

PAULO CÉSAR CASON DE ANDRADE

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE MOLDAGEM NA  
DESADAPTAÇÃO DA SUPRA ESTRUTURA EM IMPLANTES  
MÚLTIPLOS ANGULADOS**

CAMPINAS  
2011

PAULO CÉSAR CASON DE ANDRADE

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE MOLDAGEM NA  
DESADAPTAÇÃO DA SUPRA ESTRUTURA EM IMPLANTES  
MÚLTIPLOS ANGULADOS**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós Graduação/  
C.P.O. São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de  
Mestre em odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária.

Orientadora: Profa. Dra. Roberta Tarkany Basting Höfling.

CAMPINAS  
2011

## DEDICATÓRIA

*Muito honradamente dedico este trabalho:*

À Deus, pela fé que me mantém vivo e fiel à vida honesta de trabalho e estudo, sem o qual nada seria possível.

À minha querida esposa Gesiene e meu filho Marcelo, que testemunharam o quanto lutei e me dediquei neste trabalho, entenderam minhas ausências e me apoiaram nas diversas noites, feriados e fins de semana, me suportando nos momentos de ansiedade e estresse durante todo este período.

Particularmente ao meu filho Marcelo, grande amigo e companheiro, a quem dedico minha vida.

Aos meus filhos Fernanda (*in memorian*) e Leonardo (*in memorian*), pelos sonhos que não vivemos.

Aos meus pais, Alceu (*in memorian*) e Neide, que me deram condições para alcançar tudo o que desejei na vida. O meu amor, respeito e gratidão.

Aos meus irmãos, pela harmonia em família.

A todos meus familiares, que direta ou indiretamente contribuíram com este trabalho.

## AGRADECIMENTOS

*Meus sinceros agradecimentos:*

Ao diretor da C.P.O. São Leopoldo Mandic, Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira.

Ao Prof. Dr. Milton Edson Miranda, que com seu imenso conhecimento nos permitiu engrandecer profissionalmente.

À Profa. Dra. Roberta Tarkany Basting Höfling, pela orientação deste trabalho.

Ao Prof. Dr. José Renato Ribeiro Pinto, pela supervisão desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. Marcelo Lucchesi Teixeira, pela competência e dedicação demonstrado em todos esses anos.

À Titanium Fix, nas pessoas da Dra. Ana Paula Nocentini Semensato e Fabíola Xavier, que colaborou com a doação de todo o material de implante e componentes protéticos usados neste trabalho.

À minha esposa e protética Gesiene dos Santos Freiria Andrade, pela colaboração e boa vontade na execução da parte laboratorial.

À minha irmã e colega Maria de Lourdes Cason de Andrade, pela colaboração nas traduções dos artigos científicos.

Aos protéticos Plínio Anarelli e Nelson Borges pela presteza e disponibilidade na confecção da parte laboratorial.

A todos os professores e funcionários da São Leopoldo Mandic, que participaram da minha formação científica.

Ao C.P.O. São Leopoldo Mandic, pela infra estrutura digna para realização de uma pós graduação.

À bibliotecária Priscila Cruz, pela presteza e eficiência em formatar este trabalho.

Aos meus colegas de mestrado.

*“Direis a todos os instantes da vossa vida:*

*Meu Pai, que vossa vontade seja feita e não a minha; se vos apraz me experimentar pela dor e pelas tribulações, sede bendito, porque é para o meu bem, eu o sei, que vossa mão pesa sobre mim.”*

*(E.S.E.)*

## RESUMO

Neste estudo avaliou a desadaptação de uma supra estrutura, utilizando três técnicas de moldagem de transferência, divididas em três grupos: (G1) transferentes cônicos; (G2) transferentes quadrados sem união e (G3) transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica. Foram confeccionados cinco corpos de prova para cada grupo (n=5). Todas as moldagens foram realizadas com poliéter (Impregum, 3M Espe). Confeccionou-se um modelo mestre em acrílico a partir de um modelo de uma mandíbula edêntula com quatro implantes, sendo os dois centrais paralelos e os dois das extremidades inclinados próximos aos 15° para distal. Confeccionou-se sobre estes, uma supra estrutura mestre, que serviu como situação controle (C). A avaliação das desadaptações foi feita por meio da técnica do parafuso único, e as mensurações foram realizadas utilizando um Microscópio de Medição Universal para os corpos de prova, todos pela face vestibular. Para identificar a angulação dos implantes distais no modelo mestre, foi utilizado uma Máquina de Medição por Coordenadas. Os dados foram analisados em micrômetros, adotando um nível de significância de 0,05 ( $\alpha= 5\%$ ), utilizou-se o teste Kolmogonov-Smirnov. Os resultados demonstraram que o grupo G1 apresentou média significativamente maior que o grupo G3 ( $p = 39.0$ ) e o grupo G2 não se diferenciou de forma significativa dos demais grupos ( $p = 605.0$  comparado ao grupo G1 e  $p = 203.0$  comparado ao grupo G3). Pode-se concluir que o grupo G3, que utilizou transferentes quadrados unidos, apresentou os melhores resultados entre as técnicas avaliadas neste estudo.

Unitermos: Prótese dentária. Moldagem de transferência. Implantes múltiplos angulados. Desadaptação.

## ABSTRACT

In this study the misfit of a superstructure was evaluated by using three impression transfer techniques, divided into three groups: (G1) tapered transfers; (G2) unsplinted square transfers and (G3) square transfers splinted together with dental floss and acrylic resin. Five test specimens were fabricated for each group (n=5). All the impressions were taken with polyether material (Impregum, 3M Espe). An acrylic master model was made from the model of an edentulous mandible with four implants: two parallel central implants and two distal implants angled at 15°. A master superstructure was fabricated on the implants, which was used as control (C). The misfits were evaluated by means of the single-screw test protocol, and all the measurements of the test specimens were taken on the vestibular face, using a Universal Measuring Microscope. A coordinate measuring machine (CMM) was used to determine the distal implant angulations in the master model. The data were analyzed in micrometers, adopting a level of significance of 0.05 ( $\alpha=5\%$ ), using the Kolmogonov-Smirnov test. The results demonstrated that Group G1 presented a significantly higher mean than Group G3 ( $p = 39.0$ ) and Group G2 did not differ significantly from the other groups ( $p = 605.0$  compared with Group G1 and  $p = 203.0$  compared with Group G3). It could be concluded that Group G3, in which splinted square transfers were used, presented the best results among the techniques evaluated in this study.

Uniterms: Dental Prosthesis, Impression transfer techniques. Multiple angled implants. Misfit.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C -	Situação Controle
TC -	Transferentes cônicos
TQ -	Transferentes Quadrados
TQSU -	Transferentes Quadrados sem União
TQU -	Transferentes Quadrados Unidos
TCTMF -	Transferentes cônicos com a Técnica da Moldeira Fechada
TQSUTMA -	Transferentes Quadrados sem União com a Técnica da Moldeira Aberta
TQUTMA -	Transferentes Quadrados Unidos com a Técnica da Moldeira Aberta
G1 -	Grupo 1
G2 -	Grupo 2
G3 -	Grupo 3
μm -	Micrômetro
Mm -	Milímetro
N -	Newton
RAAQ -	Resina acrílica ativada quimicamente
α -	Alfa
% -	Por cento

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1A e 1B – Corpos de prova (vista oclusal e vista inferior)	55
Figura 2 – Modelo mandibular em gesso	57
Figura 3 – Moldeira de estoque plástica (número 3)	57
Figura 4 – Modelo de trabalho em acrílico	58
Figura 5 - Pinos de direção mostrando a posição e angulação dos implantes	58
Figura 6 – Modelo Mestre (vista oclusal)	59
Figura 7 – Modelo Mestre (vista vestibular)	59
Figura 8 – Mini Pilares (vista vestibular)	60
Figura 9 – Transferentes plásticos calcináveis (vista vestibular)	61
Figura 10 – Transferentes plásticos unidos com fio dental	61
Figura 11 – Transferentes plásticos unidos com fio dental e RAAQ	62
Figura 12 – Prova da barra (primeiro implante)	62
Figura 13 - Prova da barra (segundo implante)	63
Figura 14 - Prova da barra (terceiro implante)	63
Figura 15 - Prova da barra (quarto implante)	64
Figura 16 – Barra seccionada na mesial dos implantes distais	64
Figura 17 – União da barra com fio de aço e RAAQ na vestibular e lingual	65
Figura 18 – Supra estrutura (vista vestibular)	65
Figura 19 - Supra estrutura (vista lingual)	66
Figura 20 – Modelo Mestre com alívio em cera	67
Figura 21 – Modelo de gesso obtido	67
Figura 22 – Moldeira individual concluída	68
Figura 23 – Transferente cônico (com embalagem)	69
Figura 24 - Transferente cônico (vista aproximada)	70

Figura 25 – Modelo com transferentes cônicos (vista vestibular)	70
Figura 26 - Transferentes quadrados (com embalagem)	71
Figura 27 – Transferente Quadrado (Vista Aproximada)	71
Figura 28 – Modelo com TQSU (vista vestibular)	72
Figura 29 – Modelo com TQUN com fio dental (vista oclusal)	72
Figura 30 – Modelo com TQUN com fio dental e RAAQ (vista oclusal)	73
Figura 31 – Transferentes quadrados seccionados após união com RAAQ	73
Figura 32 – Transferentes quadrados (nova união com RAAQ)	74
Figura 33 – Microscópio de Medição Universal	75
Figura 34 – Máquina de Medição por Coordenadas	75
Tabela 1 – Medidas descritivas das médias das medições dos corpos de prova segundo o grupo de estudo	77
Gráfico 1 – Média (+1dp) das médias das medições dos corpos de prova segundo o grupo de estudo	78

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>12</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>16</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO</b>	<b>54</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>55</b>
<b>4.1 Aprovação pelo CEP</b>	<b>55</b>
<b>4.2 Amostragem</b>	<b>55</b>
<b>4.3 Confeção do modelo mestre</b>	<b>56</b>
<b>4.4 Confeção da barra mestre</b>	<b>59</b>
<b>4.5 Confeção das moldeiras individuais</b>	<b>66</b>
<b>4.6 Obtenção dos modelos</b>	<b>68</b>
<b>4.7 Procedimento de mensuração</b>	<b>74</b>
<b>4.8 Análise estatística</b>	<b>76</b>
<b>5 RESULTADOS</b>	<b>77</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b>	<b>79</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b>	<b>84</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>85</b>
<b>ANEXO A – FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA</b>	<b>90</b>
<b>ANEXO B - CERTIFICADO MITUTOYO SUL AMERICANA LTDA</b>	<b>91</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Implantodontia é o termo usado para descrever a ancoragem de materiais aloplásticos no interior das maxilas para proporcionar suporte e retenção para próteses que irão repôr dentes que foram perdidos (Spiekerman, 2000).

Osseointegração, como definida por Branemark (1983), é uma conexão estrutural direta e funcional entre osso vivo e a superfície de um implante suportando carga. Ao longo de três décadas de pesquisa, incluindo estudos laboratoriais e clínicos, Branemark e seus colegas desenvolveram um sistema de implante substituindo os dentes naturais perdidos por análogos de raiz dental histointegrados (Beumer III et al., 1993).

Nas últimas décadas, os implantes osseointegrados passaram a fazer parte da Odontologia, como importante alternativa de tratamento na ausência de elementos dentários naturais. O fato provocou uma profunda modificação no planejamento de qualquer reabilitação oral, seja unitários ou múltiplos, inclusive servindo a ortodontia para ancoragem na movimentação dos dentes. Com os implantes orais, pode-se evitar o preparo de dentes naturais garantindo menos danos, diminuir o risco de sobrecarga aos elementos remanescentes e promover melhor o prognóstico a longo prazo, sem mencionar que os resultados com implantes são muito superiores no tocante à função, quando comparados a resultados obtidos com próteses convencionais (Dinato et al., 2001).

Moldagem ou transferência, ambos os termos podem ser usados, quando se trata de prótese implantossuportada. O termo mais adequado é

transferência, pois ao contrário da prótese convencional, na qual se procura moldar o término cervical do preparo de um dente, bem como o sulco gengival, no implante, esses elementos são transferidos por dispositivos pré-fabricados, que se ajustam aos implantes ou aos pilares protéticos. Entretanto, nos casos clínicos em que se utilizam pilares preparáveis ou personalizados, a moldagem é realizada de maneira convencional (Cardoso et al., 2005).

Os processos de transferência dos implantes e/ou seus componentes se basearam nas próteses convencionais, herdando materiais e técnicas existentes para a execução destes trabalhos e gerando modificações adaptativas pertinentes à implantodontia. Como nas próteses convencionais, tem-se a possibilidade de transferir os pilares de maneira individual ou unidos com diferentes materiais e técnicas (Faria, 2007).

A precisão do modelo de trabalho é considerado como um pré-requisito para a confecção de uma prótese sobre implante bem adaptada. A busca por esta precisão tem inspirado o uso de várias técnicas e materiais de moldagem e transferência da posição intrabucal de implantes (Humphries et al., 1990; Assif et al., 1992; Hsu et al., 1993; Wee, 2000).

A reprodução da posição dos implantes nem sempre representa etapa com resultados previsíveis, pois ocorre distorções na produção dos modelos de trabalho, onde discrepâncias dimensionais em relação à posição dos implantes na boca do paciente tem influência direta na adaptação passiva da prótese. Vários fatores, como a escolha da técnica de transferência, fixação dos transferentes, preenchimento com gesso e a seleção de material de moldagem, devem ser controlados para que esta reprodução seja a mais precisa possível (Carvalho, 2007).

Acredita-se que as consequências da imprecisão do modelo de gesso podem se manifestar pela falha na distribuição de tensão nos diversos constituintes de uma prótese sobre implante, inclusive no osso alveolar que recobre e suporta o implante propriamente dito (Hsu et al., 1993).

A imprecisão na adaptação da supra estrutura pode levar a consequências tanto mecânicas quanto biológicas, as quais por sua vez, podem levar ao fracasso do implante ou da prótese sobre implante. Estas complicações mecânicas incluem diminuição da estrutura de suporte, deflexão da peça protética, fratura da prótese e ou dos componentes do implante. As consequências biológicas advindas do mesmo problema estão frequentemente relacionadas a processos inflamatórios e ocorrem com o resultado da aplicação de cargas acima do nível fisiológico de tolerância (Burawi et al., 1997).

Clinicamente é difícil controlar as potenciais distorções, que podem ocorrer durante as diferentes fases da prótese, como os erros relacionados à transferência dos implantes e também na obtenção do modelo de trabalho. O paciente não deve sentir tensões ou dores no momento da colocação e do aperto dos parafusos da infra estrutura (Davarpanah et al., 2003).

Por se tratar de um procedimento clínico usual e de extrema importância, analisamos as técnicas de moldagem mais utilizadas atualmente, suas limitações e a mais indicada.

Este trabalho teve como objetivo verificar a desadaptação de uma supra estrutura, confeccionada a partir da moldagem de transferência de implantes múltiplos angulados próximos aos 15° para distal, em relação aos implantes centrais paralelos, comparando três técnicas:

Grupo 1: Transferentes cônicos (TC);

Grupo 2: Transferentes quadrados sem união (TQSU);

Grupo 3: Transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica (TQU).

