

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Júlio César Brigolini de Faria

**AVALIAÇÃO IN VITRO DE MATERIAIS E TÉCNICAS DE
TRANSFERÊNCIA EM IMPLANTES MÚLTIPLOS**

Taubaté - SP
2010

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Júlio César Brigolini de Faria

**AVALIAÇÃO IN VITRO DE MATERIAIS E TÉCNICAS DE
TRANSFERÊNCIA EM IMPLANTES MÚLTIPLOS**

Tese apresentada para a obtenção do Título de Doutor pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.
Orientadora: Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves

Taubaté - SP
2010

JÚLIO CÉSAR BRIGOLINI DE FARIA

Data: _____

Resultado: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Assinatura _____

À Deus, sem o Qual nada seria possível.

Aos meus pais, Adair e Selmen incentivando e me apoiando, de todas as formas, de todos os lugares e em todas as etapas de minha vida.

A meu irmão, Marco Antônio, por sempre colaborar à sua maneira.

A Letícia, pelo amor, carinho, paciência, dedicação e colaboração durante todo este período.

Muito honradamente dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves,

A minha orientadora e hoje, amiga, que ao passar parte de seu grande conhecimento nos incentivou a buscar e querer sempre mais, não somente neste trabalho, mas nas demais conquistas de nossa vida.

À Profa. Dra. Laís Regiane da Silva Concílio,

Apesar da pouca idade, uma grande mestra e principal incentivadora desta conquista, por meio de seus conselhos e cobranças, sem os quais não se conseguiria um bom trabalho. Muito obrigado pelo apoio, em todos os momentos.

Ao Prof. Dr. Leonardo Gonçalves Cunha,

Também muito jovem, mas com extrema capacidade e conhecimento, demonstrando que o tempo pode torná-lo mais refinado, mas dificilmente, mais competente. Muito obrigado pelo apoio.

À Profa. Dra. Célia Marisa Rizzatti Barbosa,

Pela presteza e gentileza ao nos ajudar na parte prática deste trabalho.

Aos colegas e principalmente Amigos do Doutorado,

Que tornaram esta caminhada menos penosa e a conquista mais prazerosa.

Ao Protético e amigo Juscelino Carmo,

Pela boa vontade e disponibilidade em auxiliar na confecção da parte laboratorial.

À Bibliotecária Regina Márcia Cuba,

Pela presteza e eficiência em formatar este trabalho.

À Neodent, na figura da Dra. Ivete Sartori,

Que colaborou com a doação dos implantes e componentes protéticos usados neste trabalho.

À Universidade de Taubaté

Por ter me dado condições e principalmente infra-estrutura dignas para realização deste trabalho.

“Não fazer o que é errado
nem sempre basta
Decidir-se pelo certo é,
quase sempre,
indispensável”

Isabela Boscov

Faria, JCB. Avaliação in vitro de materiais e técnicas de transferência em implantes múltiplos. [Tese de doutorado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2010, 103p.

RESUMO

Objetivos: Este trabalho objetiva comparar diferentes materiais e técnicas utilizados na moldagem de transferência de implantes múltiplos, por meio da avaliação do espaço entre supra-estrutura e implantes. **Método:** Quatro implantes de hexágono externo (Neodent, Curitiba, Brasil) foram fixados em um modelo mestre e sobre os mesmos uma supra-estrutura. Posteriormente foram realizadas moldagens de transferência dos implantes múltiplos, utilizando as técnicas indireta (moldeira fechada) e direta (moldeira aberta), com transferentes unidos ou não, utilizando para a união resina acrílica quimicamente ativada e em outros grupos resina acrílica fotoativada, sendo seccionadas e não seccionadas. As moldagens foram realizadas utilizando poliéster (Impregum, 3M Espe, Seefeld, Germany) e silicona por condensação (Speedex, Coltène AG, Altstätten SG, Swiss) e, com os modelos obtidos foram constituídos 16 grupos com cinco corpos-de-prova cada um. O espaço existente entre a supra-estrutura mestre e os implantes foi medido em microscópio mensurador, com precisão de 0,0005mm e os dados obtidos analisados estatisticamente pelo teste T ($\alpha=0.05$) para amostras independentes e Mann-Whitney. **Resultados:** Com relação ao material de moldagem não foi observada diferença significativa entre os materiais testados, exceto quando comparados os grupos nos quais a resina Duolay fotoativada foi utilizada como material de união dos transferentes (grupos 7 e 15) ($p=0,012$). No que diz respeito ao material de união não foi evidenciada diferença significativa entre os materiais avaliados, exceto quando comparados os grupos nos quais a resina Duralay química (grupo 4) e a resina Duolay fotoativada (grupo 8) foram utilizadas para união dos transferentes, sendo esta união posteriormente seccionada e novamente unida ($p=0,004$) e os grupos que utilizaram as resinas Duolay química (grupo 5) e Duolay fotoativada (grupo 7) para união dos transferentes ($p=0,012$). Quando comparados os grupos que tiveram a união entre os transferentes seccionada e novamente unida com aqueles em que a união não foi seccionada, não foi observada diferença estatística significativa (grupo 3 x grupo 4 - $p=0,158$; grupo 5 x grupo 6 - $p=0,094$; grupo 7 x grupo 8 - $p=0,144$; grupo 11 x grupo 12 - $p=0,331$; grupo 13 x grupo 14 - $p=0,203$; e grupo 15 x grupo 16 - $p=0,092$). **Conclusão:** Os materiais de moldagem foram semelhantes em seus resultados, o que favorece o uso da silicona por condensação em virtude de seu menor custo. A resina ativada quimicamente se mostrou superior a resina fotoativada no que diz respeito a união dos transferentes. As técnicas com transferentes unidos ou não se mostraram similares. **Palavras-chave:** Técnica de moldagem odontológica; Implantes dentários; Materiais dentários.

