. Os resultados permitiram observar também, que apesar dos valores de desajustes serem pequenos, inferior a média de outras pesquisas, mesmo assim esses desajustes induziram tensão à supraestrutura. A procura por novas técnicas de moldagens e novos materiais, pode ser objeto de novas pesquisas.

## **7. Conclusão**

Dentro das limitações deste estudo, pôde-se concluir que:

1- Dentre as quatro técnicas estudadas, a mais precisa foi a que usou transferentes quadrados esplintados com bastões de resina pré-fabricados, tanto para desajuste como para tensão induzida;

2- Há correlação direta entre desajuste marginal e tensão gerada à supraestrutura.

## . Referências \*

1. Abdullah MA, Talic YF. The effect of custom tray material type and fabrication technique on tensile bond strength of impression material adhesive systems. *J. Oral Rehabil.* 2003; 30(3): 312-317.
2. Aparicio CA New method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: A two-year report. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 1994; 14(5): 405-419.
3. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 1992; 12(2): 112-21.
4. Assif D, Marshak B, Nissan JA. modified impression technique for implant-supported restoration. *J. Prosthet. Dent.* 1994; 71(6): 589-591.
5. Assif D, Marshak B, Schmidt. A. Accuracy of implant impression techniques. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1996; 11(2):216-222.
6. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1999; 14(6): 885-888.
7. Assunção WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent.* 2004; 13(4): 358-366.

---

\*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

8. Alves Junior RT, Gouveia CVD, Carvalho WR, Ferreira VF, Mussallen FO, Barbosa ESP. Nova técnica de moldagem com união dos copings com resina acrílica comparada com a transferência com silicone de adição. Braz Oral Res 2009;23(Suppl. 1):92-110 (Proceedings of the 26th SBPqO Annual Meeting); Águas de Lindoia – São Paulo – Brasil.
9. Augustin A, Flâmia KS, Manfro R, Bortoluzzi MC. Avaliação da contração de polimerização da resina Sterngold. Braz Oral Res 2009;23(Suppl. 1):92-110 (Proceedings of the 26th SBPqO Annual Meeting); Águas de Lindoia – São Paulo – Brasil
10. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981; 10(6):387- 416.
11. Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992; 7(3):330-7.
12. Bindra B, Heath JR. Adhesion of elastomeric impression materials to trays. J. Oral Rehabil. 1997; 24(1): 63-69.
13. Burawi, G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. J. Prosthet. Dent. 1997; 77(1): 68-75.
14. Bressani JA. Análise comparativa da precisão de moldagem de transferência de implante unitário entre hidrocolóide irreversível e silicone de adição [dissertação] Campinas: São Leopoldo Mandic; 2006
15. Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. Int. J. Oral Maxillofac. Implants.1991; 6(4): 448-455.

16. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1992; 7(4): 468-475.
17. Carr AB, Sokol J. Accuracy of casts produced by the Nobelpharma impression techniques.[Abstract 198] *J Dent Res* 1991; 290.
18. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J. Oral Rehabil.* 1996; 23(11): 782-789.
19. Coelho AB. Avaliação do comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais. [dissertação]: Bauru: USP/FOB; 1997.
20. Cabral LM. Análise comparativa de quatro técnicas de moldagem de implantes. [dissertação] Brasília: UNB/ FCS; 2005.
21. Chavez AM. Avaliação da precisão das técnicas de moldagem para próteses implantossuportadas sobre implantes alinhados e implantes não alinhados. [dissertação]: Araraquara: UNESP/FOAR; 2007.
22. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J. Prosthet. Dent.* 2007; 97(6): 349-356.
23. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int. J. Prosthodont.* 2001; 14(2): 152-158.
24. Daroz LGD. Comportamento mecânico de restaurações múltiplas implanto-retidas frente à presença de desajustes marginais. [tese] Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.
25. De La Cruz JE, Frankenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Craser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard

impressions with verification jigs made of different materials. J. Prosthet. Dent. 2002; 88(3):329-336.

26. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Campagnoni MA, De Assis Mollo JRF. Accuracy of impression an pouring tehcniques for na implant-supported prosthesis. International Journal of Oral Maxillofacial Implants. 2008; 23(2): 226-236.

27. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. J. Prosthet. Dent. 2000; 84(1): 108-110.

28. Fenton AH. The accuracy of implant impression procedures. J Dent Res. 1991; 70:399.

29. Goiato MC, Domitti SS, Consani S. Influência dos materiais de moldagem e técnicas de transferência em implante, na precisão dimensional dos modelos de gesso. Jbc: J. Bras. Odontol. Clín. 1998; 2(8): 45-50.

30. Goiato MC, Gennari Filho H, Fajardo RS, Assunção WG, Dekon SFC.. Comparação entre três materiais de moldagem e três técnicas de moldagem de transferência para implantes. Bci: Rev. Bras. Cir. Implantodont. 2002; 9(34): 164-168.

31. Gregory-Head B, Labarre E. Two-step pick-up impression procedure for implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 1999; 82(5): 615-616.

32. Gennari Filho H, Mazaro VQ, Vedovato E, Assunção WG, Dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Prt 2 – Comparison of Splintig. J.of Prosthodont. 2009; 18 172-176.

33. Herbst D, Nel Jc, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. J. Prosthet. Dent. 2000; 83(5): 555-561.

34. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J. Prosthet. Dent.* 1993; 69(6): 588-593.
35. Humphries, R. M.; Yaman, P.; Bloem, T. J. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1990; 5(4): 331-336.
36. Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J. Prosthet. Dent.* 1997; 78(6): 550-553.
37. Inturregui JA, Aquilino AS, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J. Prosthet. Dent.* 1993; 69(5): 503-509.
38. Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. *J. Prosthet. Dent.* 1991; 66(3): 410-411.
39. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1991; 6(3): 270-276.
40. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1994; 9(2): 169-178.
41. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21:747-55.
42. Lee HS, Hochstetter JL, Ercoli C. The accuracy of implants impressions: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* 2008; 100(4): 285-291.

43. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit<sup>®</sup>-2 system. *J. Oral Rehabil.* 2000; 27(7): 629-638.
44. Lopes Junior T. Determinação das forças geradas por resinas acrílicas ativadas quimicamente durante o processo de transferência da posição de implantes – Análise Fotoelástica [dissertação] Uberlândia: UFU/Odontologia; 2008.
45. Luebke RJ, Scandrett FR, Kerber PE. The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. *J. Prosthet. Dent.* 1979; 41(5): 517-521.
46. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part I: stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995;8(6):511-516
47. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: Master cast verification, corrected cast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 1994; 71(2): 197-200.
48. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J. Prosthet. Dent.* 1990; 64(6): 684-688.
49. Moon PC, Eshleman JR, Douglas HB, Garrett SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 1978; 40(1): 35-38.
50. Modesto LCP. Comparação *in vitro* da precisão de modelos obtidos a partir da moldagem de transferência de próteses implantossuportadas, utilizando um silicone e um poliéter.[dissertação] Campinas: São Leopoldo Mandic; 2006.

51. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Carvieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple pilares. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2004; 19(2): 192-198.
52. Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int. J. Prosthodont.* 1992; 5(6): 542-549.
53. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses . Part II: Prosthetic aspects . *J Prosthet Dent.* 1992; 68(6):949-56.
54. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J. Prosthet. Dent.* 2000; 83(2): 161-165.
55. Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J. Oral Rehabil.* 2002; 29(4): 357-361.
56. Nissan J, Barnea E, Krauze E, Assif D. Impression technique for partially edentulous patients. *J. Prosthet. Dent.* 2002; 88(1): 103-104.
57. Phillips K M. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1994; 9(5): 533-540.
58. Pinto JHN. Estudo comparativo entre técnicas de moldagem para implantes odontológicos. *Rev. Fac. Odontol. Bauru, Bauru.* 2001; 93(4): 167-172.
59. Ribas FL. Análise comparativa de cinco diferentes técnicas de moldagem em prótese sobre implante. [dissertação] Belo Horizonte: PUC/Odontologia; 2008.
60. Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two implant impression copings. [Abstract 953]. *J Dent Res* 1991;70:385.

61. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J. Prosthet. Dent.* 2000; 84(6): 602-607.
62. Rodrigues RA. Avaliação *in vitro* entre diferentes técnicas e métodos de união de transferentes de moldagem utilizados na implantodontia [dissertação] Natal: Univ.Potiguar/Odontologia; 2006.
63. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. *Implant. Dent.* 2001; 10(2): 85-92.
64. Shiau JC, Chen LL, Wu CT. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. *J. Prosthet. Dent.* 1994; 72(1): 23-25.
65. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 1993; 49(6): 843-848.
66. Sakuno A. Análise da precisão de duas técnicas de moldagem para prótese sobre implantes[dissertação] Campinas: São Leopoldo mandic; 2004.
67. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J. Prosthet. Dent.* 1990; 63(4): 444-447.
68. Tramontino VS. Próteses fixas implanto-retidas: influência do pilar intermediário e dos ciclos de cocção da cerâmica nos desajustes e nas tensões induzidas às fixações. [dissertação.] Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.
69. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J. Prosthet. Dent.* 2000; 83(5): 562-566.

70. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J. Prosthet. Dent.* 2003; 89(2): 186-192.

71. Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. The 10- year-old Toronto study. *Br Dent J.* 1991;170(12):439-44.

72. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1994; 9(4): 405-411.

73. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J. Prosthet. Dent.* 2000; 83(3): 323-331.

74. Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *J. Prosthet. Dent.* 2001; 86(5): 532-538.

## Apêndice

### Dados originais- Tensão Modelos

Grupo	Modelo	Alça	Leitura	Repetição 1	Repetição 2	Repetição 3	Média da peça
Grupo A	1	A	AB	5172,12	5265,72	5379,84	8532,96
			BA	5388,05	4855,70	5479,97	
		B	AB	11931,40	12187,90	12129,20	
			BA	11751,00	11087,20	11767,40	
	2	A	AB	9251,40	7212,29	8116,92	7255,13
			BA	7387,17	7190,97	7293,75	
		B	AB	6820,20	6663,09	6640,56	
			BA	6936,35	6609,41	6939,44	
	3	A	AB	2158,46	2084,26	2190,07	7256,15
			BA	1881,38	1953,28	2069,67	
		B	AB	12576,90	12413,90	12458,90	
			BA	12587,20	12307,30	12392,50	
	4	A	AB	12995,90	12904,70	12859,30	7675,09
			BA	13319,50	13365,20	13496,40	
		B	AB	1721,05	1835,13	1748,13	
			BA	2672,79	2550,28	2632,68	
	5	A	AB	11553,80	11710,50	11720,30	12456,28
			BA	12264,90	12476,80	12486,60	
		B	AB	13094,40	13373,60	13396,80	
			BA	12385,90	12398,20	12613,50	
6	A	AB	7804,74	7359,00	8255,54	8623,12	
		BA	8734,19	8907,67	8850,72		
	B	AB	9741,80	9559,57	10388,80		
		BA	1088,90	11275,80	11510,70		
7	A	AB	14093,80	14488,00	14312,50	9732,96	
		BA	15339,10	15156,60	15349,60		
	B	AB	4595,34	4163,08	4185,10		
		BA	5249,57	4827,80	5035,08		
8	A	AB	15487,50	15064,10	14967,30	9421,77	
		BA	15925,40	16627,10	15926,40		
	B	AB	3776,73	4385,04	4006,44		
		BA	2778,60	1985,32	2131,31		
9	A	AB	6337,55	6353,22	6404,06	9145,37	
		BA	5907,92	5966,07	5789,91		
	B	AB	11989,10	11948,50	12037,50		
		BA	12566,00	12223,40	12221,20		
10	A	AB	2764,84	2991,27	2808,25	3492,64	
		BA	3160,68	3297,09	3145,81		
	B	AB	3806,02	3828,97	3847,93		
		BA	4161,28	4072,69	4026,89		
<b>Média gf (Grupo A)</b>					8359,15	8359,15	
<b>DP</b>					4462,26	2287,82	