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Spector et al. (1990) avaliaram três técnicas de moldagem utilizadas para próteses implantossuportadas. Foram colocados seis implantes em um modelo de gesso, e realizadas cinco moldagens com três técnicas diferentes. Na técnica I, foi utilizado o polissulfeto em moldeira individual confeccionada em resina acrílica autopolimerizável, com transferentes quadrados unidos com fio dental. Na técnica II, foi feita a moldagem com silicone de adição em uma moldeira de estoque com transferentes cônicos. Na técnica III, foi utilizado o silicone por condensação com moldeira de estoque e transferentes cônicos. Foram feitas três mensurações para cada modelo com o auxílio de um microscópio óptico. Houveram diferenças estatisticamente significantes. Nas técnicas I e II foram observadas distorções, o que é importante clinicamente. A contração da resina pode ter causado a distorção na técnica I. Nas técnicas II e III a recolocação dos transferentes podem ter influenciado nas distorções. Chegou-se à conclusão que nas três técnicas houveram diferenças estatisticamente significantes em relação ao modelo mestre.

Humphries et al. (1990) avaliaram a precisão de moldagem de três técnicas diferentes, utilizando um modelo mestre mandibular, confeccionado em metal com quatro implantes. As técnicas usadas para transferência foram: a) transferentes cônicos; b) transferentes quadrados não unidos; c) transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance). O silicone de adição foi o material de moldagem utilizado para todas as técnicas. As referências para as medidas foram feitas com quatro pontos sobre o modelo e quatro sobre os transferentes. Os resultados mostraram que a técnica 1)

reproduziu fielmente os pontos de referência em 92%, a técnica (2) em 50% e a técnica (3) em 42%. As distorções na técnica (1) foram menores que 50 micrômetros em 10% dos casos, e variaram entre 50 e 100 micrômetros nas técnicas (2) e (3). Concluíram que os transferentes cônicos, técnica (1), foi mais precisa.

Adell et al. (1990) fizeram uma revisão de literatura, onde estudaram o resultado a longo prazo de próteses sobre implantes em 759 maxilas e mandíbulas totalmente edentadas de 700 pacientes. Um total de 4.636 implantes foram instalados e preservados de acordo com o método de osseointegração por um período máximo de 24 anos, pelo grupo original na Universidade de Gotemburgo. Foram realizados exames clínicos e radiográficos anuais padronizados. Foram avaliados números suficientes de implantes e próteses, sendo os exames realizados em até 15 anos. Mais de 95% das maxilas apresentaram estabilidade contínua da prótese em 5 e 10 anos, e pelo menos 92% em 15 anos. Para as mandíbulas, a taxa foi de 99% em todos os intervalos de tempo. As taxas de sobrevivência estimadas, calculadas a partir do momento da instalação do implante, para cada um deles individualmente, na maxila foram 84%, 89% e 92% em 5 anos; 81% e 82% em 10 anos; e 78% em 15 anos. Para a mandíbula, as taxas foram 91%, 98% e 99% em 5 anos; 89% e 98% em 10 anos; e 86% em 15 anos. As porcentagens diferentes em 5 e 10 anos referem-se aos resultados para grupos diferentes de implantes com 5 a 10 anos, 10 a 15 anos e 1 a 5 anos de período de observação, respectivamente.

Carr (1991) comparou as técnicas de moldagem direta com transferentes quadrados e indireta com transferentes cônicos sobre implantes. Foram colocados cinco intermediários sobre um modelo mandibular de gesso,

com uma angulação entre eles menor que 15 graus. Nas regiões vestibular e lingual dos intermediários 1, 3 e 5 foram fixadas esferas de metal, para servirem de referência para as medidas de distância vertical nos modelos obtidos. Foi fabricada uma moldeira individual e obtidos sete modelos, utilizando transferentes cônicos na técnica indireta. A mesma moldeira foi perfurada e outros sete modelos foram obtidos utilizando transferentes quadrados na técnica direta. As moldagens das duas técnicas foram feitas com poliéter, pois o objetivo era avaliar a precisão da técnica e não do material. Uma infra estrutura metálica foi confeccionada, com esferas fixas nas posições acima daquelas que estavam no modelo de gesso, respectivamente nas posições 1, 3 e 5. As mensurações foram realizadas com um microscópio óptico, com o auxílio de uma cabeça eletrônica digital, com precisão de 0,001mm e a instalação de uma luz sobre o microscópio, para que, pela reflexão da mesma, fossem medidas as distâncias e a posição espacial. A maior precisão foi observada na técnica direta. Com este resultado, o autor concluiu que as duas técnicas estavam igualmente sujeitas às variações de contração do material de moldagem e da expansão do gesso, e que a diferença entre as duas técnicas, foi devido ao reposicionamento dos transferentes dentro dos moldes.

Jemt (1991) realizou um estudo com 384 pacientes, de ambos os gêneros, com idade entre 32 e 84 anos. Foram instalados implantes tipo Branemark (Nobel) num total de 2.199, sendo 586 na maxila e 1.613 na mandíbula. O protocolo seguido era de cinco consultas de manutenção. Foi utilizada para a moldagem a técnica de moldeira aberta com material elastomérico. As infra estruturas foram confeccionadas com ligas de ouro tipo III, com cantilever posterior de 15 a 20 mm para a maxila e de 7 a 12 mm para a

mandíbula. A infra estrutura foi colocada na boca e apertado um parafuso de cada vez, com torque de no máximo 15 Ncm. Duas semanas após a instalação, foi realizado o primeiro controle, feita por meio de análise radiográfica, estabilidade dos parafusos e verificação clínica do assentamento da prótese. Três meses após, foi realizado o segundo controle, sendo verificada a condição de higiene oral. No primeiro controle anual, foram realizadas radiografias intra-orais. Foram observados vários problemas e complicações durante o primeiro ano de função, mas em sua maioria, de fácil resolução, devido à reversibilidade do sistema. Esses problemas foram maiores na maxila do que na mandíbula.

Ivanhoe et al. (1991) descreveram uma técnica de moldagem para próteses implantossuportadas, onde o objetivo era um menor tempo clínico nos procedimentos de transferência. Foram utilizados transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável. A diminuição do tempo clínico influencia numa menor contração de polimerização. Esta barra de resina foi seccionada formando blocos unitários e posteriormente levados em posição intrabucal e unidos novamente para a moldagem com elastômeros. A conclusão é que o acrílico utilizado para a esplintagem, quando em menor quantidade diminuiu também a contração de polimerização.

Carr (1992) avaliou a precisão de moldagem dos modelos de trabalho utilizando dois transferentes diferentes em um modelo mandibular posterior de dois implantes divergentes em 15 graus. O objetivo deste estudo foi verificar se o método direto é mais preciso para esta situação clínica. Foi usado um modelo mandibular parcialmente edentado com dois análogos de pilar, simulando implantes Nobel, posteriores esquerdos, distantes 11 mm, de centro a centro. O modelo representava um implante anterior paralelo ao primeiro pré-

molar natural adjacente e um implante posterior exibindo uma inclinação lingual de 15 graus. Esferas de aço inox de 1,57 mm foram posicionados no modelo imediatamente na vestibular e lingual de ambos os lados. Foram usadas as duas técnicas de moldagem, a indireta ou de transferentes cônicos e a direta ou de transferentes quadrados. Duas moldeiras foram fabricadas para o modelo. O material de moldagem utilizado foi o poliéter. Uma estrutura fundida foi feita para se ajustar precisamente no modelo principal e alojar esferas de aço inox semelhantes superiormente às esferas do modelo correspondente. Cada par de esferas, uma localizada no modelo e uma na estrutura, nas regiões vestibular e lingual a ambos os pilares, proporcionava referências para as medições das distâncias verticais. As medições foram feitas usando um microscópio. Não foram verificados resultados significativos sugerindo que o método direto possua uma diferença absoluta média menor que o método indireto. As médias da amostra proporcionaram evidências de que o método direto é mais preciso do que o indireto. Uma divergência de 15 graus entre os implantes no mesmo segmento do arco pode não apresentar a mesma distorção vista em um modelo de cinco implantes com menos divergência.

Barrett et al. (1993) avaliaram seis técnicas de moldagem utilizando transferentes cônicos e quadrados. Foram feitas oito moldagens para cada uma das seis técnicas, utilizando hidrocolóide irreversível, gesso, poliéter e silicone de adição. A distorção foi mensurada utilizando uma moldeira de metal com quatro pontos de referência externos ao material de moldagem. Um modelo de resina acrílica contendo os análogos dos implantes foi feito a partir dessa moldeira. Foram usados dispositivos de aço inox, pilares e parafusos centrais ao invés de análogos de latão para o projeto, pois as roscas dentro do análogo

de latão eram mais macias e poderiam rasgar com os apertos dos parafusos. Os pilares foram fortemente conectados aos dispositivos com os parafusos do centro. Foram feitas medidas das coordenadas no modelo principal e nos moldes, diretamente através de um microscópio medidor, capaz de registrar nos eixos x, y, z. O microscópio foi conectado a uma unidade que processa em duas dimensões. Medições com uma previsão de  $\pm 4\mu\text{m}$ , podem ser feitas diretamente nos materiais de moldagem com componentes do implante sob condições ambientais. Não foram encontradas diferenças significativas entre qualquer um dos materiais usados na técnica com transferentes quadrados ( $P < 0,5$ ). Porém, a esplintagem dos transferentes com resina acrílica, produziu um desvio padrão menor, significando resultados mais consistentes. Este estudo encontrou uma perda de precisão no eixo vertical (z) com os transferentes cônicos em comparação com a técnica com transferentes quadrados.

Hutton et al. (1995) realizaram um estudo prospectivo de prótese sobre implantes Branemark (Nobel), realizado em 9 centros clínicos. Foram colocados 510 implantes em 130 indivíduos em um período de 12 meses, sendo 117 na maxila e 393 na mandíbula. Este estudo relata a preservação por anos de 120 próteses e 444 implantes. Houveram 11 falhas nas próteses implantossuportadas, sendo 27,6% na maxila e 3,3% na mandíbula. Em três anos, 150 implantes permaneceram submersos e 66 foram tirados devido ao abandono do tratamento pelos pacientes. Onze implantes mandibulares e 29 maxilares falharam e foram removidos em 21 pacientes. Falhas no implante (13,6%) foram maiores que o esperado. Os indivíduos que apresentaram maior risco foram aqueles que apresentavam arcos dentais com qualidade óssea tipo

4 e quantidade E. Depois dos ajustes, interação e efeitos de agregação, nenhum dos principais fatores (idade, arcada dental, gênero, qualidade do osso tipo 4 e quantidade de osso E), foram significativamente relacionadas com falhas no implante. A interação dos dois modos entre qualidade de osso tipo 4 e quantidade de osso E, foram significativamente ( $P < 0,04$ ) relacionados com falhas no implante.

Carr et al. (1996) avaliaram a resposta óssea ao redor de implantes com próteses sem carga oclusal, com diferentes níveis de passividade. Foram extraídos os dentes posteriores de seis fêmeas balbuínas adultas. Após dois meses, dois implantes de titânio 3,8 x 10 mm foram colocados de cada lado. Foram aguardados três meses até a realização da fase protética. Foram confeccionadas 12 próteses de dois elementos cada. Os primatas foram divididos em dois grupos de três, com seis próteses do grupo passivo e seis do grupo não passivo, propositadamente com desadaptação de 200 micrômetros. As análises foram feitas com 24 e 48 horas, e após 1, 2, 3 e 4 semanas. Não foi observado respostas diferentes no osso nos 2 grupos. Os autores sugeriram a realização de novos estudos, aplicando carga, o que poderia explicar a importância clínica da passividade na prótese implantossuportada.

Jemt & Book (1996) realizaram um trabalho em pacientes desdentados tentando correlacionar o desajuste de prótese implantossuportada e a perda óssea marginal. Dois grupos de sete pacientes cada foram acompanhados, um prospectivo de um ano e outro retrospectivo de cinco anos. Foram colocados 48 implantes no primeiro grupo, sendo que, quatro foram perdidos. No segundo grupo 39 implantes foram instalados e somente um perdido. As mensurações foram realizadas por meio de fotografias em três

dimensões com o auxílio de um computador. Foi encontrada uma desadaptação máxima de 275 micrômetros. A perda óssea foi de 0,5 mm no grupo prospectivo e de 0,2 mm no grupo retrospectivo, com uma taxa de variação do nível ósseo perdido com amplitude máxima de 2,9 mm. Concluíram que após aplicarem carga nas próteses, não houve diferença significativa entre adaptação e alteração nos níveis de osso marginal. Correlações estatísticas ( $P > 0,05$ ) não puderam ser averiguados entre variações da margem do nível ósseo e diferentes parâmetros de má adaptação das próteses.

Assif et al. (1996) avaliaram três técnicas de moldagem em relação à precisão em modelo mandibular laboratorial em metal com cinco implantes, onde os mesmos foram posicionados segundo um estudo das medidas de 46 pacientes. Foram realizadas 15 moldagens para cada uma das técnicas de transferência. A primeira técnica chamada de grupo I, utilizava resina acrílica autopolimerizável para unir os de transferentes. A segunda envolvia a união dos transferentes diretamente a uma moldeira personalizada de resina acrílica. Na terceira, apenas o material de moldagem foi usado para orientar os transferentes. Quatro medidores de tensão foram unidos entre os cinco pilares na face superior da estrutura principal. Houveram diferenças estatísticas significativas entre os três procedimentos, segundo a análise de variância. Observou-se uma diferença entre o 1º e o 2º e entre o 1º e o 3º procedimentos, mas não entre o 2º e o 3º procedimento. As discrepâncias gerais do 1º procedimento de moldagem foram significativamente menores do que no 2º e no 3º procedimento. A técnica usando a resina acrílica para unir os transferentes, ou seja, o 1º procedimento, foi significativamente mais precisa do que as outras técnicas.

Burawi et al. (1997) fizeram um estudo comparando a precisão dimensional utilizando um modelo de gesso com cinco implantes (Bone-Lock), pelas técnicas de moldagem esplintada e não esplintada. Foram realizadas 15 moldagens de cada técnica com moldeiras individuais, utilizando silicone de adição (Elite, Zhermack). Para as medições e comparações, confeccionaram uma supra estrutura passiva a partir do modelo mestre. Na técnica não esplintada foram usados transferentes plásticos cônicos, que foram removidos e reposicionados após a moldagem, com os análogos dos implantes dentro do molde. Na técnica esplintada, foram usados transferentes metálicos unidos com resina acrílica, seccionados e unidos novamente 15 minutos antes da moldagem. A mesma matriz foi utilizada para cada moldagem da técnica não esplintada. Para a análise dimensional foi utilizado um microscópio óptico. Os resultados mostraram que a técnica não esplintada foi mais precisa, e sugerem rotação no sentido horário quando utilizada a técnica esplintada.