Faria, JCB. In vitro evaluation of materials and transfer techniques in multiple implants. [Tese de doutorado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2010, 103p.

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study is to compare different materials and techniques used in multiple implant transfer impressions, measuring the gap between superstructure and the implants. **Method:** Four external hexagonal implants (Neodent, Curitiba, Brazil) were fixed in a master cast and over a superstructure. Afterwards, the impressions were made using polyether (Impregum, 3M Espe, Seefeld, Germany) and condensation silicone (Speedex, Coltène AG, Altstätten SG, Swiss), using open and closed tray techniques with splinted and non-splinted transfers. Auto or photopolymerized acrylic resin was used for the splints and these were splinted, or not, resulting in sixteen groups with five casts in each. The space between master superstructure and the implants was measured using a microscope, with a precision of 0.0005mm and data were analyzed statistically by T test ($\alpha=0.05$) or Mann-Whitney. **Results:** With regard to the impression material tested, no significant differences were observed, with the exception of the groups that used photopolymerized Duolay resin to splint transfers (groups 7 and 15) ($p=0.012$). Regarding splint material, no significant differences were observed, except for the groups that employed autopolymerized Duralay (group 4) and photopolymerized Duolay (group 8) for the splint, and that were subsequently re-splinted ($p=0.004$); with autopolymerized Duolay (group 5) and photopolymerized Duolay (group 7) ($p=0.012$). When comparing the techniques with divided and re-splinted techniques with non-divided techniques, no significant differences were observed (group 3 x group 4 - $p=0.158$; group 5 x group 6 - $p=0.094$; group 7 x group 8 - $p=0.144$; group 11 x group 12 - $p=0.331$; group 13 x group 14 - $p=0.203$; and group 15 x group 16 - $p=0.092$). **Conclusion:** The impression materials provided similar results, favoring the use of condensed silicone due to its lower cost. The autopolymerized acrylic resin was better than photopolymerized resin for use in the splint implant transfers. The techniques with splinted transfers or non-splinted transfers provided similar results. **Key-words:** Dental impression technique; Dental Implants; Dental Materials.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Grupos experimentais	62
Figura 2 - Barra cirúrgica do Sistema Neopronto (Neodent)	64
Figura 3 - Barra cirúrgica do Sistema Neopronto (Neodent) posicionada sobre o modelo mestre	64
Figura 4 - Modelo mestre numerado em sentido horário	65
Figura 5 - Cilindros calcináveis (vista frontal)	66
Figura 6 - Supra-estrutura mestre (vista inferior)	66
Figura 7 - Supra-estrutura mestre (vista vestibular)	67
Figura 8 - Grupo Controle (modelo e supra-estrutura mestre)	67
Figura 9 - Grupo Controle (vista vestibular) 5x	68
Figura 10 - Grupo Controle (vista lingual) 5x	68
Figura 11 - Grupo controle aliviado com cera rosa nº7	69
Figura 12a - Moldeira individual destinada a técnica de moldagem indireta	70
Figura 12b - Moldeira individual perfurada destinada a técnica de moldagem direta	70
Figura 13 - Transferente redondo	71

Figura 14 - Transferente redondo (vista aproximada)	71
Figura 15 - Transferente quadrado	72
Figura 16 - Transferente quadrado (vista aproximada)	72
Figura 17 - Transferentes quadrados unidos com fio dental	72
Figura 18 - Transferentes quadrados unidos com fio dental (seccionados após união com RAAQ)	72
Figura 19 - Transferentes quadrados (nova união com RAAQ)	73
Figura 20 - Supra-estrutura mestre fixada sobre o corpo-de-prova	75
Figura 21 - Ilustração da região de avaliação (Implante 1 - grupo TQp 1)	75
Figura 22 - Ilustração da região de avaliação (Implante 2 - grupo TRp 1)	76
Figura 23 - Microscópio Mensurador Linear Olympus STM	76
Figura 24 - Fotografia digital 5x - Grupo controle - Primeiro Implante	76
Figura 25 - Fotografia digital 5x - Grupo controle - Segundo Implante	76
Figura 26 - Fotografia digital 5x - Grupo controle - Terceiro Implante	77
Figura 27 - Fotografia digital 5x - Grupo controle - Quarto Implante	77
Figura 28 - Vista do corpo-de-prova sendo avaliado no microscópio Mensurador Linear Olympus STM	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA	American Dental Association
(C)	Grupo Controle
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
L	Lingual
ml	Mililitros
mm	Milímetros
μm	Micrometro
N	Newton
Ncm	Newton por centímetro
RAAQ	Resina acrílica ativada quimicamente
Tq	Torque
(TRp)	Grupo Transfer Redondo, moldados com poliéter
(TQp)	Grupo Transfer Quadrado, moldados com poliéter
(TQUp)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duralay, moldados com poliéter
(TQUsp)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duralay, Seccionado, moldados com poliéter
(TQUduop)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duolay quimicamente ativado, moldados com poliéter

(TQUSDuop)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duolay quimicamente ativado, Seccionado, moldados com poliéter(TQUDDuoFp) -Grupo Transfer Quadrado Unido - Duolay fotopolimerizável, moldados com poliéter
(TQUSDuoFp)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duolay fotopolimerizável, Seccionado, moldados com poliéter
(TRs)	Grupo Transfer Redondo, moldados com silicona por condensação
(TQs)	Grupo Transfer Quadrado, moldados com silicona por condensação
(TQUs)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duralay, moldados com silicona por condensação
(TQUSs)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duralay, Seccionado, moldados com silicona por condensação
(TQUDDuos)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duolay quimicamente ativado, moldados com silicona por condensação
(TQUSDuos)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duolay quimicamente ativado, Seccionado, moldados com silicona por condensação
(TQUDDuoFs)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duolay fotopolimerizável, moldados com silicona por condensação
(TQUSDuoFs)	Grupo Transfer Quadrado Unido - Duolay fotopolimerizável, Seccionado, moldados com silicona por condensação
V	Vestibular