Grupo	Modelo	Alça	Leitura	Repetição 1	Repetição 2	Repetição 3	Média da peça
Grupo B	1	A	AB	1970,96	2193,47	1958,67	8156,07
			BA	1263,66	1327,90	1450,72	
		B	AB	14261,00	13856,40	14283,30	
			BA	15263,30	15115,00	14928,40	
	2	A	AB	7432,15	7403,87	7944,66	8418,71
			BA	7085,75	6740,54	7255,99	
		B	AB	8566,41	9056,32	9234,80	
			BA	10533,30	8876,67	10894,10	
	3	A	AB	2161,12	1767,02	2172,54	6036,70
			BA	2021,82	2171,99	2235,12	
		B	AB	9840,64	10088,00	9838,92	
			BA	9965,10	9985,50	10192,60	
	4	A	AB	1387,81	1597,90	1593,30	6897,75
			BA	2036,94	2056,14	2139,53	
		B	AB	11774,30	11821,70	11982,00	
			BA	12184,20	12019,50	12179,70	
	5	A	AB	6589,48	6864,60	7264,05	12586,43
			BA	7009,01	6763,98	7176,69	
		B	AB	18165,90	18307,60	18148,90	
			BA	18202,00	18099,30	18445,60	
	6	A	AB	3550,07	3767,90	3797,50	6678,48
			BA	3374,41	3164,96	3271,40	
		B	AB	9894,64	9671,96	9773,98	
			BA	9845,08	10048,50	9981,36	
	7	A	AB	3170,62	2886,19	3373,50	7968,75
			BA	3047,51	3125,53	2988,11	
		B	AB	13022,60	12729,00	12684,20	
			BA	12655,50	12973,80	12968,40	
	8	A	AB	10231,00	10232,20	10128,70	9661,99
			BA	9797,06	9749,94	9708,96	
		B	AB	9328,71	9091,70	9214,81	
			BA	9558,90	9353,57	9548,35	
	9	A	AB	31581,30	30926,20	37839,60	22904,05
			BA	31723,30	13080,60	41198,00	
		B	AB	11015,20	13617,30	16059,30	
			BA	16924,40	14448,80	16434,60	
	10	A	AB	11951,00	12201,60	11875,80	11067,37
			BA	9826,55	9066,22	8874,34	
		B	AB	11211,20	11202,10	11026,10	
			BA	12493,50	11397,80	11682,25	
Média gf(Grupo B)					10037,63		10037,63
DP					6966,58		4953,50

Grupo	Modelo	Alça	Leitura	Repetição 1	Repetição 2	Repetição 3	Média da peça
Grupo C	1	A	AB	313,97	94,36	25,35	4919,85
			BA	384,96	478,38	438,33	
		B	AB	9494,66	9470,34	9381,79	
			BA	9754,69	9670,40	9530,91	
	2	A	AB	557,56	771,50	628,62	5078,25
			BA	1330,97	1085,23	1368,68	
		B	AB	9014,99	9198,09	9165,69	
			BA	9343,75	9097,94	9375,93	
	3	A	AB	1003,65	1228,69	1155,90	5776,28
			BA	947,68	1046,16	904,28	
		B	AB	10682,20	10591,30	10486,80	
			BA	10256,80	10610,20	10401,70	
	4	A	AB	1638,78	1483,03	1429,25	6482,13
			BA	2333,99	2224,08	2278,82	
		B	AB	11134,60	11060,50	10950,50	
			BA	11143,80	10946,80	11161,40	
	5	A	AB	5354,49	5641,54	5322,85	7029,96
			BA	7011,89	6861,18	7377,71	
		B	AB	6959,62	7231,26	7233,31	
			BA	8489,09	8142,49	8734,08	
6	A	AB	2290,82	2304,34	2282,54	7071,38	
		BA	2758,68	2673,26	2919,06		
	B	AB	11405,40	11353,50	11579,80		
		BA	11865,60	11454,00	11969,60		
7	A	AB	781,00	833,34	623,40	6093,45	
		BA	199,05	400,41	117,56		
	B	AB	11614,00	11314,20	11613,10		
		BA	11840,70	11768,00	12016,60		
8	A	AB	1031,62	1113,19	1190,76	6058,21	
		BA	719,56	662,52	567,03		
	B	AB	11368,10	11157,00	11237,10		
		BA	11099,90	11204,40	11347,30		
9	A	AB	3611,09	3484,14	3246,15	6064,66	
		BA	3007,52	2927,33	2993,80		
	B	AB	8772,28	8728,64	8776,16		
		BA	9080,81	9028,18	9119,79		
10	A	AB	3644,09	3534,87	3099,10	3932,43	
		BA	3655,23	3826,94	3929,41		
	B	AB	4076,79	4166,60	3894,87		
		BA	4215,73	4708,23	4437,32		
<b>Média (Grupo C)</b>					5850,66		5850,66
<b>DP</b>					4248,25		976,14