Hussaini & Wong (1997) descreveram uma técnica para obtenção de modelo de trabalho para a fabricação de supra estrutura para prótese implantossuportada. Esta técnica abrangia os procedimentos clínico e laboratorial. O objetivo deste trabalho era otimizar as técnicas de moldagem de transferência dos implantes. Transferentes quadrados foram colocados sobre os implantes na cavidade oral, unidos com fio dental e resina autopolimerizável (GC Pattern Resin). Após essa união foram seccionados e unidos novamente para reduzir a contração da resina. Em seguida obteve o molde com silicone de adição (Reprosil, Caulk). Foi utilizada a união dos terminos das réplicas com gesso, seccionados e unidos novamente. Moldagem com material leve e assim, obtido o modelo de trabalho. A precisão da moldagem foi realizada por meio de

radiografias, sondagem com explorador, manipulação manual nas distais da supra-estrutura e aperto de um parafuso de cada vez.

Henry et al. (1997) avaliaram a precisão de moldagem transcirúrgica, descrito como estágio I, em cães. Foram colocados três implantes, um de 3,75 x 7,0 mm e dois de 3,75 x 8,5 mm tipo Branemark (Nobel), na região posterior de cada lado da mandíbula. Foi feita a união dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance) e as moldagens realizadas com elastômeros. Em cada mandíbula foram confeccionadas dois tipos de prótese, de um lado em titânio e do outro em ouro tipo II. Com o auxílio de um microscópio óptico, foram avaliadas as adaptações sobre o modelo mestre. As próteses foram instaladas num segundo estágio cirúrgico, realizado após três meses do primeiro estágio. Seis meses após o segundo estágio, os cães foram sacrificados. A avaliação da osseointegração foi feita por meio de radiografias com a técnica do cone longo. Os resultados demonstraram que todas as próteses e intermediários apresentaram um ajuste adequado no teste do parafuso único. Na reabertura, estágio II, todos os implantes estavam osseointegrados e sem mobilidade. Uma boa adaptação clínica foi verificada em todas as próteses. As próteses confeccionadas com titânio apresentaram ajuste mais preciso que as confeccionadas em ouro, apesar dos autores relatarem que essa diferença foi estatisticamente insignificante.

Kan et al. (1999) fizeram uma revisão de literatura para analisar os métodos clínicos para avaliação da adaptação das supra estruturas das próteses sobre implantes, abordando os níveis aceitáveis de passividade. Foram estudados e observados os dados relacionados à visão, pressão, tato, radiografias, técnica do parafuso único e a técnica de resistência do parafuso.

Concluíram que o nível de passividade e adaptação é empírico, não podendo ser precisamente avaliado. Foi sugerido clinicamente que seja combinado o uso de bons materiais, técnicas e avaliação da adaptação para minimizar o desajuste das próteses implantossuportadas.

Assif et al. (1999) avaliaram o efeito de três tipos de material de esplintagem, utilizando três técnicas diferentes de moldagem de implantes. Foram avaliados quanto à precisão em um modelo laboratorial que simulava a prática clínica. Para o grupo A, uma resina acrílica autopolimerizável foi usada para o esplinte dos transferentes. No grupo B, foi usada uma resina acrílica dual. E para o grupo C, o gesso, o qual também foi o material de moldagem. Um modelo principal com uma estrutura metálica ajustada adequadamente no modelo foram feitos. Este modelo foi o padrão. Para cada grupo, 15 moldagens foram feitas. O poliéster foi usado para os grupos A e B. A precisão dos modelos de gesso com os análogos do implante, foi medida utilizando medidores de tensão. As análises estatísticas mostraram que houve uma diferença significativa entre os grupos A e B, e entre os grupos B e C, mas não entre os grupos A e C. As técnicas de moldagem usando resina acrílica autopolimerizável ou gesso de moldagem como um material de esplintagem, foram significativamente mais precisas do que a técnica de resina acrílica dual. O gesso é o material de escolha nos pacientes totalmente edentados, uma vez que é muito mais fácil de manipular, toma menos tempo e é mais barato.

Herbest et al. (2000) avaliaram a precisão de moldagem de transferência para a confecção de supra estrutura de prótese implantossuportada. Representando uma mandíbula humana, foi utilizado um modelo mestre feito de molibidênio, com cinco implantes. Foram marcados oito

pontos de referência, sendo quatro dentro e quatro fora do arco de colocação dos implantes. As moldagens de transferência foram feitas com quatro técnicas diferentes: a) transferentes cônicos sem união; b) transferentes quadrados sem união; c) transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance); e d) transferentes quadrados sem união com uma extensão unilateral. As moldagens foram feitas com silicone de adição (President, Coltene) utilizando moldeiras individuais pré-fabricadas. Após a obtenção dos modelos, as mensurações foram feitas por meio de microscópio, utilizando os oito pontos de referência. Concluíram que a diferença entre as técnicas, apesar de estatisticamente significativa, clinicamente foi desprezível e que a precisão dimensional de todas as técnicas utilizadas foi ótima. Com base nos resultados, os autores não viram vantagem em usar a técnica com transferentes unidos e que as técnicas não esplintadas associadas a um bom material de moldagem, poderiam reduzir o tempo clínico, diminuindo a complexidade das técnicas de transferência.

Romero et al. (2000) avaliaram três técnicas de fundição para a correção do ajuste entre uma supra estrutura com dois implantes. Foram fabricadas 30 barras com base em um modelo metálico composto de dois implantes de titânio (3,8/4,5 - Steri-Oss, Dental Implant, Yorba Linda, Calif.). Medições iniciais foram coletadas no sentido vertical da interface esquerda barra-implante através de um microscópio. Foram calculadas medidas vestibular, distal e lingual em cada amostra. Dez amostras foram seccionadas e corrigidas pela fundição da mesma liga (grupo 1). Dez amostras foram seccionadas e corrigidas por soldagem (grupo 2). As últimas dez amostras foram submetidas a dois ciclos de usinagem de descarga elétrica, em uma

máquina Med Arc M-2 EDM (grupo 3). Após as correções foram coletadas as medidas nos três grupos. As médias do *gap* inicial 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 de *gap* entre o grupo 1 (15 micrômetros) e o grupo 2 (72 micrômetros), assim como entre o grupo 2 e 3 (7,5 micrômetros), após cada correção. Nenhuma diferença foi verificada entre os grupos 1 e 3. Concluíram que o grupo de usinagem de descarga elétrica mostrou a menor média de *gap* (7,5 micrômetros), atingindo o padrão de ajuste passivo (dentro de 10 micrômetros) descrito na literatura.

Wee (2000) comparou a quantidade de torque necessária para rotacionar um transferente quadrado de moldagem direta dentro de um molde e avaliou a precisão de moldagem de implantes utilizando 8 diferentes materiais de moldagem, poliéter, silicone de adição, Silicone por condensação, polisulfeto e suas variações pesado, médio e leve. Foi confeccionado um modelo mestre a partir de um bloco de alumínio com cinco implantes, eqüidistantes 12 mm entre si, cimentados com cimento resinoso (Panavia 21). Moldeiras individuais de resina fotopolmerizável foram confeccionadas, e realizadas dezesseis moldagens, duas de cada material. Um dispositivo computadorizado foi utilizado para registrar a quantidade de torque necessária para rotacionar o transferente na moldagem e a precisão por microscópio óptico (SC-111, Nikon Corp.). Os valores médios de torque entre os grupos de material, diferiram significativamente. O poliéter produziu os valores de torque mais elevados, seguidos do silicone de adição e do polissulfeto. Uma diferença estatisticamente significativa também foi verificada entre os três grupos de material. Modelos para implantes feitos a partir de moldagens com poliéter ou

silicone de adição foram significativamente mais precisos do que aqueles feitos a partir de moldagens com polissulfeto.

Nissan et al. (2000), em um modelo laboratorial, avaliaram a precisão de moldagem de três técnicas utilizando o mesmo material de moldagem, o silicone de adição. As três técnicas em estudo foram: a) de um passo com materiais pesado e leve utilizados simultaneamente; b) de dois passos com o pesado como moldagem inicial e aliviando em 2 mm criando espaço para uma camada fina para o material leve; c) técnica de dois passos com um espaçador de polietileno utilizado com a moldagem pesada, em um primeiro momento, e em seguida usando o material leve. Para cada técnica, 15 moldagens foram feitas de um modelo mestre de aço inoxidável que continha três preparos de pilar de coroas totais, os quais foram usados como controle positivo. A precisão foi avaliada medindo-se as seis dimensões inter e intra pilar, em troqueis de gesso obtidos de moldagens do modelo mestre. A análise da variância mostrou diferenças estatisticamente significativas entre as três técnicas, para todas as medidas inter e intra pilar. As discrepâncias gerais da técnica de dois passos foram menores que nas técnicas de um passo.

Nissan et al. (2001) avaliaram os níveis de tensão em supra estruturas bem adaptadas sob diferentes forças e seqüências de aperto com diferentes operadores. Foi confeccionado um modelo metálico com cinco análogos de implantes e uma supra estrutura com adaptação passiva e precisa sobre os mesmos. Utilizou-se a técnica de moldagem esplintada, obtendo trinta modelos de gesso. Os testes foram realizados por três operadores diferentes. A força de aperto variou 10 a 20Ncm e a seqüência de aperto foi da direita para a esquerda e vice-versa. Para as mensurações foi utilizado medidores de tensão.

Os resultados não mostraram diferenças significativas nas tensões de pré-carga de supra estrutura, independente da força aplicada, da seqüência de aperto e dos diferentes operadores. A obtenção de uma adaptação passiva por meio da técnica de moldagem esplintada, foi a responsável pelos resultados, segundo os autores.

Valle et al. (2001) avaliaram o comportamento dimensional de seis silicones de adição, um polissulfeto, um poliéter, um silicone por condensação e um hidrocolóide irreversível, quando empregados em uma técnica de moldagem e transferência da posição de implantes dentais. Um modelo mestre com a forma de uma mandíbula desdentada e contendo cinco implantes de 3,75 x 15,0 (Nobel Biocare, Chicago, USA), foi construído em resina acrílica termopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil). Os implantes foram dispostos simetricamente, numa configuração padrão compatível com o protocolo estabelecido por Branemark. Em cada implante foi fixado um intermediário de 3 mm de altura (Nobel Biocare). Na face posterior do modelo mestre foi confeccionada uma canaleta e na face anterior um encaixe em forma semilunar, com a finalidade de orientar o assentamento da moldeira individual em acrílico e mantê-la sempre na mesma posição. Componentes de moldagem quadrados (Nobel Biocare) foram parafusados aos intermediários do modelo mestre. Sobre o modelo mestre obteve-se cinco moldeiras individuais. Para cada material foram realizados cinco procedimentos de moldagem, obtendo-se um total de 50 modelos. Os transferentes foram unidos entre si com resina autopolimerizável (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Chicago, USA). Análogos em latão dos intermediários (Nobel) foram adaptados e rosqueados aos componentes de transferência dos implantes. A

mensuração das distâncias horizontais entre os análogos dos intermediários nos modelos de gesso foi feita em um microscópio comparador (Mitutoyo Mfg. Ltda., Japão). Na comparação das medidas obtidas com a original, foi usado o teste “t” de Student para verificar a existência de diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Foi feita uma análise de variância com a soma das médias dos resultados horizontais obtidos. A análise dos dados obtidos demonstrou que todos os materiais testados apresentaram alterações dimensionais significantes. O silicone de adição President (Coltène) apresentou a menor alteração dimensional, enquanto que o hidrocolóide Orthoprint (Zhermack) apresentou a maior alteração. Finalmente, todos os silicones de adição produziram modelos semelhantes, e essa grande estabilidade dimensional deve-se à sua reação de polimerização por adição, a qual não libera subprodutos. Seguidas do poliéter (Impregum F, 3M Espe), do polissulfeto (Coeflex), do silicone por condensação (3M) devido ao fato da sua contínua polimerização e da liberação de álcool etílico.

Daoudi et al. (2001) avaliaram a precisão de quatro procedimentos de moldagem de implante utilizando duas técnicas de moldagem e dois materiais diferentes. Um modelo principal foi usado para fabricar 40 corpos de prova diferentes em gesso, incorporando o implante laboratorial ou análogos dos pilares às 2 técnicas de moldagem, a técnica do transferente de moldagem de reposicionamento no nível do implante e a técnica de moldagem no nível do pilar. Os materiais foram: silicone de adição (President, Coltene) e poliéter (Impregum-F, 3M Espe). As variações nos modelos de trabalho estudados foram mensuradas utilizando-se o microscópio para se obter as distâncias e ângulos a partir das coordenadas tridimensionais dos alvos ópticos que foram

unidos a um transferente teste colocado no análogo do implante e em um dispositivo de referência posicionado nas superfícies oclusais do modelo. Os resultados mostraram maiores variações na posição do análogo com a técnica de moldagem de reposicionamento no nível do implante do que com a técnica de moldagem do nível do pilar. Os erros rotacionais foram significativos o suficiente para apresentarem importância clínica. Não foram verificadas diferenças significativas entre o silicone de adição e o poliéter para os dois tipos de técnicas de moldagem. Chegou-se a conclusão de que a técnica de moldagem de reposicionamento no nível do implante pode promover resultados menos previsíveis em comparação à técnica de moldagem no nível do pilar. A escolha do material de moldagem não foi um fator significativo.

De La Cruz et al. (2002) avaliaram a precisão de moldagem de um modelo mestre, utilizando diferentes materiais, comparadas com os procedimentos de moldagem padrão. Foi utilizado uma base de alumínio com três implantes fixados, e sobre os dois implantes laterais, foram colocados dois intermediários cônicos e um intermediário UCLA no implante do meio. Fundiram em liga nobre uma armação confeccionada em resina unindo os três intermediários, usada para a confecção do modelo mestre e servindo de referência para as mensurações, realizadas por meio de um microscópio digital. Usando esta base metálica, foram feitos 30 corpos de prova e 20 moldagens, divididas da seguinte maneira: grupo 1 (matriz confeccionada com resina autopolimerizável – GC Pattern Resin); grupo 2 (matriz com resina Duralay); grupo 3 (matriz com Triad Gel); grupo 4 (moldagem feita com moldeiras individuais fabricadas para técnica de moldeira fechada) e grupo 5 (moldagem com moldeiras individuais pré fabricadas para técnica de moldeira aberta).

Analisando os resultados obtidos, verificaram que as moldagens com moldeira aberta, apresentaram maior distorção vertical. A técnica de matrizes com Triad Gel apresentaram maior distância entre os implantes que a técnica de moldeira fechada, e a técnica de matrizes feitas com Duralay apresentaram maior distorção entre os implantes que a técnica de moldagem com moldeiras aberta e fechada. Os autores concluíram que as matrizes de verificação não foram mais precisas que as moldagens padrão, e que as moldagens com moldeira fechada foram as que menos sofreram alterações. Relataram também, que não são garantidos os procedimentos extra clínicos e laboratoriais para a confecção das matrizes de verificação para as próteses implantossuportadas.