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Avaliação do material de moldagem	79
Tabela 2 - Avaliação do material de união nos grupos moldados com poliéter	81
Tabela 3 - Avaliação do material de união nos grupos moldados com silicona por condensação	82
Tabela 4 - Avaliação da técnica com e sem seccionamento nos grupos moldados com poliéter	84
Tabela 5 - Avaliação da técnica com e sem seccionamento nos grupos moldados com silicona por condensação	85

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 MATERIAIS DE MOLDAGEM NA IMPLANTODONTIA	19
2.2 PASSIVIDADE	27
2.3 MOLDEIRAS NA IMPLANTODONTIA	32
2.4 COMPONENTES PROTÉTICOS	33
2.5 ALTERAÇÕES DAS TÉCNICAS DE MOLDAGEM DE TRANSFERÊNCIA	35
2.6 MATRIZES UTILIZADAS NA UNIÃO DOS TRANSFERENTES	38
2.7 TÉCNICAS DE MOLDAGEM DE TRANSFERÊNCIA NA IMPLANTODONTIA	41
3 PROPOSIÇÃO	60
4 MATERIAIS E MÉTODO	61
4.1 CÁLCULO AMOSTRAL	61
4.2 GRUPOS EXPERIMENTAIS	62
4.3 CONFECÇÃO DO MODELO MESTRE	63
4.4 CONFECÇÃO DA SUPRA-ESTRUTURA MESTRE	65
4.5 GRUPO CONTROLE	67
4.6 CONFECÇÃO DAS MOLDEIRAS INDIVIDUAIS	69
4.7 MOLDAGEM E OBTENÇÃO DOS MODELOS	70
4.8 ANÁLISE DOS MODELOS	74
4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA	77
5 RESULTADOS	79
5.1 AVALIAÇÃO DO MATERIAL DE MOLDAGEM	79
5.2 AVALIAÇÃO DO MATERIAL DE UNIÃO	81
5.3 AVALIAÇÃO DA TÉCNICA COM E SEM SECCIONAMENTO	84
6 DISCUSSÃO	86
7 CONCLUSÃO	94
REFERÊNCIAS	95

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia moderna, com o uso de implantes osseointegrados, vem sendo aplicada há mais de quarenta anos. Desde o início, até os dias de hoje, vários conceitos foram alterados e muitos outros ratificados, fazendo com que a terapia baseada na osseointegração fosse uma das áreas científicas que mais evoluíram dentro da odontologia (Assunção et al., 2008).

A implantodontia osseointegrada foi fundamentada em um protocolo composto de dois estágios (Bränemark et al., 1969). O primeiro, estágio cirúrgico, consiste na colocação do implante dentro do osso, devendo o mesmo permanecer em repouso e sem carga durante um período de três a quatro meses para mandíbula e seis a sete meses para maxila (Lekholm, 1983). No segundo, estágio protético, coloca-se então a prótese sobre o implante. Estes tratamentos reabilitadores bucais, com implantes osseointegrados, possuem um alto índice de sucesso (Bränemark et al., 1977; Albrektsson et al., 1986).

São fatores primordiais para o sucesso das terapias com implantes, o planejamento cirúrgico e protético de cada caso, o ambiente cirúrgico onde são realizadas as instalações dos mesmos, a procedência dos implantes e componentes protéticos, fatores ligados à saúde geral dos pacientes, hábitos nocivos dos mesmos, adaptação passiva das estruturas protéticas sobre os implantes e também os esquemas oclusais de distribuição de forças mastigatórias (Albrektsson et al., 1981; Bränemark, 1983; Zarb & Schmitt, 1990). O termo osseointegração, universalmente aceito e difundido, embora errôneo, pois não há fusão das

estruturas, no caso implante e osso, consiste numa justaposição íntima de osso ao redor de um material aloplástico colocado dentro do tecido ósseo alveolar (Albrektsson et al., 1981; Bränemark, 1983; Carlsson et al., 1986). Havendo esta justaposição, e caracterizando o que se passou a denominar osseointegração, fica claro que neste tipo de pilar há a ausência do ligamento periodontal, responsável pelo efeito de coxim amortecedor das próteses convencionais (Bränemark, 1983; Romero et al., 2000).

A distribuição de forças nas próteses implantossuportadas acontece de maneira singular. Enquanto nas próteses convencionais as forças oclusais são dissipadas pelo conjunto ligamento periodontal/osso alveolar, nas implantossuportadas a resiliência se dá pelas estruturas formadas por componentes protéticos/implante/osso alveolar (Zarb & Zarb, 1985; Romero et al., 2000). A sobrecarga ou mesmo a carga, transmitida fora do longo eixo do implante, resulta em estresse (Skalak, 1983; Brunski, 1988; Setz et al., 1989), que pode levar ao insucesso do tratamento em decorrência do afrouxamento ou fratura dos parafusos dos componentes protéticos, da fratura das próteses e/ou dos implantes e até pela perda óssea ao redor dos mesmos (Adell et al., 1981, 1990; Rangert et al., 1989).

Assim, é de suma importância para o sucesso das próteses implantossuportadas a adaptação passiva da supra-estrutura protética (Millington & Leung, 1995; Jemt & Book, 1996; Jemt & Lekholm, 1998; Herbst et al., 2000), possibilitando, dessa maneira, uma distribuição harmônica das forças oclusais geradas sobre estas. Embora nas próteses implantossuportadas a maioria dos componentes sejam pré-fabricados, e com isso tenham uma adaptação mais precisa que nas próteses convencionais, ainda é um problema a transferência do posicionamento destes para a confecção de um modelo de trabalho fiel para a

execução laboratorial do trabalho. É sabido também que as dificuldades aumentam de acordo com o número de implantes e posicionamento dos mesmos (Waskewicz et al., 1994; Vigolo et al., 2003).