Grupo	Modelo	Alça	Leitura	Repetição 1	Repetição 2	Repetição 3	Média da peça
Grupo D	1	A	AB	454,58	635,78	226,11	5013,82
			BA	877,05	1319,06	1112,22	
		B	AB	9081,82	9470,33	8739,80	
			BA	9441,28	9554,77	9253,04	
	2	A	AB	2014,49	2055,52	1798,49	6762,81
			BA	2308,82	2445,42	2304,27	
		B	AB	11270,20	11249,30	11097,20	
			BA	11833,60	11241,10	11535,30	
	3	A	AB	2508,55	2494,85	2774,08	7154,81
			BA	2901,11	2383,95	2256,37	
		B	AB	11709,10	11709,60	11740,10	
			BA	11707,00	11710,90	11962,10	
	4	A	AB	1637,67	1482,76	1428,86	6481,97
			BA	2333,79	2224,22	2278,84	
		B	AB	11134,50	11061,40	10950,50	
			BA	11143,70	10946,60	11160,80	
	5	A	AB	302,10	483,63	355,76	5195,74
			BA	1716,40	2011,73	2218,16	
		B	AB	9303,71	9204,57	8998,42	
			BA	8858,39	9595,69	9300,30	
	6	A	AB	2568,56	2470,29	2426,62	8470,44
			BA	3689,78	3361,30	3476,24	
		B	AB	13439,70	13444,70	13533,80	
			BA	14752,00	13996,90	14485,40	
	7	A	AB	4121,73	3615,57	3831,92	10017,93
			BA	3461,42	3936,07	3652,71	
		B	AB	16436,40	16138,40	16365,90	
			BA	15859,80	16680,40	16114,80	
	8	A	AB	4921,16	3825,77	4021,87	9900,22
			BA	3925,57	4043,47	3970,68	
		B	AB	16560,70	14408,60	15997,30	
			BA	15210,70	16268,20	15648,60	
	9	A	AB	4224,37	4084,03	3946,91	7897,71
			BA	4457,80	4425,37	4405,86	
		B	AB	11595,30	11386,50	11443,00	
			BA	11542,50	11584,30	11676,60	
	10	A	AB	4637,93	4792,76	4709,69	9012,92
			BA	5132,15	4958,45	4932,40	
		B	AB	13065,30	13190,10	13014,30	
			BA	13489,10	13310,80	12922,00	
<b>Média gf(Grupo D)</b>				7590,84		7590,84	
<b>DP</b>				5124,18		1782,54	