Bartlett et al. (2002) compararam, em estudo *in vitro*, a precisão de moldagem, utilizando a técnica do pilar convencional e da cabeça do implante. O método utilizou um microscópio de varredura para medir as dimensões do espaço entre os modelos mestres produzidos pelas duas técnicas de moldagem em uma prótese de três elementos. O espaço médio de 14 micrômetros (intervalo de 10–17,9 micrômetros) no lado não parafusado da técnica de moldagem do pilar convencional foi maior que o espaço mediano de 7,5 microns (5-17,6 micrômetros) para a técnica de moldagem da cabeça do implante e esta diferença foi estatisticamente significativa ( $P < 0,005$ ). Além disso, o espaço mediano no lado inferior da técnica de moldagem do pilar convencional de 10 micrômetros, (6,3-12,1 micrômetros) foi maior que o da técnica da cabeça do implante de 5,5 micrômetros (0,0-8,0 micrômetros) e esta diferença também foi estatisticamente significativa ( $P < 0,001$ ). A técnica de moldagem da cabeça do implante produziu um ajuste mais preciso do que a moldagem do pilar convencional.

Burns et al. (2003) realizaram um trabalho comparando a precisão de moldagem, utilizando moldeiras de estoque em policarbonato e individuais aliviadas e não aliviadas. Foi confeccionado um modelo com quatro implantes (Nobel Biocare). Como parâmetro para as medições, foi usada uma barra de ouro unindo dois cilindros de ouro. O material de moldagem foi o poliéter (Impregum Penta, 3M Espe). Foi feito um total de 27 moldes, sendo 3 moldagens com cada tipo de moldeira para cada par de réplicas. Foram obtidos modelos com gesso tipo IV e avaliados segundo o teste do parafuso único, analisados por meio de microscópio óptico. Com os resultados obtidos, a maior precisão foi observada com o uso de moldeiras individuais, aliviadas ou não, quando comparadas com as moldeiras de estoque.

Vigolo et al. (2003) em estudo *in vitro*, avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem, utilizando material à base de poliéter, para se obter um modelo principal para a fabricação de uma prótese que se ajustaria passivamente em implantes múltiplos. Foi fabricado um modelo de metal usinado com 6 implantes e uma placa metálica ajustada passivamente. Um total de 45 moldagens com poliéter (Impregum F, 3M Espe) de consistência média foram realizadas com transferentes de moldagem quadrados. Três grupos de 15 moldagens foram feitos, no grupo 1 foram usados transferentes de metal quadrados não modificados. No grupo 2 foram usados transferentes de moldagem quadrados e unidos com resina acrílica autopolimerizável antes do procedimento de moldagem. No grupo 3 foram usados transferentes quadrados previamente jateados com abrasivo e cobertos com o adesivo recomendado pelo fabricante. A placa metálica foi usada como controle para avaliação da adaptação. Cada modelo foi avaliado por um único examinador. A precisão da

posição dos pilares foi numericamente avaliada com um scanner óptico com aumento de 10 x, o qual proporcionou medidas dentro de 2 micrômetros, das variações dos modelos em relação às distâncias horizontais entre pilares mais posteriores e os mais anteriores. A inspeção visual dos pilares do grupo 1 mostraram discrepâncias entre 1 ou mais pilares e a placa de metal. A análise visual dos modelos dos grupos 2 e 3 mostrou alinhamento próximo da placa de metal em todos os seis pilares. A análise de variância avaliou os dados numéricos obtidos com o scanner óptico e mostrou diferenças significativas entre as três técnicas de moldagem. Os grupos 2 e 3 diferiram de forma significativamente maior do que os modelos do grupo 1. Verificaram maior precisão do modelo principal, quando a técnica de moldagem envolveu transferentes de moldagem quadrados unidos com resina autopolimerizável ou transferentes de moldagem quadrados que haviam sido previamente jateados com abrasivo e cobertos com o adesivo.

Donovan & Chee (2004) fizeram uma revisão de literatura, de técnicas e materiais de moldagens. Materiais de moldagem disponíveis para próteses fixas, implantes e dentística. Com a seleção do material e a manipulação apropriados, moldagens precisas podem ser obtidas para confecção de próteses implantossuportadas. Este estudo resumiu as propriedades ideais de materiais de moldagem e explicou a importância das variações técnicas. Atenção especial foi dada aos silicões de adição, porque eles vem a ser o material mais amplamente utilizado nas moldagens de prótese implantossuportada.

MaCdonnell et al. (2004) compararam o uso de duas marcas de resina acrílica autopolimerizável, a Duralay (Reliance) e GC Pattern Resin (GC

Corp), com a finalidade de união para soldagem de supra-estruturas metálicas. Foi utilizado um modelo de gesso com três réplicas de implante e uma supra estrutura sobre cilindros de ouro. Foi feita a união com as resinas, e após 15 minutos, foram soltos os parafusos dos intermediários e conferida a adaptação da supra estrutura, por meio do teste do parafuso de Sheffield. Foi observada a precisão com as duas resinas utilizadas, apenas na primeira avaliação aos 15 minutos. Nas medições realizadas após 2 horas, somente duas montagens fabricadas com a resina GC Pattern Resin apresentaram passividade e nenhuma com a resina Duralay. Na medição após 24 horas, nenhuma montagem apresentou passividade. Concluíram que o melhor procedimento para a união dos transferentes, seria confeccionar as barras previamente, uní-las na boca e fazer a inclusão em até 15 minutos. Segundo os autores, estes resultados podem estar relacionados à provável continuação da polimerização e contração dos materiais.

Akça & Çehreli (2004) compararam a precisão de moldagem de duas técnicas e de dois materiais elastoméricos comumente usados para a fabricação de próteses implantossuportadas. Foi obtido um modelo mestre com quatro implantes ITI, instalados unilateralmente no locais do incisivo central inferior direito, canino, primeiro pré-molar e primeiro molar. Moldagens foram feitas por meio de técnicas direta e indireta. Na técnica direta foram utilizados para transferir os implantes uma moldeira de resina personalizada e como material de moldagem o poliéter. Na técnica indireta foi utilizada uma moldeira de estoque e como material de moldagem o silicone de adição. Para verificar as mudanças angulares entre os implantes utilizou-se uma máquina de medição coordenada. Sete das 12 medidas de distância mostraram diferenças entre os

grupos. Dois implantes também apresentaram mudanças angulares. A técnica de moldagem indireta, utilizando uma moldeira de estoque, apresentou precisão dimensional semelhante àquela obtida com a técnica direta.

Naconecy et al. (2004) estudaram a adaptação de uma estrutura metálica em 15 modelos de gesso, utilizando-se 3 técnicas de transferência para determinar o procedimento de moldagem mais preciso. Foram obtidos 5 modelos de gesso, a partir de moldagens de poliéster de um modelo principal de resina acrílica, para cada técnica de transferência. As amostras do grupo 1 foram obtidas a partir da técnica direta com transferentes quadrados esplintados com pinos de aço carbono, resina acrílica autopolimerizável e moldeira personalizada. As amostras do grupo 2 foram obtidas a partir da técnica direta com transferentes quadrados não esplintados e moldeira personalizada. No grupo 3 foi utilizada a técnica indireta com transferentes cônicos e moldeira individual. Dezesesseis medidores de tensão foram fixados na estrutura para medir o grau de deformação da estrutura para cada modelo de gesso. Os pares de medidores de tensão colocados um oposto ao outro formaram um canal para a leitura da tensão, que foram obtidas em 4 segmentos entre os pilares, em 4 direções: anterior, posterior, superior e inferior. As amostras do grupo 1 permitiram a reprodução mais precisa da posição dos análogos, em relação às amostras feitas com as outras técnicas. Não foi observada diferença significativas entre as técnicas não esplintadas do grupo 2 e indireta do grupo 3. A técnica do grupo 1, direta esplintada, foi o método de transferência mais preciso para múltiplos pilares comparados com as outras técnicas utilizadas.

Assunção et al. (2004) avaliaram a precisão de três técnicas de transferência sob condições variáveis em relação às angulações do análogo do implante, materiais de moldagem e técnicas. Foram feitas 60 réplicas de uma matriz metálica que era o modelo mestre, contendo quatro implantes em 90, 80, 75 e 65 graus em relação à superfície horizontal, usando três técnicas de moldagem: T1 - técnica indireta com transferentes cônicos e moldeiras fechadas; T2 - técnica direta com transferentes quadrados e moldeiras abertas; T3 - transferentes quadrados esplintados com resina acrílica autopolimerizável. Foram utilizados quatro materiais de moldagem diferentes: polissulfeto, poliéter, silicone de adição e silicone por condensação. Os valores das angulações do análogo do implante foram avaliados por um perfilômetro e em seguida submetidos à análise de variância para comparar a significância de 5%. Todas as combinações de materiais, técnicas de moldagem e angulações, apresentaram diferenças, sendo que só uma combinação comportou-se de forma semelhante quando comparadas com o grupo controle. Quanto mais perpendicular a angulação do análogo do implante em relação à superfície horizontal, mais exata é a moldagem. Os melhores materiais foram poliéter e silicone de adição, e a técnica mais satisfatória foi a técnica com transferentes quadrados esplintados com resina acrílica autopolimerizável.

Forrester-Baker et al. (2005) compararam a precisão dimensional de três materiais de moldagem de marcas diferentes, todos silicones de adição. Foram feitas dez moldagens de um pilar de implante com cada um dos três materiais. Utilizando a técnica de metrologia coordenada, foram digitalizadas e medidas a região do ombro do pilar e as regiões correspondentes das moldagens e dos troqueis obtidos. A comparação dessas medições indicou que

a dimensão média da região dos ombros para cada grupo de materiais de moldagem foi significativamente diferente do pilar do implante original. No entanto, quando essas moldagens foram preenchidas com gesso, nenhuma das dimensões medidas dos modelos apontaram diferenças significativas, comparando com as obtidas do pilar do implante original. Assim, qualquer mudança nas dimensões mensuradas ocorrida durante a moldagem, foi compensada de alguma forma, pelo processo de confecção dos modelos.

Vigolo et al. (2005) fizeram um estudo *in vitro* para avaliar a precisão de modelos de trabalho obtidos utilizando transferentes quadrados modificados por jateamento com suas superfícies rugosas cobertas com adesivo de moldagem, e pilares UCLA usinados de ouro como transferentes de moldagem em procedimentos de moldagem final, para os casos de substituição de implante de um único dente. A porção moldável do UCLA também foi coberta com o adesivo do poliéter para melhorar a estabilidade do pilares UCLA usinado de ouro dentro do material de moldagem. Um modelo de resina acrílica com um implante único padrão, foi usado para simular uma situação clínica. Foram feitas 20 moldagens de cada grupo com poliéter (Impregum F, 3M Espe). Modelos de trabalho feitos para ambos os grupos foram analisados para detectar a mudança de posição rotacional do hexágono nas réplicas dos implantes nos modelos de trabalho em relação ao modelo de resina. As mudanças de posição rotacionais do hexágono nas réplicas do implante foram significativamente menos variáveis nos modelos de trabalho obtidos utilizando os pilares UCLA usinados de ouro como transferentes de moldagem, do que nos modelos com transferentes quadrados asperizados. Os autores sugeriram a utilização de pilares UCLA usinados de ouro como de transferentes na

moldagem final para os casos de substituição de implante de um único dente, pois os mesmos permitem a obtenção de uma orientação mais precisa das réplicas dos implantes nos modelos laboratoriais.

Ortorp et al. (2005) testaram a precisão de uma técnica fotogramétrica tridimensional para registrar as posições dos implantes *in vitro*. Os modelos foram obtidos através de duas técnicas de moldagem convencionais. Fabricaram 20 modelos de dez moldagens com poliéster e dez com gesso, a partir de um modelo principal. Os modelos foram mensurados em uma máquina de medição coordenada e comparados com o modelo principal. Foram realizadas seis fotografias tridimensionais separadas do modelo principal com uma câmera especial. Após a medição das fotografias com um mapeador analítico, os resultados foram analisados e comparados para as coordenadas do modelo principal e dos demais modelos. A expansão do arco nos implantes terminais foi em média de 22 micrômetros e 94 micrômetros, nas fotografias e nos modelos de gesso, respectivamente. Os modelos de poliéster contraíram uma média de 52 micrômetros, em relação ao modelo principal. A técnica de fotogrametria e a de poliéster reproduziram o eixo horizontal e os parâmetros tridimensionais de forma mais precisa do que a técnica com gesso, quando a distorção do ponto central do cilindro foi comparada. Porém a distorção do cilindro angular foi maior com a técnica fotográfica do que com ambas as técnicas de moldagem. Concluíram que a fotogrametria é uma opção válida para o registro das posições do implante e tem uma precisão comparável àquela das técnicas de moldagem convencionais. Atualmente, porém, está limitada às técnicas de fabricação de estrutura que estão baseadas em plataformas digitais.

Ortorp (2005) avaliou e comparou dois tipos diferentes de estrutura de titânio soldada à laser e uma estrutura de titânio usinada por meio de controle digitalizado de computador (CNC), para a mandíbula edentada, com estruturas de liga de ouro, em dois estudos clínicos com preservação de cinco anos. As estruturas de CNC foram avaliadas e comparadas com as ligas de ouro, em dois estudos experimentais de acordo com o ajuste pré-carga e rugosidade superficial. Além disso uma técnica fotogramétrica digitalizada para o registro das posições dos implantes na mandíbula edentada, foi testada e comparada com duas técnicas de moldagem convencionais. As estruturas de titânio soldadas à laser apresentaram uma menor taxa de sucesso após cinco anos em função quando comparadas às ligas de ouro. A performance em 5 anos das estruturas de CNC foi semelhante àquela das estruturas de liga de ouro. O ajuste e a precisão das estruturas de CNC suportadas por implantes foram significativamente melhores em relação às estruturas em liga de ouro. A utilização de material de revestimento não afetou de forma significativa o ajuste das estruturas de titânio. A pré carga das estruturas de CNC foi semelhante às daquelas de ouro. As pré-cargas das estruturas de titânio foram semelhantes antes e após o revestimento. Locais do parafuso de titânio foram semelhantes antes e após o revestimento. Locais do parafuso de titânio usinado que não receberam carga mostraram superfícies significativamente mais rugosas do que os locais que receberam carga, e parafusos de ouro que receberam carga mostraram superfícies mais rugosas do que às daquelas que não receberam carga. A precisão das moldagens fotogramétricas foi semelhante àquela das técnicas convencionais. Neste estudo concluiu-se que estruturas de titânio usinada por

controle digitalizado de computador, suportadas por implantes, são uma alternativa viável para as fundições em liga de ouro na mandíbula edentada.

Rodrigues Junior et al. (2006) realizaram uma revisão de literatura sobre assentamento passivo em próteses fixas sobre implantes. Verificaram que a maioria dos trabalhos tem demonstrado que não se pode justificar perda óssea periimplantar com desajustes das próteses. Foi possível concluir que: 1) a relação e o valor de desadaptação da prótese sobre implante que poderia causar periimplantite e/ou perda óssea periimplantar não está definido; 2) o desajuste marginal está mais relacionado à estabilidade da prótese sobre o implante do que em relação à perda do implante propriamente dito; 3) esse desajuste pode estar relacionado à fratura do próprio implante como também dos parafusos de retenção da prótese.