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 nova terapia surgida. As técnicas mais utilizadas atualmente são a indireta, com uso de moldeira fechada e a direta, com uso de moldeira aberta. Na técnica indireta, os transferentes são redondos ou cônicos não ficando aprisionados no interior do molde e tendo assim de ser reposicionados dentro do mesmo antes do preenchimento com o gesso para obtenção do modelo.

A técnica direta permite que o transferente, normalmente quadrado e/ou retentivo, permaneça dentro do molde, reduzindo o efeito de inclinação dos implantes, a deformação do material de moldagem e tornando desnecessário o reposicionamento dos mesmos dentro do molde. A união destes transferentes de moldagem unidos com fio dental e resina acrílica ativada quimicamente é importante para obtenção de um molde preciso (Bränemark et al., 1985). Porém, esta técnica demanda um tempo clínico muito maior, fazendo surgir várias alternativas para esta técnica (Ivanhoe et al., 1991; Shiau et al., 1994; Eid, 2004; Barnabé et al., 2005), inclusive com o uso de resina acrílica fotopolimerizável, permitindo uma economia de tempo clínico considerável (Assif et al., 1999; Assunção et al., 2008).

Atualmente, as siliconas por adição e os poliéteres são os mais indicados para os procedimentos de moldagem de transferência devido a sua alta estabilidade linear, baixa contração residual durante o armazenamento, grande rigidez e resistência à rotação dos transferentes no seu interior (Bränemark et al., 1985; Tjan

et al., 1986; Zarb & Schmitt, 1990; Assif et al.; 1992; Wee, 2000; Martins et al., 2004; Chee & Jivraj, 2006; Assunção et al., 2008). Porém são materiais de alto custo, principalmente para o uso em larga escala, como em serviços públicos de saúde e faculdades.

Baseados nestas possibilidades e na necessidade estrita de uma passividade das próteses para o sucesso de trabalhos de reabilitação oral é que se encoraja a pesquisar quais técnicas e materiais seriam mais apropriados, precisos e eficazes no processo de transferência para a confecção das próteses implantossuportadas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 MATERIAIS DE MOLDAGEM NA IMPLANTODONTIA

Luebke et al. (1979) avaliaram a precisão de moldagem de três materiais: poliéter (Polyjel, L.D. Caulk Co.); silicona por condensação (Denture Elasticon, Kerr); e polissulfeto (Permlastic regular, Kerr), comparando a precisão dos modelos obtidos no primeiro e no segundo vazamento do gesso e também no vazamento tardio. Utilizaram um modelo mestre metálico quadrado, com quatro postes de 6mm de altura equidistantes (19,05mm) entre si e 120 moldeiras de resina acrílica, confeccionadas por meio de um aparelho à vácuo, com 3mm de alívio para comportar o material de moldagem. Foram obtidos quarenta moldes com cada material, que foram vazados com 15min, 75min, 24h, 48h e uma semana após a moldagem. Os moldes que foram vazados com 15min foram utilizados para o segundo vazamento nos intervalos de 75min, 24h, 48h e uma semana após a moldagem. Foi utilizado um microscópio comparador com 0,001mm de precisão (Mitutoyo Mfg. Co., Ltd., Japan) para medição das distâncias dos postes dos modelos. Anova e o teste t foram utilizados. Concluíram que o fator tempo é importante quando se utilizou o polissulfeto ou a silicona por condensação, pois o vazamento do molde a partir de 75min da moldagem apresentou alterações significantes. O segundo vazamento se mostrou com a mesma sensibilidade em

relação ao tempo. O poliéter se mostrou com boa estabilidade ao longo do tempo do estudo.

Eames et al. (1979) analisaram 34 materiais de 13 marcas comerciais diferentes quanto à precisão e estabilidade dimensional seguindo as especificações da American Dental Association (ADA). Foram avaliadas duas marcas comerciais de poliéter, duas de silicona de adição, seis de polissulfeto e nove de silicona por condensação. Todos, com exceção dos poliéteres, foram utilizados com suas variações de viscosidade (leve, regular e pesado). Cada material foi testado utilizando o modelo padrão da ADA e vinte materiais foram testados da forma como devem ser utilizados clinicamente. Foi confeccionada uma réplica em metal de um preparo de coroa total e, em um dispositivo à vácuo, moldeiras individuais com 2,4mm de alívio para comportar os materiais de moldagem. Os moldes foram vazados após 30min e 24h da moldagem e as medições e comparações entre o modelo mestre e os modelos obtidos foram feitas em microscópio comparador, com precisão de 0,001mm (Gaertner Scientific Corp., Chicago, Ill.). Com relação à contração dos materiais, foram verificados valores de 0,11% a 0,45% e de 0,18% a 0,84% para os moldes vazados 30min e 24h após o procedimento de moldagem, respectivamente. Estes resultados evidenciam que o fator tempo é importante para estabilidade dos materiais de moldagem. Os poliéteres mostraram-se mais estáveis, tanto para os modelos obtidos após 30min como após 24h da moldagem. Alguns polissulfetos apresentaram resultados semelhantes. As siliconas por condensação apresentaram estabilidade dimensional próxima da alcançada pelos poliéteres nos primeiros 30min, porém, quando avaliados após 24h, as alterações lineares foram superiores, evidenciando os maiores percentuais de alteração. As siliconas de

adição apresentaram resultados estatisticamente similares aos obtidos pelos poliéteres.