## 1.2 Desajuste – Modelos

Grupo	Modelo	Face	Pilar A (mm)			Pilar B (mm)			Pilar C (mm)			média	
MATRIZ CT	1	V	0,018	0,015	0,019	0,008	0,010	0,011	0,010	0,014	0,009	0,012	
		L	0,017	0,020	0,016	0,011	0,009	0,009	0,010	0,007	0,011		
MATRIZ ST	1	V	0,046	0,040	0,046	0,010	0,012	0,013	0,017	0,012	0,014	0,022	
		L	0,020	0,022	0,018	0,031	0,030	0,027	0,012	0,012	0,013		
Grupo	Modelo	Face	Pilar A (mm)			Pilar B (mm)			Pilar C (mm)			média	MÉDIA GA
Grupo A	1	V	0,019	0,020	0,018	0,017	0,019	0,015	0,014	0,013	0,015	0,022	0,016
		L	0,015	0,018	0,015	0,060	0,050	0,051	0,012	0,018	0,013		
	2	V	0,016	0,018	0,017	0,006	0,008	0,008	0,009	0,011	0,009	0,010	0,014
		L	0,004	0,002	0,004	0,014	0,013	0,016	0,009	0,009	0,011		
	3	V	0,018	0,015	0,020	0,014	0,011	0,013	0,014	0,012	0,012	0,014	
		L	0,010	0,012	0,011	0,011	0,010	0,013	0,020	0,015	0,015		
	4	V	0,011	0,013	0,014	0,016	0,014	0,014	0,014	0,017	0,015	0,013	
		L	0,015	0,014	0,013	0,015	0,016	0,013	0,008	0,009	0,007		
	5	V	0,082	0,081	0,084	0,014	0,017	0,016	0,020	0,015	0,021	0,025	
		L	0,019	0,020	0,018	0,019	0,016	0,018	0,020	0,017	0,016		
	6	V	0,014	0,016	0,015	0,011	0,009	0,011	0,014	0,011	0,013	0,013	
		L	0,015	0,015	0,012	0,015	0,016	0,014	0,009	0,010	0,012		
	7	V	0,013	0,016	0,014	0,009	0,011	0,012	0,026	0,019	0,023	0,013	
		L	0,010	0,009	0,011	0,011	0,013	0,012	0,009	0,009	0,011		
	8	V	0,032	0,033	0,031	0,012	0,011	0,011	0,031	0,025	0,023	0,017	
		L	0,012	0,008	0,012	0,011	0,009	0,008	0,016	0,015	0,014		
	9	V	0,017	0,015	0,020	0,018	0,018	0,020	0,016	0,018	0,017	0,014	
		L	0,010	0,015	0,010	0,010	0,011	0,013	0,013	0,010	0,009		
	10	V	0,015	0,016	0,014	0,011	0,012	0,010	0,014	0,013	0,015	0,014	
		L	0,009	0,010	0,012	0,018	0,020	0,021	0,011	0,011	0,012		
Grupo	Modelo	Face	Pilar A (mm)			Pilar B (mm)			Pilar C (mm)			média	MÉDIA GB
Grupo B	1	V	0,016	0,016	0,018	0,019	0,022	0,017	0,020	0,021	0,021	0,015	0,026
		L	0,009	0,008	0,010	0,013	0,011	0,013	0,010	0,013	0,011		
	2	V	0,014	0,016	0,015	0,015	0,017	0,013	0,014	0,016	0,015	0,018	0,015
		L	0,018	0,016	0,015	0,032	0,033	0,031	0,013	0,014	0,013		
	3	V	0,016	0,014	0,015	0,013	0,015	0,013	0,017	0,014	0,016	0,014	
		L	0,012	0,011	0,015	0,011	0,015	0,013	0,012	0,011	0,014		
	4	V	0,018	0,016	0,017	0,019	0,014	0,013	0,017	0,020	0,018	0,016	
		L	0,009	0,009	0,011	0,021	0,020	0,021	0,016	0,014	0,014		
	5	V	0,018	0,015	0,016	0,013	0,013	0,016	0,017	0,011	0,015	0,021	
		L	0,017	0,016	0,016	0,049	0,048	0,052	0,017	0,016	0,018		
	6	V	0,012	0,011	0,010	0,016	0,011	0,012	0,017	0,016	0,017	0,012	
		L	0,012	0,010	0,012	0,013	0,011	0,012	0,008	0,009	0,010		
	7	V	0,017	0,015	0,016	0,010	0,012	0,011	0,011	0,010	0,014	0,012	
		L	0,013	0,014	0,014	0,013	0,013	0,014	0,007	0,009	0,008		
	8	V	0,017	0,014	0,015	0,014	0,013	0,011	0,018	0,011	0,012	0,012	
		L	0,009	0,011	0,012	0,013	0,014	0,010	0,011	0,008	0,011		
	9	V	0,016	0,014	0,014	0,088	0,091	0,090	0,014	0,016	0,018	0,115	
		L	0,058	0,052	0,051	0,381	0,386	0,383	0,132	0,131	0,128		
	10	V	0,015	0,016	0,014	0,015	0,012	0,014	0,011	0,010	0,008	0,029	
		L	0,008	0,007	0,011	0,112	0,109	0,106	0,017	0,016	0,018		