Ozkan et al. (2006) fizeram uma revisão de literatura e descreveram os procedimentos e fatores que afetam a adequada moldagem em diversos sistemas de implantes. A precisão da moldagem do implante poderia depender do tipo de material de moldagem, transferente, esplintagem desses transferentes e método de moldagem utilizado. Os métodos de moldagem na prótese sobre implante podem ser diretos, indiretos ou com esplintagem diretos. Quando esses métodos são comparados, a precisão do método direto mostrou-se maior e o método indireto mostrou o maior valor médio de distorção. No método direto, o material de moldagem deveria ser capaz de estabilizar o transferente direto e evitar seu deslocamento no momento da instalação do pilar. O mesmo também deveria minimizar a distorção de posição que poderia ocorrer entre as réplicas do pilar e os implantes intra oral. Moldeiras personalizadas com alta precisão devem ser usadas nas moldagens. Quando

moldeiras de resina foto e autopolimerizáveis foram comparadas, o preparo de moldeiras em resina acrílica fotopolimerizáveis foi considerado mais rápido. Além disso, as mesmas mostraram estabilidade dimensional mais elevada do que moldeiras personalizadas. Quando são usadas moldeiras em resina acrílica personalizadas, deve-se aumentar a espessura do espaçador e a perfuração do acesso. Dessa maneira, a pressão aplicada no momento da moldagem foi semelhante. Portanto, ao se executar moldagens para próteses sobre implantes, materiais de moldagem como silicone de adição e poliéter devem ser usados. Materiais a base de poliéter apresentam flexibilidade sob forças compressivas e apresentam valores de dureza aceitáveis. Assim, o uso do poliéter é aconselhado para as restaurações de implantes múltiplos. A ordem crescente de pressão aplicada de acordo com os tipos de material de moldagem é: silicone de adição (viscosidade média), poliéter, silicone de adição (viscosidade leve) e polisulfeto.

Kim et al. (2006) avaliaram quatro possíveis deslocamentos de componentes do implante de um modelo de paciente para um modelo definitivo, visando sugerir um método padrão de comparação da precisão de técnicas de moldagem de implante. Duas técnicas de moldagem foram avaliadas, uma técnica de moldeira aberta sem esplintagem e uma técnica de moldeira aberta com esplintagem de resina fotopolimerizável. Foi feito um modelo mandibular com cinco implantes paralelos. Cinco modelos definitivos foram fabricados por técnica. Utilizando-se uma máquina de medição computadorizada, cinco sistemas de coordenadas foram estabelecidos e sete conjuntos de dados foram obtidos para cada amostra. A quantidade de deslocamento ao conectar os componentes e o deslocamento linear e angular dos componentes durante a

moldagem e fabricação do modelo, foram calculados a partir dos dados obtidos. Para determinar as diferenças significativas entre as técnicas de moldagem foi usado o teste de Mann-Whitney. Foi observado menor deslocamento no grupo sem esplintagem em relação ao grupo com esplintagem, mas um maior deslocamento ocorreu naquele grupo durante a fabricação do modelo definitivo. A conexão de um componente resultou em um deslocamento tão grande quanto aquele resultante de uma moldagem ou fabricação do modelo. O grupo sem esplintagem foi mais preciso durante a moldagem, porém, menos preciso durante a obtenção do modelo.

Holst et al. (2007), em um estudo *in vitro*, investigaram o efeito do tempo sobre a precisão tridimensional da técnica de moldagem com transferentes quadrados utilizando três marcas diferentes de silicone de adição e uma de poliéter. Um modelo mestre foi fabricado com quatro implantes de conexão interna. Quatro séries de 71 moldagens diretas foram feitas com transferentes quadrados utilizando a técnica de moldeira aberta. Um conjunto de moldagem foi feito com poliéter, chamado de material A (Impregum Penta, 3M ESPE) e de cada uma das três marcas de silicone de adição chamados de materiais B (Brecision Bredent), C (Monopren transfer, KETTENBACH) e D (Monopren transfer plus Futar RetarD, KETTENBACH). Alterações tridimensionais na orientação espacial dos análogos do implante foram medidas durante 48 horas usando um dispositivo óptico de medição. As diferenças globais foram avaliadas através de um teste de Kruskal-Wallis seguido pelas comparações utilizando o teste Mann-Whitney. A média de precisão dimensional das moldagens de implante diferiu significativamente a partir de 1 hora em diante ( $P < 0,01$ ). Na 1ª hora quase todos os materiais diferiram

significativamente um do outro, exceto materiais A e B, C e D, comparações as quais tiveram valores ( $P > 0,08$ ). Na 2ª hora desvios dos materiais C e D foram significativamente diferentes. Na 6ª hora, a comparação de desvios pareceram muito menores. Entretanto, diferenças entre os materiais C, B e A foram ainda significantes ( $P > 0,08$ ), mas o material D teve desvio maior ( $P < 0,01$ ). Enfim, os materiais A e B produziram resultados comparáveis. Para os materiais C e D, houve um aumento significativo nos desvios após 2 horas. Os desvios para o material C foram comparáveis aos materiais A e B. Concluíram que após 48 horas, valores iniciais não foram mantidos por qualquer material, e que o tempo não pode ser negligenciado como um fator que afeta a precisão das moldagens dos implantes.

Cabral & Guedes (2007) analisaram quatro técnicas de moldagem para determinar a precisão dimensional em comparação com uma técnica padrão. Uma estrutura mestre metálica com 2 implantes de hexágono interno foi utilizada como padrão para as comparações. Sessenta modelos foram preparados para avaliar quatro técnicas de moldagem, sendo 15 moldagens para cada técnica: (1) técnica indireta com transferentes cônicos; (2) técnica direta com transferentes quadrados não esplintados; (3) técnica direta com transferentes quadrados esplintados com resina acrílica; e (4) técnica direta com transferentes quadrados esplintados com resina acrílica, seccionados 17 minutos após a presa e soldado com a mesma resina. Um projetor de perfil foi usado para medir a distância entre os transferentes anexados aos análogos. As distâncias médias foram calculadas a partir de três medições para cada amostra nos modelos principais e na estrutura metálica principal. A análise de variância e o teste de Tukey foram usados para análise estatística dos dados.

Os resultados para a técnica direta com transferentes quadrados esplintados com resina acrílica seccionados e soldados após a presa, não foram significativamente diferentes dos resultados para a estrutura metálica principal. Concluíram que a técnica direta com transferentes quadrados esplintados com resina acrílica seccionados e soldados após a presa, mostraram melhores resultados que as outras técnicas estudadas.

Choi et al. (2007) avaliaram a precisão de moldagem de duas técnicas ao nível do implante, com e sem esplintagem, de implantes múltiplos de conexão interna em simulação de duas situações clínicas. Um modelo mestre foi criado com quatro análogos de implantes, sendo dois paralelos e dois inclinados em oito graus. Foram obtidos dez modelos de gesso a partir da moldagem com silicone de adição do modelo mestre para cada técnica de moldagem. Metade das amostras com transferentes quadrados não esplintados e moldeira personalizada, e a outra metade, com transferentes quadrados esplintados com resina acrílica autopolimerizável e moldeira personalizada. Quatro medidores de tensão foram fixados na estrutura de metal para medir o grau de deformação da estrutura para cada modelo de gesso. As leituras das deformações foram feitas duas vezes, em quatro direções: anterior, posterior, superior e inferior. Não foram observadas diferenças significativas na deformação entre as amostras esplintadas e não esplintadas. Também não foi observada diferença significativa na deformação entre as técnicas, independente da condição. Utilizando-se um modelo de dois implantes de conexão interna, a precisão de moldagem ao nível do implante, foi semelhante para as técnicas com e sem esplintagem em casos de inclinação de até oito graus dos implantes.

Assunção et al. (2008) compararam três técnicas de moldagem de implantes osseointegrados. Este estudo foi dividido em três grupos: (1)- Grupo SAR, moldagem com transferentes quadrados esplintados com barra de acrílico pré-fabricada quimicamente polimerizável; (2)- Grupo SLR, moldagem com transferentes quadrados esplintados com barra de resina composta pré-fabricada levemente tratada; (3)- Grupo IAA, moldagem com transferentes quadrados jateados com ar abrasivo de óxido de alumínio. O poliéter foi o material utilizado e os dados obtidos foram comparados com um grupo controle caracterizados por valores de medição das posições de inclinação dos implantes em 90° e 65° em relação à superfície da matriz. As leituras das inclinações foram avaliadas aleatoriamente através de software de computação gráfica Autocad R14 e o desvio angular dos grupos experimentais foi submetido à análise de variância (ANOVA) e as médias foram comparadas por meio do teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). Segundo os resultados obtidos não houve nenhuma diferença estatística significativa entre os grupos experimentais e os grupos 1 e 2 para implantes verticais e angulados. Concluíram que os grupos 1 e 2 produziram peças fundidas mais precisas do que o grupo 3, que apresentou resultados inferiores.

Walker et al. (2008) realizaram um estudo comparando a precisão de moldagem de implantes entre duas técnicas e a viscosidade dos materiais. As técnicas utilizadas foram: moldeira fechada ao nível do implante (indireto) e transferentes plásticos ao nível do pilar (direto). Um modelo de aço inoxidável com três réplicas de implantes (Nobel Biocare), foi utilizado como modelo mestre. O material de moldagem utilizado foi o poliéter (Impregum Penta, 3M ESPE) de viscosidade pesada e média, com moldeiras personalizadas. Foram

feitos 20 corpos de prova, sendo cinco moldagens de cada grupo, com dois tipos de viscosidade do material de moldagem. Um microscópio com 0,001 de precisão foi utilizado para fazer as medições. Segundo a análise de variância (ANOVA) não houve diferença significativa na precisão das moldagens, entretanto, foi significativa a diferença entre os modelos feitos com moldagens indiretas ao nível do implante e moldagens diretas ao nível do pilar. Nas moldagens com transferentes plásticos, as distâncias inter-pilares nos corpos de prova, foram maiores que no modelo mestre, com diferenças percentuais de 0,19% para 0,24% de largura nas três dimensões. Concluíram que a viscosidade do material de moldagem não parece ser um fator crítico para precisão de moldagem. Entretanto, moldagens indiretas com moldeira fechada com transferentes em metal, devem ser mais precisas que com a técnica direta com transferentes plásticos. Isto deve ser um fator especialmente importante em moldagens múltiplas de implantes.

Wöstmann et al. (2008) fizeram um estudo com o objetivo de analisar a influência da técnica e material de moldagem, sobre a transferência (moldagem direta com transferentes quadrados e moldeira aberta) e reposição dos transferentes (moldagem indireta com transferentes cônicos e moldeira fechada), na obtenção do modelo de trabalho. Foram feitas 60 moldagens de um modelo mestre com quatro implantes XIVE (Dentsply Vivadent) com Flexitime e light tray (Heraeus Kulzer), Impregum Penta (3M Espe) e Monopren Transfer (Ketenbach). Foram avaliadas as diferenças dentro do eixo de direção do implante, rotação e posição 3D. A técnica de transferência mostrou valores significativamente mais baixos para os eixos de direção e posição 3D, mas valores mais altos para rotação que a técnica de reposição. As diferenças entre

os materiais não foram significativas. Foi concluído que a técnica de moldagem com materiais diferentes teve uma influência significativa sobre a precisão da transferência.

Wenz et al. (2008) investigaram os desvios de posições nas moldagens e modelos, utilizando diferentes técnicas e materiais em implantes múltiplos de conexão interna. Um modelo de referência foi feito com cinco implantes Frialit (Dentsply Friadent) e cinco modelos de gesso com cinco técnicas diferentes de moldagem, utilizando poliéter e silicone de adição divididos em cinco grupos (A, B, C, D e E). A técnica direta foi utilizada com material de viscosidade média e com material denso em combinação com material de viscosidade leve. Em dois grupos D e E, a técnica indireta foi utilizado material de viscosidade leve. Para as medições foi utilizado um microscópio computadorizado e os desvios relativo e absoluto, comparados com o modelo de referência. A análise de variância foi feita por meio do teste paramétrico Scheffe e pelo teste de Kruskal-Wallis, seguidos pelos testes de Mann-Whitney. Desvios de moldagens foram comparados com seus respectivos modelos usando testes emparelhados e coeficiente de correlação Person. Não foram encontradas diferenças significativas para desvios relativos para moldagens (- 5 para -8  $\mu\text{m}$ ) ou modelos (7 para 16  $\mu\text{m}$ ). O grupo E produziu desvios absolutos significativamente mais altos para moldagens (38  $\mu\text{m}$ ) e modelos (39  $\mu\text{m}$ ), comparados com outros grupos. Uma significativa correlação entre desvios da moldagem e seus respectivos modelos foram encontrados para cada grupo ( $r= 0,40$  para  $0,80$ ) exceto para o grupo D. As distorções dentro do plano horizontal dos modelos obtidos a partir das técnicas de moldagem do grupo A para o D, poderiam não afetar o ajuste clínico das infra-

estruturas. Por causa da alta variação de desvios, a técnica de passo 2 não pode ser recomendada. O método para medir ambos, moldes e modelos, proporcionou um entendimento melhor das baixas precisões que foram causadas.

Sorrentino et al. (2009) compararam as precisões das moldagens de implantes angulados e paralelos com materiais e comprimentos dos transferentes diferentes. Foram usados dois grupos controles e oito grupos experimentais, com angulações pré determinadas e moldagens com silicone de adição pela técnica de moldeira aberta. Para medir a precisão das moldagens foi usado um dispositivo de teste calibrado seguindo posições padrões reproduzíveis. Os dados foram estatisticamente analisados utilizando três fatores de análise de variância. As moldagens feitas com implantes angulados foram significativamente menos precisas que aquelas feitas com os implantes paralelos. Concluíram que a angulação do implante pode causar distorção das moldagens, provavelmente por causa da força requerida para remoção das moldagens. Modelos mais precisos foram obtidos utilizando o silicone de adição com implantes paralelos e comprimento padrão dos transferentes.

Rashidan et al. (2009) compararam a precisão de moldagem de duas técnicas e formas diferentes de transferentes usando o poliéter como material de moldagem. Foram utilizados dois modelos mestres confeccionados em resina acrílica (Heraeus Kulzer), com cinco implantes de conexão interna (Nobel) e diferentes formas de transferentes (Nobel). Foram feitas 20 moldagens com poliéter de consistência média com transferente cônico e quadrado de cada sistema, utilizando técnicas de moldeira fechada e aberta. Os análogos adequados dos implantes foram conectados aos casquetes dentro das

moldagens e vazados com gesso pedra tipo IV. A precisão dos modelos foram representadas nos eixos x, y, z e também deslocamento rotacional foram avaliados utilizando uma máquina de medida coordenada. Estas medidas dos deslocamentos linear e rotacional foram comparadas com as medições calculadas sobre os modelos mestres em resina que serviram de controle, e dados foram analisados com dois modos de variância de  $\alpha = 0,05$ . Não houve diferença significativa entre as técnicas de moldagens aberta e fechada. A forma do transferente teve mais impacto sobre a imprecisão das moldagens do que a técnica de moldagem em sí.