Lacy et al. (1981) fizeram uma comparação quantitativa da precisão e estabilidade dimensional dos materiais de moldagem elastoméricos em função do tempo. Ao final deste, concluíram que as siliconas de adição são os elastômeros mais estáveis e que sua precisão e consistência são melhores mantidos com o uso de moldeiras de estoque e adesivos. Os polisulfetos utilizados em moldeiras de estoque com adesivo demonstraram um aumento progressivo no diâmetro dos troquéis.

Glancy et al. (1983) avaliaram a estabilidade dimensional de três materiais de moldagem: poliéter (Polygel, L. D. Caulk Co.); silicona de adição (Reprosil, L. D. Caulk Co.); e silicona por condensação (Denture Elasticon, Kerr) em relação ao tempo (imediate, 4h, 24h, 48h e uma, duas, três e quatro semanas) utilizando-se um bloco de prova seguindo a especificação nº 19 da ADA, microscópio comparador com precisão de 0,001mm e um computador para análise de imagens para as medições (Quantimet 720 Image Analysing Computer, Metals Research LTD, New York, USA). Concluíram que a silicona de adição e o poliéter se comportaram de maneira similar, com poucas alterações em suas dimensões após quatro semanas. Já a silicona por condensação foi significativamente menos estável que os demais, ocorrendo distorções que podem implicar significativamente na clínica a partir de quatro horas. Todos os moldes que foram vazados imediatamente se apresentaram com maior precisão. A silicona de adição foi o material que manteve melhor detalhe de superfície enquanto a silicona por condensação perdeu grande parte de detalhes em 24h.

Jonhson & Craig (1985) investigaram a precisão de quatro tipos de elastômeros: silicona de adição (Exaflex, GC Dental); silicona por condensação (Coltex/Coltoflax, Coltenè AG); polissulfeto (Permlastic, Kerr); e poliéter (Impregum, ESPE) comparando o tempo para vazamento do molde, com uma hora, quatro horas e 24 horas após a moldagem e também o segundo vazamento, que utilizou os moldes vazados com quatro horas, sendo vazados cinco minutos após o modelo ser sacado do molde. As mensurações foram realizadas em microscópio comparador, com precisão de 0,001mm (Gaertner Scientific Corp., Chicago, Ill.). Encontraram resultados indicando uma pequena mudança nas dimensões do modelo, em relação ao preparo padrão para todos os materiais e em todos os intervalos de tempo, ocorrendo também na segunda moldagem. Os diâmetros dos postes de gesso foram mais largos que o padrão para a silicona de adição e para o polissulfeto e não se alteraram ou foram menores para a silicona por condensação e para o poliéter. Em geral as dimensões verticais tiveram uma tendência a serem menores. As siliconas de adição e por condensação demonstraram a melhor recuperação e as menores diferenças entre o primeiro e o segundo vazamento. A silicona de adição e o poliéter foram os materiais que menos sofreram alteração com o tempo.

Tjan et al. (1986) avaliaram os materiais de moldagem mais comumente usados clinicamente. Por meio de uma técnica de simulação clínica compararam a precisão dos modelos obtidos com hidrocolóide reversível, polissulfeto, poliéter, silicona por condensação e silicona de adição e avaliaram o efeito do vazamento tardio dos moldes. Foram feitas cinco moldagens para cada material testado. Utilizaram um modelo com dentes com preparo para coroa total, um preparo inlay MOD e um inlay oclusal. Os modelos foram vazados com 30min (exceto a silicona de adição e o hidrocolóide reversível), após 6h e 24h (polissulfeto e silicona por

condensação) e uma semana (poliéter e silicona de adição). Os materiais elastoméricos apresentaram resultados similares e no geral foram mais precisos que o hidrocolóide reversível. O poliéter e a silicona de adição mostraram ser precisos mesmo após uma semana da moldagem.

Wee (2000) baseado na necessidade de passividade das próteses implantossuportadas, comparou vários materiais de moldagem (inicialmente oito e num segundo momento, três), para transferência de implantes. Avaliou o torque necessário para girar um transferente quadrado dentro de um molde e também a precisão dos modelos fabricados a partir de diferentes materiais de moldagem. Foi confeccionado um bloco de alumínio com cinco implantes, equidistantes 12mm entre si, cimentados com cimento resinoso (Panavia 21). Foram feitas também moldeiras individuais com as quais foram realizadas 16 moldagens, duas para cada material. Aqueles que obtiveram valores adequados de torque foram então avaliados também quanto a precisão dos modelos de trabalho obtidos por estas moldagens. O torque foi medido por uma chave computadorizada e a precisão (com margem de 0,001mm) por microscópio comparador (SC-111, Nikon Corp.). Dentre os materiais avaliados, os que exigiram maior torque para girar foram, na ordem, poliéter, silicona de adição e polissulfeto. E os modelos obtidos a partir das moldagens de poliéter e silicona de adição foram significativamente mais precisos que aqueles obtidos das moldagens com polissulfeto. Sendo assim, esses materiais considerados os de eleição para moldagens diretas sobre implantes.

Valle et al. (2001) avaliaram, em estudo comparativo, o comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentários. Após a confecção de um modelo mestre de resina acrílica com cinco implantes e confecção de moldeiras individuais. Analisaram seis siliconas de adição (Elite-

Zhermack; Express-3M; Extrude-Kerr; Imprint-3M; President-Coltené; Provil-Bayer), um polissulfeto (Coe-flex-GC America), um poliéter (Impregum-F-ESPE), uma silicona por condensação (silicone-3M) e um hidrocolóide irreversível (Orthoprint-Zhermack), por meio da técnica de moldagem com transferentes quadrados e unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay-Reliance). As mensurações foram feitas por meio de microscópio Mensurador, com precisão de 0,001mm (Mitutoyo Mfg. Co., Ltd., Japan). Concluíram que todos os materiais de moldagem testados produziram corpos-de-prova com alterações dimensionais estatisticamente significante quando comparadas com o modelo mestre. A silicona de adição President apresentou a menor alteração dimensional e o hidrocolóide irreversível Orthoprint apresentou a maior alteração dos materiais de moldagem empregados neste estudo. As siliconas de adição proporcionaram a confecção de modelos semelhantes entre si, seguidos pelo poliéter, polissulfeto, silicona por condensação e hidrocolóide irreversível.