Grupo	Modelo	Face	Pilar A (mm)			Pilar B (mm)			Pilar C (mm)			média	MÉDIA GC
Grupo C	1	V	0,015	0,010	0,014	0,009	0,006	0,008	0,006	0,010	0,008	0,011	mediana 0,014
		L	0,011	0,010	0,008	0,017	0,016	0,018	0,008	0,011	0,009		
	2	V	0,016	0,014	0,018	0,010	0,011	0,010	0,018	0,017	0,019	0,013	
		L	0,013	0,012	0,014	0,009	0,010	0,011	0,011	0,010	0,013		
	3	V	0,017	0,016	0,016	0,010	0,008	0,011	0,020	0,018	0,016	0,014	
		L	0,013	0,015	0,015	0,018	0,014	0,016	0,011	0,011	0,012		
	4	V	0,009	0,008	0,008	0,015	0,012	0,015	0,020	0,014	0,018	0,014	
		L	0,016	0,014	0,013	0,013	0,012	0,014	0,020	0,015	0,015		
	5	V	0,024	0,023	0,022	0,011	0,011	0,012	0,018	0,016	0,019	0,015	
		L	0,015	0,014	0,012	0,010	0,012	0,015	0,013	0,010	0,011		
6	V	0,020	0,019	0,018	0,013	0,013	0,015	0,016	0,011	0,014	0,015		
	L	0,013	0,016	0,016	0,015	0,014	0,016	0,015	0,013	0,012			
7	V	0,018	0,019	0,020	0,009	0,009	0,010	0,020	0,018	0,017	0,016		
	L	0,017	0,014	0,017	0,020	0,017	0,020	0,018	0,017	0,016			
8	V	0,014	0,013	0,016	0,011	0,011	0,010	0,013	0,008	0,012	0,011		
	L	0,014	0,012	0,010	0,011	0,009	0,012	0,007	0,008	0,010			
9	V	0,019	0,020	0,019	0,014	0,017	0,016	0,030	0,028	0,024	0,018		
	L	0,018	0,016	0,019	0,017	0,018	0,019	0,011	0,012	0,010			
10	V	0,008	0,007	0,009	0,008	0,009	0,008	0,012	0,010	0,014	0,011		
	L	0,014	0,012	0,012	0,023	0,020	0,018	0,005	0,005	0,004			
Grupo	Modelo	Face	Pilar A (mm)			Pilar B (mm)			Pilar C (mm)			média	MÉDIA GD
Grupo D	1	V	0,006	0,005	0,006	0,013	0,009	0,011	0,007	0,008	0,009	0,007	mediana 0,014
		L	0,006	0,008	0,006	0,006	0,008	0,006	0,007	0,006	0,004		
	2	V	0,018	0,019	0,017	0,018	0,017	0,016	0,020	0,017	0,018	0,017	0,015
		L	0,018	0,016	0,017	0,021	0,018	0,017	0,010	0,011	0,009		
	3	V	0,020	0,021	0,019	0,014	0,012	0,013	0,017	0,015	0,018	0,014	
		L	0,011	0,009	0,010	0,011	0,013	0,016	0,010	0,013	0,011		
	4	V	0,011	0,012	0,014	0,020	0,017	0,017	0,015	0,012	0,013	0,013	
		L	0,012	0,010	0,011	0,013	0,010	0,011	0,013	0,011	0,010		
	5	V	0,019	0,016	0,017	0,011	0,010	0,011	0,019	0,015	0,018	0,016	
		L	0,016	0,017	0,014	0,016	0,017	0,018	0,017	0,019	0,015		
6	V	0,010	0,012	0,013	0,010	0,009	0,011	0,018	0,015	0,013	0,013		
	L	0,014	0,012	0,016	0,014	0,017	0,016	0,008	0,007	0,011			
7	V	0,018	0,016	0,015	0,015	0,016	0,012	0,016	0,011	0,015	0,014		
	L	0,011	0,010	0,011	0,011	0,011	0,011	0,019	0,015	0,015			
8	V	0,011	0,009	0,011	0,012	0,008	0,012	0,013	0,012	0,014	0,018		
	L	0,010	0,012	0,011	0,055	0,056	0,053	0,011	0,008	0,010			
9	V	0,021	0,019	0,020	0,011	0,009	0,010	0,018	0,019	0,016	0,015		
	L	0,010	0,009	0,010	0,012	0,015	0,016	0,018	0,020	0,017			
10	V	0,020	0,019	0,021	0,016	0,013	0,014	0,015	0,015	0,014	0,016		
	L	0,013	0,012	0,013	0,022	0,020	0,019	0,014	0,010	0,012			