Genari Filho et al. (2009) compararam técnicas de moldagem com transferentes esplintados em implantes osseointegrados com diferentes angulações. Foi confeccionada uma matriz de metal com dois implantes angulados em  $90^\circ$  e  $65^\circ$  em relação à superfície horizontal. Foram obtidas 24 réplicas dessa matriz com quatro técnicas diferentes de moldagem. Técnica 1 (T1): transferentes quadrados sem união; Técnica 2 (T2): transferentes quadrados esplintados com fio dental e resina acrílica autopolimerizável; Técnica 3 (T3): transferentes quadrados esplintados com fio dental e resina acrílica autopolimerizável, seccionado e esplintado novamente com a mesma resina; Técnica 4 (T4): transferentes quadrados esplintados com barra pré-fabricada de resina acrílica. O material de moldagem utilizado foi o poliéter. As técnicas foram escaneadas individualmente para capturar imagens as quais foram avaliadas em um programa de computação gráfica. As imagens das réplicas foram comparadas com a imagem da matriz e as diferentes angulações foram calculadas. As comparações estatísticas foram feitas por meio da análise de variância e do teste de Tukey ( $p < 0,5$ ). Todos os grupos mostraram

diferenças significativas quanto às angulações comparadas com o grupo controle. O grupo T1 mostrou a maior diferença (1,019°), seguido pelo grupo T2 (0,7470°), grupo T3 (0,516°) e grupo T4 (0,325°). Houveram diferenças significativas entre implantes retos e inclinados em todos os grupos, exceto no grupo T4. Baseado nos resultados, a moldagem com transferentes esplintados é a mais indicada para implantes. Os transferentes quadrados esplintados com barra de resina acrílica pré-fabricada apresentou os melhores resultados entre as técnicas de moldagem avaliadas neste estudo.

Del'Ácqua et al. (2010) compararam a precisão dimensional de duas técnicas de moldagem, utilizando transferentes quadrados convencionais e transferentes quadrados modificados. Foi confeccionado um modelo com quatro implantes paralelos e uma supra estrutura passiva. O material de moldagem foi o silicone de adição com moldeira de estoque metálica. Três grupos foram testados (n=5): (I) index, (S) quadrado e (MS) quadrado modificado. Foi utilizada a técnica do parafuso único e as medições analisadas usando um software que recebia as imagens de uma câmara de vídeo acoplada a um microscópio. Os resultados foram avaliados estatisticamente e aplicada análise de variância pelo método Holm-Sidak. A média de desadaptação no modelo principal foi de 31,63  $\mu\text{m}$ , no grupo I = 45,25  $\mu\text{m}$ , no grupo S = 96,14  $\mu\text{m}$  e no grupo MS = 51,20  $\mu\text{m}$ . Não foram encontradas diferenças significativas entre as duas técnicas. Pode-se concluir que, a técnica com transferentes quadrados modificados com resina acrílica (MS), foi mais precisa que a técnica utilizando transferentes quadrados unidos com resina composta (S).

Assunção et al. (2010) avaliaram a precisão de moldagem de duas técnicas com transferentes esplintados para prótese implantossuportada. Foi

confeccionado um modelo de metal com quatro implantes, com angulações de 90°, 80°, 75° e 65° em relação à superfície horizontal. No grupo 1 os transferentes foram unidos com resina acrílica autopolimerizável, e no grupo 2 com silicone por condensação. Foram feitas dez moldagens para cada grupo. Um software foi usado para medir as inclinações dos implantes. Os resultados foram avaliados por meio da análise de variância e pelo teste de Tukey. Houve diferença significativa entre os grupos. O grupo 1 e o grupo 2 não tiveram diferenças significativas em relação ao grupo controle, independente das inclinações, exceto na de 75°. Os resultados sugerem que o silicone por condensação não pode ser usado como material alternativo para a união dos transferentes. Além disso, a inclinação dos implantes pode afetar a precisão da moldagem.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Avaliar a desadaptação de uma supra estrutura, confeccionada a partir de diferentes técnicas de moldagem com transferentes cônicos, transferentes quadrados sem união e transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica, utilizando um modelo com quatro implantes, sendo dois paralelos e dois angulados próximos aos 15° para distal.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Aprovação pelo CEP

Esta pesquisa foi submetida e dispensada da análise pelo Comitê de Ética e Pesquisa, por não envolver seres humanos (Anexo A).

### 4.2 Amostragem

Este trabalho utilizou 15 corpos de prova em gesso especial tipo IV, igualmente divididos em três grupos (figuras 1A e 1B):

- a) Grupo 1 – Transferentes cônicos (G1);
- b) Grupo 2 – Transferentes quadrados sem união (G2);
- c) Grupo 3 – Transferentes quadrados unidos (G3).

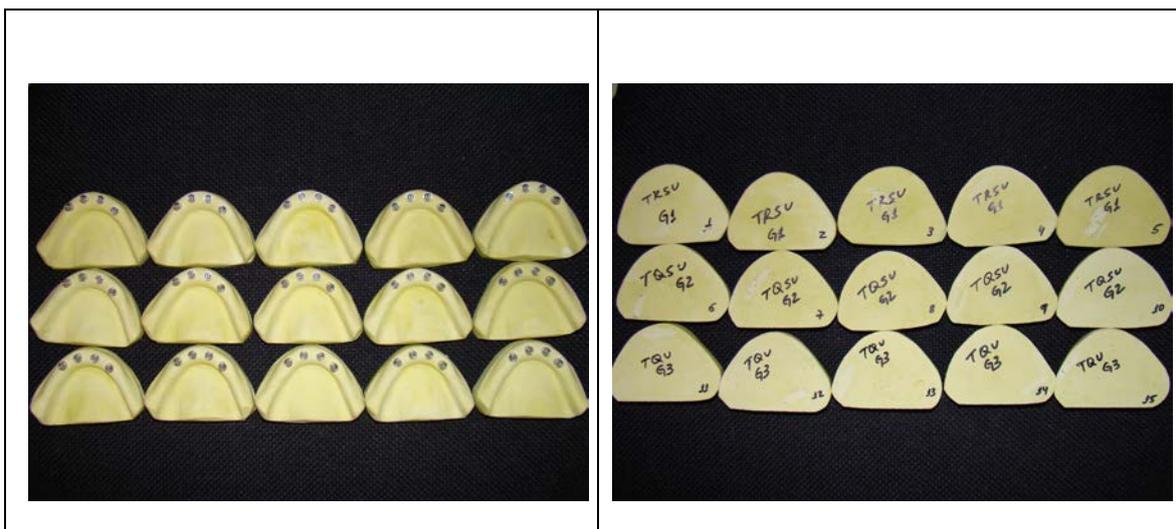


Figura 1A - Corpos de prova (vista oclusal)

Figura 1B - Corpos de prova (vista inferior)

### 4.3 Confeção do modelo mestre

Confeccionou-se um modelo em acrílico com quatro implantes, para simular a técnica de protocolo mandibular. Um modelo em gesso de um manequim mandibular edêntulo foi moldado (figura. 2), utilizando moldeira de estoque plástica número 3 (Dental Morelli, Sorocaba, Brasil) (figura 3), com silicone por condensação (Zetaplus, Zhermack, Itália), apenas com o denso. Preencheu-se o molde com resina acrílica incolor quimicamente polimerizável (Vipi, Pirassununga, Brasil), realizou-se o acabamento e o polimento, sendo assim obtido o modelo de trabalho (figura 4).

Foram feitas neste modelo a colocação de quatro implantes por meio de perfurações com fresas cirúrgicas do sistema de implantes Titanium Fix (Titanium Fix, São José dos Campos, Brasil), sendo todos de hexágono externo medindo 3,75 x 13,0 mm da marca Titanium Fix, lote número 162609 (SPM 313, Titanium Fix, S.J.Campos, Brasil). Os dois implantes centrais foram colocados paralelos e os dois extremos inclinados próximos aos 15° (figura 5), não utilizou-se nenhuma técnica para marcação desse paralelismo ou das angulações, apenas noção visual. Este modelo foi denominado de modelo mestre (figuras 6 e 7).



Figura 2 - Modelo mandibular em gesso.



Figura 3 - Moldeira de estoque plástica (número 3).



Figura 4 - Modelo de trabalho em acrílico.

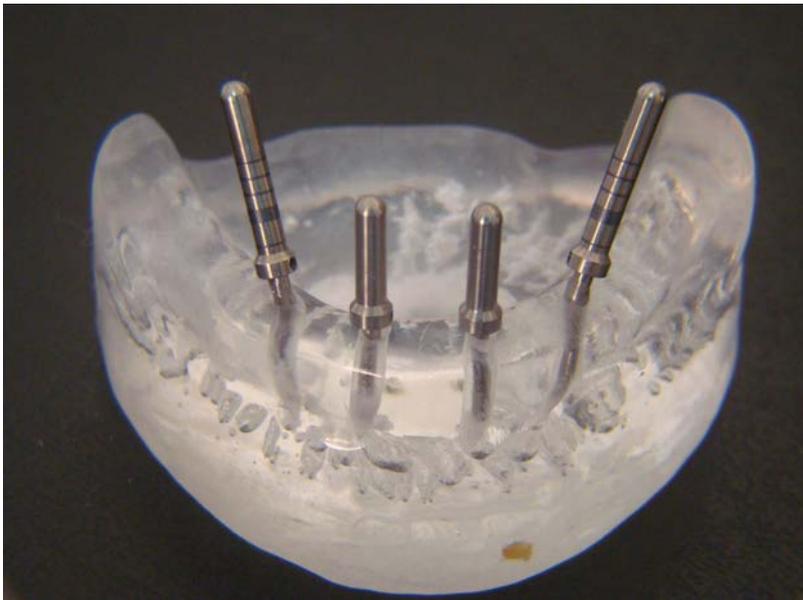


Figura 5 - Pinos de direção mostrando a posição e angulação dos implantes.



Figura 6 - Modelo Mestre (vista oclusal).



Figura 7 - Modelo Mestre (vista vestibular).

#### **4.4 Confecção da barra mestre**

Sobre os implantes do modelo mestre parafusou-se quatro mini pilares com cinta de 2,0 mm, todos da marca Titanium Fix, lote número 27810 (AMU 2.0) (figura 8). Sobre os mini pilares foram parafusados quatro transferentes plásticos calcináveis rotacionais para mini pilares da marca Titanium Fix, lote número 99409 (figura 9). Foi feita a união dos transferentes

com fio dental (Sanifill, Facilit Odontológica, Curitiba, Brasil) sem tensão (figura10) e resina acrílica quimicamente ativada (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, Ill., USA) (figura 11). Fez-se o enceramento da barra tipo protocolo e fundida com liga níquel cromo com titânio (Dan Ceramaloy, Nihon Shika Kinzoku Co., Osaka, Japão). Esta barra foi testada e verificou-se sua adaptação nos quatro implantes através de exame clínico visual (figuras 12, 13,14 e 15). Então, foi seccionada na mesial dos pilares distais de cada lado (figura 16), unida novamente com fio de aço e resina acrílica quimicamente ativada (Duralay, Reliance) (figura 17) e realizada a soldagem à laser. A barra foi novamente testada e verificada quanto a sua adaptação e passividade de assentamento sobre o modelo mestre por meio de exame clínico visual, sondagem e fotografia digital, nas faces vestibular e lingual (figuras 18 e 19), e assim confirmada sua passividade e adaptação. Esta supra estrutura sobre o modelo foi considerada como situação controle (C) da pesquisa, servindo assim como gabarito para os corpos de prova (figuras 1A e 1B).



Figura 8 - Mini pilares (vista vestibular).



Figura 9 - Transferentes plásticos calcináveis (vista vestibular).



Figura 10 - Transferentes plásticos unidos com fio dental.



Figura 11 - Transferentes plásticos unidos com fio dental e resina acrílica.



Figura 12 - Prova da barra (primeiro implante).



Figura 13 - Prova da barra (segundo implante).



Figura 14 - Prova da barra (terceiro implante).



Figura 15 - Prova da barra (quarto implante).



Figura 16 - Barra seccionada na mesial dos implantes distais.



Figura 17 - União da barra com fio de aço e RAAQ na vestibular e lingual.



Figura 18 - Supra estrutura (vista vestibular).



Figura 19 - Supra estrutura (vista lingual).

#### 4.5 Confeção das moldeiras individuais

Sobre a situação controle (C) foram confeccionadas as moldeiras individuais em resina acrílica quimicamente ativada (Jet, Clássico, São Paulo, Brasil) para uso com as diferentes técnicas de moldagem. Foi feito um alívio com uma lâmina de cera 7 (Wilson, Polidental, São Paulo, Brasil) (figura 20) e realizado uma moldagem com Stern Tek (Stern Gold, Germany) para a duplicação da situação controle. Este molde foi preenchido com gesso especial Durone tipo IV (Dentsply, Petrópolis, Brasil) para obtenção do modelo (figura 21). Sobre este modelo foram confeccionadas 15 moldeiras individuais em resina acrílica quimicamente ativada (Vipi, Pirassununga, Brasil). Foram removidos os excessos e feito o acabamento (figura 22). Para cada técnica de moldagem foram destinadas cinco moldeiras. Nas técnicas de moldagem com transferentes quadrados, dez moldeiras foram perfuradas para permitir o acesso aos parafusos dos transferentes.



Figura 20 - Modelo mestre com alívio em cera.



Figura 21 - Modelo em gesso obtido.



Figura 22 - Moldeira individual concluída.

#### 4.6 Obtenção dos modelos

Foram utilizadas três técnicas de moldagem de transferência (Figueira et al., 1995), sendo então denominados: Grupo I – Transferentes cônicos com a técnica da moldeira fechada (TC) (G1), lote número 198208 (Titanium Fix, São José dos Campos, São Paulo, Brasil) (figuras 23, 24 e 25); Grupo II – Transferentes quadrados sem união com a técnica da moldeira aberta (TQSU)(G2), lote número 175309 (Titanium Fix) (figuras 26, 27 e 28); Grupo III – Transferentes quadrados unidos com fio dental (figura 29) e resina acrílica (figura 30) (Duralay, Reliance Dental Mgf. Co., Worth, Ill., USA) com a técnica da moldeira aberta (TQU)(G3), lote número 175309 (Titanium Fix). Após a união, seccionou-se a resina acrílica entre os implantes (figura 31) e realizou-se nova união (figura 32). Todas as técnicas foram realizadas com moldeiras individuais pré fabricadas em resina acrílica quimicamente ativada, utilizando o material de moldagem poliéster (Impregum, 3M Espe, Seefeld, Germany) com seu respectivo adesivo. O material foi preparado de acordo com as instruções do fabricante e injetado com seringa de moldagem pelo mesmo operador.

Foram realizadas cinco moldagens para cada técnica descrita. Na técnica de moldeira fechada, os transferentes foram removidos do modelo, acoplados em suas réplicas e reposicionados no molde. Na técnica de moldeira aberta, os transferentes foram desparafusados com a moldeira em posição após a presa do material e suas réplicas acopladas aos mesmos. Todos os componentes foram da marca Titanium Fix (Titanium Fix, São José dos Campos, São Paulo, Brasil). Obtido os moldes, estes foram preenchidos 30 minutos após, seguindo a orientação do fabricante do material de moldagem. O gesso utilizado para a confecção dos modelos foi o especial tipo IV (Durone, Dentsply), na proporção de 75 g de pó para 15 ml de água, seguindo a orientação do fabricante, e com uso de vibração mecânica (VH Soft Line, Araraquara, São Paulo, Brasil). Os modelos foram removidos 24 horas após o vazamento, feito o acabamento, obtendo-se assim 15 modelos, cinco de cada técnica, totalizando 15 corpos de prova.



Figura 23 - Transferente cônico (com embalagem).