Assunção et al. (2002) avaliaram o comportamento de dois materiais de moldagem (silicona de adição - Imprint II e silicona por condensação - Oranwash/Zetaplus) de transferência de implantes com diferentes angulações (90°, 80°, 75° e 65°) em relação à superfície. Foram utilizadas três técnicas de moldagem, com transferentes cônicos, transferentes quadrados isolados e transferentes quadrados unidos. Com a utilização de um perfilômetro, as posições dos análogos foram analisadas comparando com os implantes do modelo mestre. Os resultados mostraram que a utilização da técnica com transferentes cônicos e silicona por condensação apresentou as maiores distorções enquanto a utilização de transferentes quadrados unidos com silicona de adição apresentou as menores distorções.

Martins et al. (2004) compararam a alteração dimensional linear de materiais de moldagem elastoméricos utilizados na transferência de posicionamento de implantes. Avaliaram quatro materiais, silicona de adição (Silagum AV, DMG), silicona por condensação (Zetaplus/Oranwash, Zermack), polissulfeto (Permlastic Regular, Kerr) e poliéter (Impregum F, ESPE). Com o uso de uma matriz metálica de maxila edêntula com dois implantes na posição dos caninos foram confeccionadas quarenta moldeiras individuais, sendo dez para cada material. As medições, feitas por meio de um microscópio comparador (Carl Zeiss, Alemanha), foram realizadas entre os pontos centrais geométricos dos análogos. Os resultados revelaram que todos os materiais se mostraram aptos para realizar moldagens de transferência de implantes, sendo a silicona de adição e o poliéter, sem diferenças significativas entre si, os que obtiveram melhores resultados.

Chee & Jivraj (2006) relataram em revisão de literatura sobre técnicas de moldagem de transferência em implantes que, o objetivo principal destes procedimentos é relacionar precisamente a réplica do implante ou do transmucoso com as outras estruturas do arco dental. Citaram que para isto normalmente são utilizados materiais elastoméricos, e que os dois mais largamente utilizados eram os poliéteres e as siliconas de adição.

Holst et al. (2007) avaliaram em estudo in vitro, o efeito do tempo na precisão tridimensional de moldagens abertas realizadas com siliconas de adição e poliéteres. Confeccionaram um modelo mestre com quatro implantes de hexágono interno. Os grupos foram divididos em quatro, um com poliéter e os outros com siliconas de adição. Com o uso de microscopia com precisão de 0,001mm, realizaram as medidas após 48h. Por meio de análise não paramétrica de Kruskal-Wallis e também do teste de Mann-Whitney, concluíram que a média de precisão

tridimensional variou significativamente em relação ao tempo, e que, os materiais A e B produziram resultados semelhantes, e em C e D houveram alterações significativas. Relataram também que o tempo não pode ser negligenciado como fator de alteração na precisão de modelos com implantes.

Franco et al. (2007) relataram que a estabilidade dimensional dos materiais de moldagem tem sido largamente discutida na literatura. Esta estabilidade depende diretamente da recuperação elástica e da contração dos mesmos, da evaporação dos seus componentes voláteis ou da expansão do gesso. Foi avaliado o efeito do período de estocagem na precisão dos materiais elastoméricos. Moldagens simultâneas de um modelo mestre de metal foram realizadas utilizando um poliéter - I (Impregum Soft Heavy and Light body, 3M ESPE) e uma silicona por adição - P (Perfectim Blue Velvet and Flexi-Velvet, J. Morita). Os moldes foram vazados 2h, 24h e sete dias após as moldagens. Dez réplicas foram produzidas para cada situação (n=60) e a precisão avaliada pela medida da distância entre quatro pontos demarcados no modelo mestre por um microscópio comparador com precisão de 0,001mm (Carl Weiss, Jena, Germany). Os seguintes resultados foram encontrados: I -2h = $65,0 \pm 15,68\mu\text{m}$; I -24h = $81,6 \pm 11,13\mu\text{m}$; I -7d = $295,3 \pm 17,4\mu\text{m}$ para as moldagens com o poliéter e P -2h = $79,1 \pm 13,82\mu\text{m}$; P -24h = $96,8 \pm 6,02\mu\text{m}$; P-7d = $81,4 \pm 4,3\mu\text{m}$ para as moldagens com a silicona por adição. O grupo do poliéter com estocagem de sete dias apresentou resultado com diferença estatisticamente significativa quando comparado com os demais grupos. Os autores concluíram que a estocagem pode afetar significativamente a precisão dos moldes.

2.2 PASSIVIDADE

Jemt (1991) realizou um estudo retrospectivo com 384 pacientes, com idade que variava entre 32 e 84 anos, de ambos os gêneros. Foram instalados 2.199 implantes tipo Bränemark (Nobel Biocare AB), sendo 1.613 na mandíbula e 586 na maxila. O tratamento protético proposto seguia um protocolo de cinco consultas para sua realização e consultas de manutenção. As moldagens foram realizadas utilizando a técnica de moldeira aberta e material plástico de moldagem. As supra-estruturas obtidas foram confeccionadas em liga de ouro tipo III com cantilever posterior de aproximadamente 15mm a 20mm para maxila e 7mm a 12mm para mandíbula. O teste da supra-estrutura foi realizado com a colocação da peça na boca sendo apertado um parafuso por vez até o torque máximo de 15Ncm. Se a adaptação não atingisse esse torque, era considerada pobre, sendo então seccionada e realizada a solda até atingir a passividade ideal para confecção da prótese. O primeiro controle foi realizado duas semanas após a instalação, feita por meio de análise radiográfica, estabilidade dos parafusos e verificação clínica do assentamento da prótese. O segundo controle foi realizado três meses após, sendo verificada a condição de higiene oral. No primeiro controle anual foram realizadas radiografias intra-orais. Este estudo mostrou que vários problemas e complicações ocorreram durante o primeiro ano de função, que esses foram maiores na maxila do que na mandíbula e que em sua maioria foram de fácil resolução devido à reversibilidade do sistema.

Waskewicz et al. (1994) realizaram análise fotoelástica da distribuição de tensão ao redor de cinco implantes (3,75mmx10mm) colocados em um modelo com forma de mandíbula. A distribuição de tensão gerada quando parafusos de ouro recebiam torque de 10Ncm para fixar supra-estruturas não passivas e passivas aos pilares, foi analisada por meio das fotografias das “franjas” de tensão. Os implantes foram numerados de 1 a 5 no sentido horário. Inicialmente foi analisada a supra-estrutura não passiva e avaliadas as sequências de apertamento dos parafusos na seguinte ordem: primeira (1, 2, 3, 4, 5), segunda (5, 4, 3, 2, 1) e terceira (3, 2, 4, 1, 5). Depois de seccionada e ajustada a supra-estrutura, novas medidas foram realizadas. A fixação das supra-estruturas não passivas produziram tensão significativa ao redor dos implantes, independente da sequência de apertamento. Após a passivação das supra-estruturas não foram mais observados sinais de tensão ao redor dos implantes. Os implantes distais apresentaram mais tensão, principalmente no terço médio. As regiões cervical e apical foram as que menos apresentaram sinais de tensão.

Isa & Hobkirk (1995) investigaram as forças associadas ao assentamento de supra-estruturas de ouro, com diferentes níveis de adaptação (10-110 μ m), sobre implantes Nobelpharma. Foram usados cinco análogos de implantes sobre um modelo mandibular. Foi confeccionada uma supra-estrututra com vários níveis de adaptação. À medida que os parafusos de ouro eram apertados, geravam uma tensão diferente. Concluíram que o aperto dos parafusos gerou uma alta força de compressão nos intermediários mesmo quando a supra-estrutura tinha boa adaptação. As forças geradas foram distribuídas desigualmente, tensão foi gerada mesmo quando a desadaptação era menor que 10 μ m e a capacidade de fechar os gaps com aperto de 10Ncm dependia do tamanho e localização destes.

Jemt & Book (1996) realizaram trabalho visando correlacionar estatisticamente as medidas entre próteses mal adaptadas e mudança óssea marginal nos pacientes implantados. Para isso, utilizaram dois grupos de sete pacientes cada - 1 prospectivo (um ano) e outro retrospectivo (cinco anos). Foram colocados 48 implantes no primeiro grupo, sendo que quatro foram perdidos e 39 implantes no segundo grupo, com um implante perdido. Medidas de precisão foram realizadas por meio de fotografias nas três dimensões e auxílio de computador. A desadaptação máxima encontrada foi de 275 μ m. Com relação à perda óssea média, foi de 0,5mm no grupo de um ano e de 0,2mm no grupo de cinco anos. Os autores concluíram não houve diferença significativa entre adaptação e variação de níveis de osso marginal após a função das próteses.

Carr et al. (1996) avaliaram a resposta óssea em primatas ao redor de implantes dentais com próteses com diferentes níveis de passividade, porém sem carga oclusal. Utilizaram cinco fêmeas babuínas que tiveram os dentes posteriores extraídos. Dois meses depois, foram colocados dois implantes de titânio, 3.8mmx10mm, de cada lado (Steri-Oss). Três meses depois foi realizada a fase protética. Doze próteses de dois elementos foram confeccionadas. Seis do grupo passivo e seis do não passivo (propositalmente com desadaptação de 200 μ m). As análises foram feitas com 24h e 48h e após uma, duas, três e quatro semanas. Os resultados não distinguiram respostas diferentes no osso nos dois grupos. Os autores sugeriram a realização de novos estudos semelhantes, porém realizados com carga o que poderia demonstrar o significado clínico da passividade.

Michaels et al. (1997) realizaram trabalho de avaliação biológica no osso, resultante de forças induzidas por supra-estruturas protéticas mal adaptadas em implantes colocados nas tíbias de coelhos. Utilizaram nove coelhos com dois

implantes em cada tíbia. Após seis semanas um animal foi sacrificado e anotado as medidas para referência. Os outros animais receberam próteses adaptadas ou desadaptadas propositalmente (com gaps de 400 μ m), por doze semanas. Foi feita avaliação clínica, radiográfica e histomorfométrica por escaneamento por microscópio eletrônico. Não encontraram evidências clínicas, radiográficas ou histomorfométricas de falha na osseointegração dos implantes sujeitos as tensões da supra-estrutura, porém, remodelação óssea foi notada.

Wee et al. (1999) revisaram a literatura sobre meios de melhorar a adaptação de próteses implantossuportadas. Somente incluindo artigos com técnicas avançadas e todos estudos in vitro, divididos em métodos de matriz intra-oral e de modelos mestre, concluíram que poucos métodos têm comprovação científica de melhoria nas adaptações das próteses implantossuportadas. A maioria das estratégias ainda resultou em pequenas desadaptações das próteses. Muitos fatores impedem o conceito de adaptação passiva, mesmo com o uso destas estratégias avançadas. Mesmo assim seu uso continuou sendo indicado.