Figura 24 - Transferente cônico (vista aproximada).

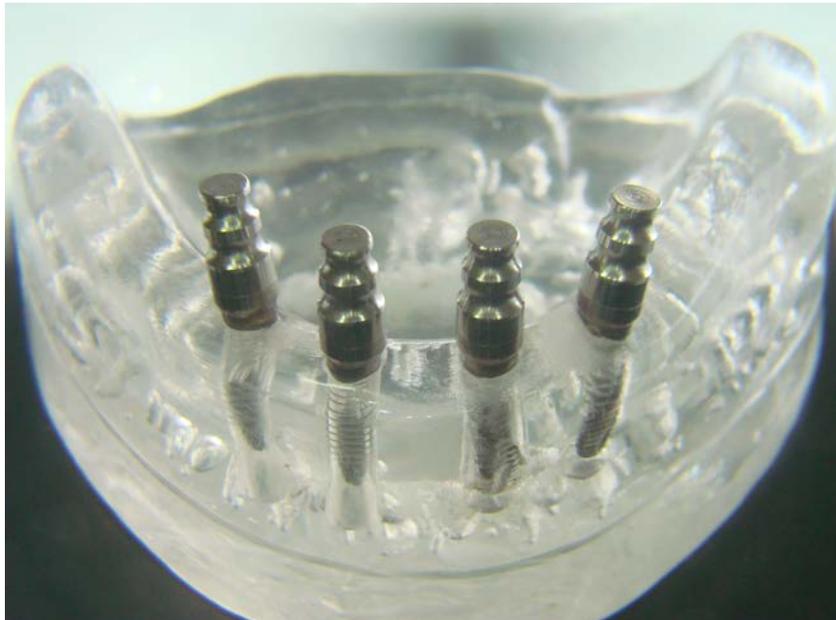


Figura 25 - Modelo com transferentes cônicos (vista vestibular).



Figura 26 - Transferente quadrado (com embalagem).



Figura 27 - Transferente quadrado (vista aproximada).



Figura 28 - Modelo com transferentes quadrados sem união (vista vestibular).



Figura 29 - Modelo com transferentes Quadrados unidos com fio dental (vista oclusal).



Figura 30 - Modelo com transferentes quadrados unidos com fio dental e RAAQ (vista oclusal).



Figura 31 - Transferentes quadrados seccionados após união com RAAQ.

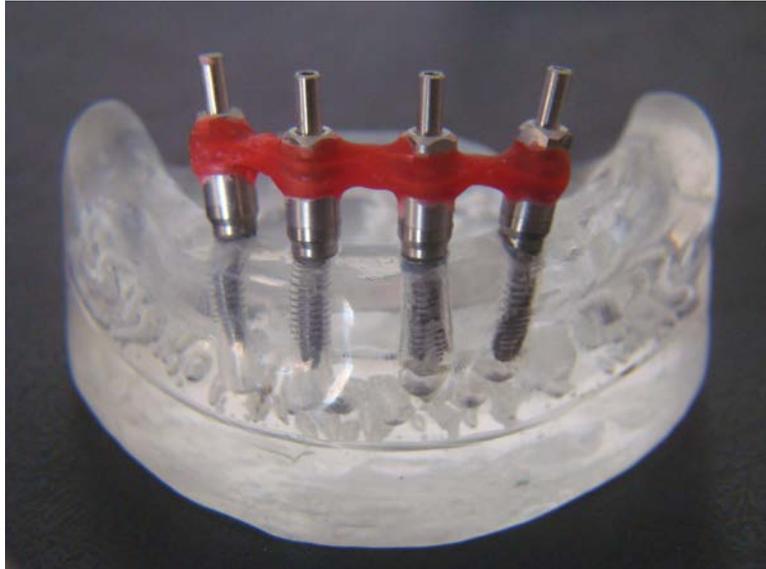


Figura 32 - Transferentes quadrados (nova união com RAAQ).

#### 4.7 Procedimento de mensuração

O processo de mensuração foi realizado no laboratório de metrologia da Mitutoyo (Mitutoyo Sul Americana, Suzano, São Paulo, Brasil), por meio de um observador independente. A técnica foi a do parafuso único, com torque de 20 N em apenas um parafuso em cada um dos 15 corpos de prova.

Para o procedimento de mensuração das desadaptações da supra estrutura nos corpos de prova, foi utilizado um Microscópio de Medição Universal (Mitutoyo Mgf. Co. Ltda, Japão) (figura 33). Por meio de uma Máquina de Medição por Coordenadas (Mitutoyo Mgf. Co. Ltda, Japão) (figura 34), foi medida no modelo mestre a angulação dos dois implantes das extremidades em relação aos implantes centrais. As medições das desadaptações da supra estrutura nos corpos de prova, foram feitas por vestibular, com a colocação e aperto somente de um parafuso, que era o melhor adaptado visualmente. Todas as leituras foram feitas em milímetros (mm) e convertidas em micrômetros ( $\mu\text{m}$ ).



Figura 33 - Microscópio de Medição Universal.

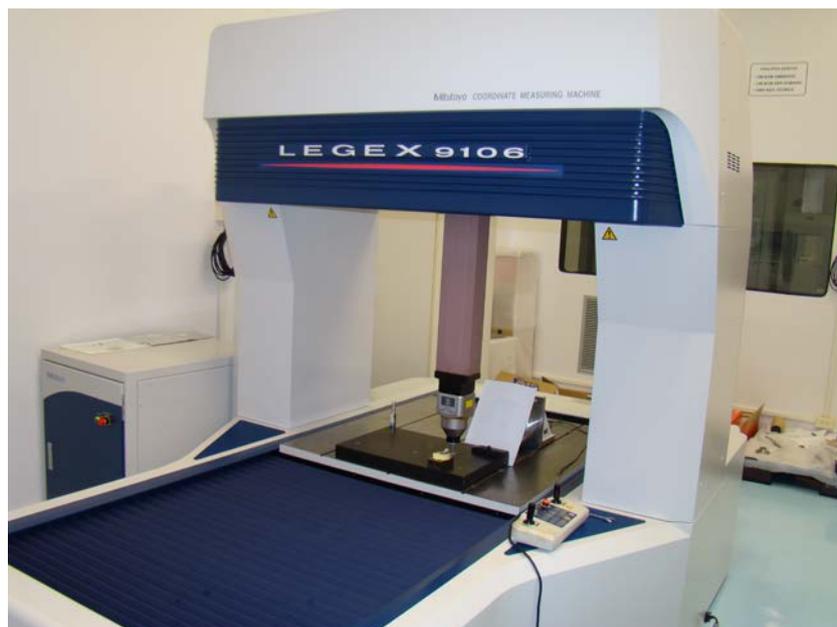


Figura 34 - Máquina de medição por coordenadas.

## 4.8 Análise estatística

Para cada corpo de prova foi calculada a média de desadaptação nos quatro implantes e essa média utilizada nas análises comparativas. Essas médias calculadas foram resumidas e apresentadas pelas estatísticas descritivas média, desvio padrão (dp), mediana, valores e máximos segundo o grupo de estudo.

Foi utilizado o teste de Kolmogorov–Smirnov para avaliar se as variáveis seguiam uma distribuição normal dentro de cada grupo de estudo.

Foi aplicada a técnica de análise de variância (ANOVA) com o fator fixo Grupo na comparação quanto às médias das médias das medições dos corpos de prova e as diferenças foram localizadas pelos testes de comparações múltiplas de Tukey.

Adotou - se o nível de significância de 0,05 ( $\alpha = 5\%$ ) em todos os testes estatísticos aplicados, e níveis descritivos (p) inferiores a esse valor, foram considerados estatisticamente significantes.

Todas as análises estatísticas foram executadas pelo software SPSS for Windows versão 15.0.

## 5 RESULTADOS

A descrição de todos os resultados está disponível na tabela 1 e no gráfico 1:

Tabela 1 – Medidas descritivas das médias das medições dos corpos de prova segundo o grupo de estudo.

Grupo	Média das Medições dos Corpos de Prova ( $\mu\text{m}$ )					
	Média	dp	Mínimo	Mediana	Máximo	n
Transferentes cônicos (G1)	359,2	116,5	382,8	188,5	489,3	5
Transferentes quadrados sem união (G2)	274,6	120,7	345,8	119,3	388,8	5
Transferentes quadrados unidos (G3)	116,3	168,1	043,5	025,8	415,3	5
Comparação	$p = 45,0^*$					

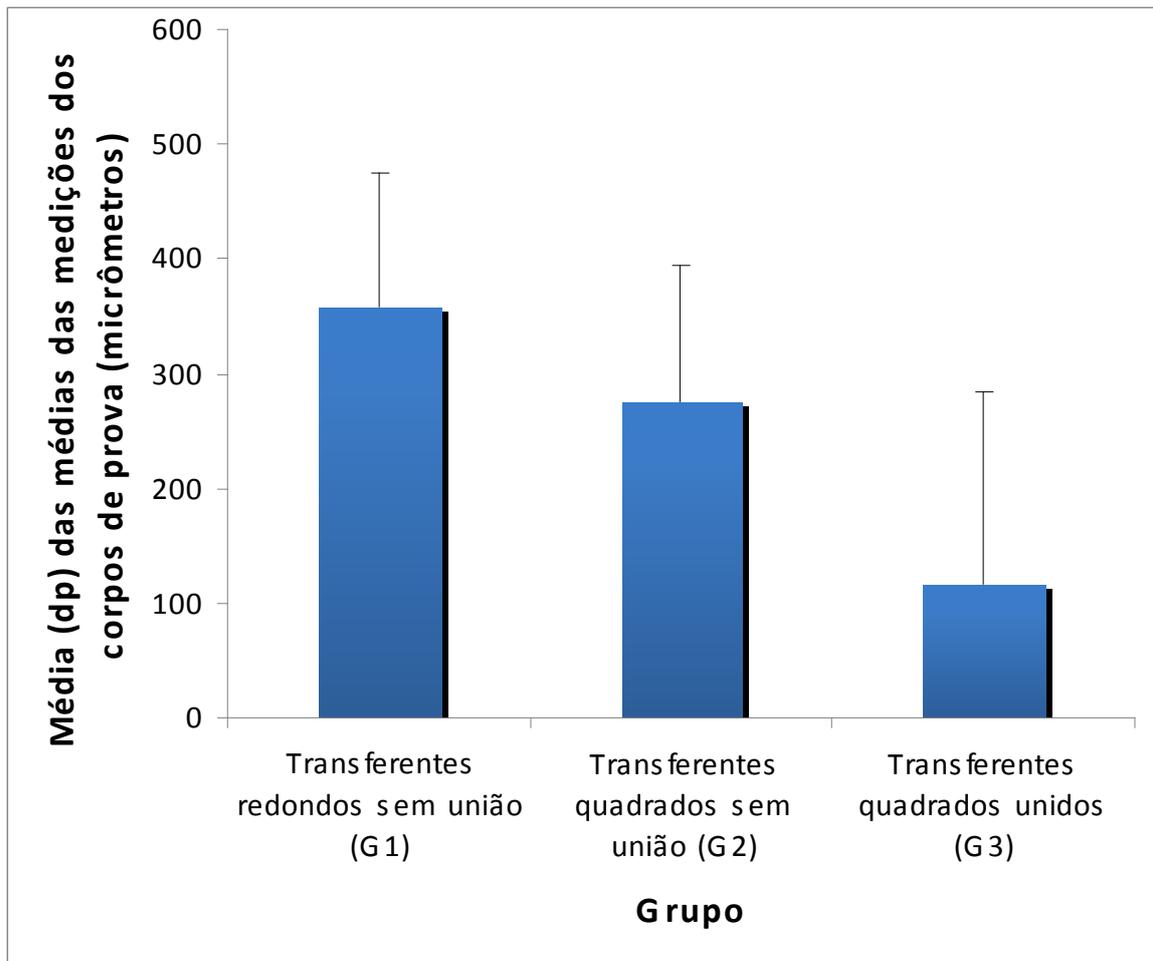


Gráfico 1 – Média (+ 1 dp) das médias das medições dos corpos de prova segundo o grupo de estudo.

Os testes de comparações múltiplas, demonstraram que o grupo G1 apresentou média significativamente maior que o grupo G3 ( $p=39,0$ ). O grupo G2 não se diferenciou de forma significativa dos demais grupos ( $p=605,0$  comparado ao grupo G1 e  $p= 203,0$  comparado ao grupo G3).

A angulação dos implantes distais em relação aos implantes centrais, segundo as mensurações, foi de  $15^{\circ}04'35''$ .

## 6 DISCUSSÃO

O sucesso da reabilitação por meio de prótese sobre implante, depende de vários fatores. Na parte protética, é fundamental a cópia fiel do posicionamento dos implantes em relação às arcadas e aos demais dentes e/ou implantes presentes na cavidade bucal. O procedimento de moldagem bem executado, possibilita a obtenção de um fator imprescindível para a confecção da supra estrutura, que é a passividade (Humphries et al., 1990; Assif et al., 1992; Hsu et al., 1993; Wee, 2000).

Quando se pensa na prótese sobre implante com uma adaptação passiva, almeja-se a integridade dos tecidos adjacentes a esses implantes, ou seja, ao complexo tecidos periodontais/implante/prótese (Rodrigues Junior et al., 2006; Hutton et al., 1995).

Alguns autores relataram em seus trabalhos que, a passividade é essencial para que não ocorra perda óssea ao redor do implante (Hutton et al., 1995; Carr et al., 1996). Porém outros autores afirmam que não se pode justificar perda óssea periimplantar com desajustes das próteses (Jemt & Book , 1996; Rodrigues et al., 2006).

As técnicas de moldagem na Implantodontia são uma modificação das técnicas da prótese convencional. Na Implantodontia se faz a transferência da posição dos implantes por meio de componentes que foram desenvolvidos com a finalidade de facilitar, diminuir o tempo clínico e dar precisão na moldagem (Faria, 2007).

Os transferentes são peças pré fabricadas, utilizadas de acordo com o sistema de implante e a técnica de moldagem escolhida. Podem ser cônicos, de peça única ou de duas peças, que são parafusados diretamente no implante ou nos pilares. Os transferentes cônicos não saem com o molde, são reposicionados neste, após sua remoção da boca, que é a técnica indireta ou de moldeira fechada. Há também os transferentes quadrados, de duas peças, corpo e parafuso, que são removidos junto com o molde, que é a técnica direta ou de moldeira aberta. Os transferentes utilizados neste trabalho foram cônicos para a técnica indireta e quadrados, com e sem união, para a técnica direta (Humphries et al.,1990; Spector et al.,1990; Carr et al.,1992; Daoudi et al., 2001; Bartlett et al., 2002; Akça, 2004; Assunção et al., 2004; Vigolo et al., 2005; Walker et al., 2008; Wenz et al., 2008; Wostmann et al., 2008).

Antigamente as moldeiras eram meros recipientes, que serviam para conter os materiais de moldagem, quaisquer que fossem, para serem levados na cavidade oral para realizar a moldagem e obter um modelo da situação clínica. Mas, com o passar dos anos, com o aprimoramento das técnicas e dos materiais, estes trabalhos foram ficando cada vez mais precisos e todas as etapas da confecção de uma prótese, passaram a ter uma importância significativa no êxito final, inclusive as moldeiras podendo influenciar na precisão do processo todo (Faria, 2007). As moldeiras utilizadas neste trabalho foram fabricadas em resina acrílica quimicamente ativada, padronizando esse fator na pesquisa (Humphries et al., 1990; Carr, 1991, 1992; Burns et al., 2003; Oskan et al., 2006).

Os materiais de moldagem usados na implantodontia basicamente são os mesmos utilizados nas próteses convencionais. A preferência de acordo

com as pesquisas são os poliéteres, silicones de adição e polissulfetos (Valle et al., 2001; Ozkan et al., 2006). São usados também os silicones por condensação e hidrocolóides irreversíveis, com bem menos indicações (Faria, 2007). Os materiais elastoméricos são preferíveis devido a sua melhor estabilidade dimensional e resistência em relação aos hidrocolóides (Wee, 2000; Akça, Çehreli, 2004; Donovan, Chee, 2004; Forrester-Baker, 2005). Neste trabalho, por se tratar de um estudo comparativo entre as técnicas de moldagem, optou-se pelo uso de um único material de moldagem, para diminuir o número de variáveis. O poliéter foi o material utilizado para todas as técnicas, por ser um dos materiais mais indicados para moldagem sobre implantes (Humphries et al., 1990; Burns et al., 2003; Ozkan et al., 2006).

Atualmente as técnicas de moldagem mais realizadas e indicadas, segundo as pesquisas, são: técnica indireta ou da moldeira fechada com transferentes cônicos e a técnica direta ou da moldeira aberta com transferentes quadrados, podendo ser unidos ou não (Humphries et al., 1990; Spector et al., 1990; Carr, 1991, 1992; Barrett et al., 1993; Assif et al., 1996, 1997; Burawi et al., 1997; Herbest et al., 2000; Vigolo et al., 2003; Kim et al., 2006; Choi et al., 2007; Assunção et al., 2008; Cabral, Guedes, 2007; Genari Filho et al., 2009).

Vários autores descreveram técnicas alternativas de moldagem com o propósito de melhorar a precisão, simplificar a técnica, reduzir custos ou diminuir o tempo clínico (Ivanhoe et al., 1991; Hussaini, Worg, 1997; Ortorp et al., 1997; Ortorp et al., 2005).

O processo de mensuração realizado neste trabalho, foi por meio de um Microscópio de Medição Universal (Mitutoyo Mfg. Co. Ltda, Japão), para

aferir a adaptação da supra estrutura, e para medir a angulação dos implantes no modelo mestre, foi utilizado uma Máquina de Medição por Coordenadas (Mitutoyo Mgf. Co. Ltda, Japão).

A estatística neste estudo, demonstrou que houve diferença significativa entre os grupos. O grupo G1 apresentou média significativamente maior que o grupo G3 e o grupo G2 não se diferenciou de forma significativa dos demais. Portanto, estes resultados estão de acordo com os apresentados por vários autores: Spector et al., 1990; Carr, 1990, 1991; Barrett et al., 1993; Assif et al., 1996; Vigolo et al., 2003; Assunção et al., 2004; Oskan et al., 2006; Cabral, Guedes, 2007; Genari Filho et al., 2009. Porém, há trabalhos que discordam, apresentando resultados onde a moldagem com transferentes cônicos e quadrados não unidos são mais precisos ou não há diferença entre as técnicas (Humphries et al., 1990; Burawi et al., 1997; Herbest et al., 2000; Kim et al., 2006; Choi et al., 2007; Walker et al., 2008; Wenz et al., 2008).

Este trabalho por se tratar de um estudo *in vitro*, não contamos com diversas variáveis presentes na clínica diária, quando executamos os procedimentos para a confecção de uma prótese implantossuportada. Ainda assim, de acordo com os resultados obtidos, pode-se afirmar que a técnica direta com transferentes quadrados unidos é mais precisa para implantes múltiplos, quando se utiliza o poliéter como material de moldagem.

Pelas dificuldades encontradas na realização deste trabalho, como remoção dos moldes após a moldagem devido à angulação dos implantes distais, falta de precisão absoluta do modelo mestre e da supra estrutura, podemos dizer que, mesmo que se tenha uma técnica de moldagem mais precisa, deve-se levar em conta que a situação clínica é diferente, e pode-se

concluir que há necessidade de mais estudos clínicos e laboratoriais, para que se obtenha mais informações à respeito de um procedimento de extrema importância na clínica diária.

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada, pode-se concluir que:

1) O grupo G1, que utilizou transferentes cônicos, apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo G3, que utilizou transferentes quadrados unidos com fio dental e resina acrílica.

2) O grupo G2, que utilizou transferentes quadrados sem união, não se diferenciou de forma significativa dos demais grupos.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990 Winter;5(4):347-59.
- Akça K, Çehreli MC. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(4):517-23.
- Assif D, Felton A, Zarb G, Schimitt. A comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992;12(2):112–21.
- Assif D, Marshak B, Schimidt A. Accuracy of Implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Mar-Apr;11(2):216-22.
- Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Nov-Dec;14(6):885-8.
- Assunção WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*. 2004 Dec;13(4):358-66.
- Assunção WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dent*. 2008;17(3):248-56.
- Assunção WG, Britto RC, Ricardo Barão VA, Delben JA, dos Santos PH. Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant Dent*. 2010 Apr;19(2):167-74.
- Barret MG, Rijk WG, Burgess. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodontics*. 1993 Jun;2(2):75-82.
- Bartlett DW, Green Wood R, Howe L. The suitability of head-of-implant and conventional abutment impression technique for implant – retained three unit bridges: an in vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2002 Dec;10(4):163-6.
- Beumer III J. A Prosthodontic overview. *Int J Prosthodont*. 1993 Mar-Apr;6(2):126 – 30.
- Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983 sept;50(3):399-410.
- 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 Jan;77(1):68-75.

---

<sup>1</sup> De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent*; 2003 Mar;89(3):250-5.

Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent*. 2007 Jun;16(2):187-94.

Cardoso ACO. Passo a Passo da prótese sobre Implante. São Paulo: Santos; 2005. p. 237.

Carr AB. Comparison of impression techniques for a five implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Winter;6(4):448-55.

Carr AB. Comparison of impression techniques for a two implants 15 degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 winter;7(4):468-75.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*. 1996 Nov;76(5):500-9.

Carvalho PSP. Excelência do Planejamento em Implantodontia. São Paulo: Santos; 2007. p. 279.

Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct;22(5):761-8.

Daoudi MF, Set Chell, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont*. 2001 Mar-Apr;14(2):152-8.

Davarpanah M. Manual de Implantodontia Clínica. Porto Alegre: Artmed Editora; 2003. p. 337.

De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent*. 2002 Sept;88(3):329-36.

Del'Aqua MA, Chávez AM, Compagnoni MA, Molo, F de A Jr. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Jul-Aug;25(4):715-21.

Dinato JC, Polido WD. Implantes osseointegrados Cirurgia e Prótese. São Paulo: Artes Médicas; 2001. p.529.

Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin N Am*. 2004;48:445-70.

Faria JCB. Avaliação da precisão de diferentes técnicas de moldagem de transferência em implantes múltiplos [dissertação]. Campinas: Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2007.

Forrester-Baker L, Seymour KG, Samarawickrama D, Zou L, Cherukara G, Patel M. A comparison of accuracy between three different addition cured silicone impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2005 Jun;13(2):69-74.

Genari Filho H, Mazaro JV, Vedovatto E, Assunção WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 – Comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*. 2009;172-6.

Henry PJ, Tan AE, Uzawa S. Fit discrimination of implant-supported fixed partial dentures fabricated from implant level impressions made at stage I surgery. *J Prosthet Dent*. 1997 Mar;77(3):265-70.

Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 2000 May;83(5):555-61.

Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. . Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int*. 2007 Jan;38(1):67-73.

Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent*. 1993;69:588–93.

Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990 Winter;5(4):331-6.

Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent*. 1997 Dec;78(6):550-3.

Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB et al. Factors Related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral axillofac Implants* 1995 Jan-Feb;10(1):33-42.

Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1991 Sept; 66(3): 410-1.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark 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 Fall;6(3):270-6.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implants patients. *Int J Oral Implants*. 1996 Sept-Oct;11(5):620-5.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999 Jan;81(1):7-13.

Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. . Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral maxillofac Implants*. 2006 Sept-Oct;21(5):747-55.

McDonnell T, Houston F, Byrne D, Gorman C, Claffey N. The effect of time lapse on the accuracy of two acrylic resins used to assemble an implant framework for soldering. *J Prosthet Dent*. 2004 June;91(16):538-40.

Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(2):192-8.

Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent*. 2000 Feb;83(2):161-5.

Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent*. 2001 July;86(1):20:3.

Ortorp A, Jemt T, Bäck T. Protogrametry and conventional impressions for recording implants positions: a comparative laboratory study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(1):43-50.

Ortorp A. On titanium frameworks and alternative impression techniques in implant dentistry. *Swed Dent J*. 2005;169:3-88.

Ozkan Y, Ozkan M et al. Evaluation of the methods used for impression making for different implant systems in prosthetic dentistry. *Cienc Odontol Bras* 2006 Abr-Jun; 9(2): 21-33.

Rashidan N, Alikhasi M, Samadzadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009 Oct 5. [Epub ahead of print].

Rodrigues Júnior W, Montebello Filho A, Anselmo SM et al. Assentamento passivo – revisão de literatura. *ImplanteNews* 2006 Jan-Fev; 3(1): 43-6.

Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques of implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*. 2000 Dec;84(6):602-7.

Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009 May;12 Suppl 1:e63-76. Epub 2009 May 8.

Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1990 Apr;63(4):444-7.

Spiekermann H. *Implantologia*. Porto Alegre: Artes Médicas; 2000. p. 388.

Valle AL, Coelho AB, Scolaro JM. Avaliação do comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais. *Rev FOB*. 2001 jan-jun;9(1/2):41-8.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent*. 2003 Feb;89(2):186-92.

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Máster cast accuracy in single-tooth implant replacement cases: An in vitro comparison. A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 May-Jun;20(3):455-60.

Walker MP, Ries D, Borello B. Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(4):669-74.

Wee AG. Comparison of impression materials for direct mult-implant impressions. *J Prosthet Dent.* 2000 Mar;83(3):323-31.

Wenz HJ, Hertrampf K. Accuracy of impression and casts using different implant impression techniques in a mult-implant system with an internal hex connection. *Int Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(1):39-47.

Wöstmann B, Rehmann P, Balkenhol M. Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont.* 2008;21(4):299-301.

**ANEXO A – FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITE DE ÉTICA**

***São Leopoldo Mandic***  
***Centro de Pós-Graduação***  
***Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê***

Campinas, segunda-feira, 7 de abril de 2008

Ao(a)

RA

C.D. Paulo César Cason de Andrade

061700

Curso: **Prótese**

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, **NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ**, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: **2008/0073**

Data entrada do Projeto: **19/3/2008**

Data da Reunião do Comitê: **31/3/2008**

Orientação por: **Marcelo Lucchesi Teixeira**

Projeto: ***Avaliação da precisão de moldagem em implantes múltiplos angulados***

Cordialmente,

  
Prof. Dr. Thomaz Wassall  
Coordenador de Pós-Graduação

## ANEXO B - CERTIFICADO MITUTOYOSUL AMERICANA LTDA


**LABORATÓRIO  
DE  
METROLOGIA**

Pág.1/2

**CERTIFICADO DE MEDIÇÃO N°. 10372/10**

**Cliente: " PAULO CESAR DE ANDRADE "**  
**Endereço: Av. Carlos Gomes, 1570- Patrocinio Paulista - SP**

**Ordem de Serviço: 050.930**

**1 - Objeto calibrado:**

**Protese Dentária**  
**Fabricante: S/Identificação**  
**Código: Não consta**  
**Número de Série: Não Consta**  
**Identificação do proprietário: TQU /TRSU/ TQSU**

**2 - Padrão utilizado na calibração:**

<b>Máquina de Medição por Coordenadas</b>	<b>Microscópio de Medição Universal</b>
<b>Número de série: 0004501</b>	<b>Número: 004</b>
<b>Certificado N°. : 6600/10 RBC-Mitutoyo</b>	<b>Certificado N°. 9910/10</b>
<b>Validade: 05/2011</b>	<b>Validade: 08/2011</b>

**3 - Procedimento de medição: Pml - 0048 - Versão: 1/0**  
**Pml - 0007 Versão 4**

*A verificação das cotas das peças foram realizadas com a Máquina de Medição por Coordenadas e um Microscópio Universal , fixando a Supra estrutura na protese nº 02*

*Data da medição: 26 de Agosto de 2010*

*Carlos Kazuo Suzano*  
**Gerente do Dpto. de Garantia da Qualidade**  
**Emissão: 26/08/10**

Os resultados apresentados no presente Documento tem significação restrita e se aplicam somente à amostra ensaiada. A reprodução do Documento poderá ser feita integralmente sem nenhuma alteração. A MITUTOYO , declina-se de toda e qualquer responsabilidade por uso inadequado deste Certificado.



Mitutoyo Sul Americana Ltda.

**CERTIFICADO DE MEDIÇÃO N.º 10372/10****4 - Resultado da medição:** O resultado é a média das medições

Pág.2/2

Descrição Corpo de Prova	Nº	VVC (mm)				Incerteza de Medição (mm)	Fator de Abrangência k	Graus de liberdade Veff
		Protesses de apoio						
		1	2	3	4			
TQU-G3	12	0,011	0,000	0,031	0,132	0,002	2,00	infinito
	14	0,015	0,000	0,031	0,061	0,002	2,00	infinito
	11	0,000	0,031	0,061	0,011	0,002	2,00	infinito
	15	0,011	0,000	0,081	0,188	0,002	2,04	59
	13	0,348	0,000	0,152	1,161	0,002	2,00	infinito
TRSU-G1	3	0,082	0,000	0,091	0,581	0,002	2,00	infinito
	1	0,571	0,253	0,152	0,981	0,002	2,03	85
	2	0,162	0,000	0,402	0,662	0,002	2,01	infinito
	5	0,401	0,000	0,090	1,040	0,002	2,00	infinito
	4	0,732	0,022	0,080	0,882	0,002	2,00	infinito
TQSU-G2	9	0,523	0,041	0,127	0,701	0,002	2,01	infinito
	10	0,251	0,031	0,232	1,041	0,002	2,00	infinito
	7	0,015	0,010	0,201	0,251	0,002	2,01	infinito
	8	0,361	0,000	0,112	0,212	0,002	2,00	infinito
	6	0,261	0,000	0,301	0,821	0,002	2,01	infinito
Protese Matriz	-	0,012	0,005	0,013	0,025	0,002	2,00	infinito

Descrição	VVC	Incerteza de Medição	Fator de Abrangência k	Graus de liberdade Veff
Ângulo da Protese	15° 04' 35"	0° 01' 26"	2,00	infinito

**5 - Incerteza de Medição:**

A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição multiplicada pelo fator de abrangência  $k$ , o qual para uma distribuição  $t$  com  $V_{eff}$  graus de liberdade efetivos corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%.

A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.

**6 - Nota:** Temperatura ambiente ( $20,0 \pm 0,5$ )°C.