Kan et al. (1999), baseados nos requisitos de como mensurar clinicamente a passividade das supra-estruturas, fizeram uma revisão literária abordando os níveis aceitáveis de passividade, fatores que afetam a avaliação e os métodos de avaliação. Analisaram os dados relacionados à: pressão alternada, visão, tato, radiografias, técnica do parafuso único e a técnica de resistência do parafuso. A partir desta revisão, concluíram que os métodos de avaliação de ajuste não podem ser precisamente avaliados e determinados e que o uso de bons materiais, técnicas e avaliação do ajuste otimizariam a adaptação das próteses.

Nissan et al. (2001) avaliaram os níveis de tensão em supra-estruturas bem adaptadas sob diferentes forças de aperto, sequências de aperto e operadores.

Confeccionaram um modelo metálico com cinco análogos de implantes e uma supra-estrutura com adaptação precisa e passiva sobre os mesmos. Trinta modelos de gesso foram obtidos por meio de técnica de moldagem com transferentes unidos. Não houve diferença significativa de adaptação da supra-estrutura entre os modelos obtidos. Os testes foram realizados por três operadores diferentes. A força de aperto variou de 10Ncm a 20Ncm e a sequência de aperto variou da direita para esquerda e vice-versa. As medições foram feitas por meio de quatro medidores de tensão. Os resultados encontrados não mostraram diferenças significativas nas tensões de pré-carga da supra-estrutura, independentemente da força, sequência e dos operadores. Segundo os autores a adaptação passiva, obtida com a técnica de moldagem unida, foi responsável por estes resultados.

Sahin & Çehreli (2001), em artigo de revisão de literatura, analisaram o significado clínico da adaptação passiva e dos fatores que afetavam a adaptação final das supra-estruturas implantossuportadas. Verificaram, entre outros fatores que, a adaptação passiva não pode ser totalmente conseguida, que há dificuldade em saber qual nível de desadaptação é clinicamente importante e como mensurá-lo, citando que discrepâncias acima de 150 μ m são mais prejudiciais.

Hamata et al. (2005), por meio de revisão de literatura, verificaram a viabilidade em se obter próteses totalmente passivas e concluíram ser praticamente impossível a obtenção de uma prótese totalmente passiva (distorção menor que 10 μ m). Relataram também não haver consenso sobre os níveis de adaptação aceitáveis para próteses implantossuportadas.

Rodrigues Júnior. et al. (2006) revisaram a literatura sobre a passividade em próteses fixas sobre implantes. Chegaram as seguintes conclusões: a) a relação e o valor de desadaptação protética sobre implante a fim de causar peri-implantite

e/ou perda óssea peri-implantar não está definido; b) o desajuste marginal está mais relacionado à estabilidade da prótese do que à perda do implante propriamente dito; c) o desajuste da prótese pode estar relacionado à fratura do implante e/ou de outros componentes protéticos.

2.3 MOLDEIRAS NA IMPLANTODONTIA

Cox et al. (2002) em estudo que avaliou as técnicas de moldagens com vários tipos de moldeiras, como: moldeiras de duplo arco plásticas com material pesado e leve, moldeira acrílica de arco completo com material pesado, duplo arco plástica com material pesado, e duplo arco metálica com material pesado. Após a confecção de preparos para uma prótese fixa de três elementos, foi confeccionada uma supra-estrutura mestre a partir de um modelo de estudo. Trinta e cinco moldagens com silicona de adição (Express, 3M) foram realizadas com as moldeiras já citadas. Os moldes foram vazados em gesso tipo IV e então avaliados com microscopia. Os modelos foram comparados com a supra-estrutura mestre e os preparos bucais. Relataram menor precisão das moldagens utilizando moldeiras de duplo arco plásticas com material pesado e leve, em relação as outras técnicas avaliadas. Estes resultados alertaram quanto a importância dos tipos de moldeira nos procedimentos de moldagem nas próteses implantossuportadas.

Burns et al. (2003) realizaram trabalho para saber se o tipo de moldeira usada nas moldagens de transferência de implantes poderia alterar o seu resultado. Um modelo typodont com quatro réplicas de implantes (Nobel Biocare) foi confeccionado. Uma barra de ouro unindo dois cilindros de ouro serviu de parâmetro para as medições. As moldeiras testadas foram: a) as de estoque de policarbonato; b) as individuais não aliviadas; c) as individuais aliviadas. O material de moldagem escolhido foi o poliéter (Impregum Penta, Espe). Três moldagens com cada tipo de moldeira de cada par de réplicas foram executadas, resultando então em 27 moldes. Após o vazamento em gesso tipo IV foram obtidos os modelos que foram avaliados segundo o teste do parafuso único e análise em microscópio comparador. Relataram maior precisão no uso de moldeiras individuais, aliviadas ou não, nas moldagens de transferência de implantes quando comparadas com as moldeiras de estoque.

2.4 COMPONENTES PROTÉTICOS

Zarb & Schmitt (1990), no primeiro estudo prospectivo norte-americano avaliando a efetividade clínica de próteses implantossuportadas, consolidaram os conceitos citados previamente por Bränemark (1983). O estudo foi realizado com 46 pacientes, sendo 36 mulheres, com idade entre 28 e 69 anos e dez homens, com idade entre 35 e 63 anos os quais tinham problemas prévios relacionados à má adaptação crônica ao uso de próteses totais convencionais. No total foram tratadas 49 arcadas. Os autores sugeriram a colocação de cinco ou seis implantes para uso

de uma prótese fixa e de dois ou três para uso de uma overdenture e concluíram que a efetividade clínica das próteses (100%) excedeu a dos implantes (89,05%), ou seja, todos os implantes osseointegrados, mantiveram suas próteses.

Liou et al. (1993) realizaram um estudo sobre a precisão de reposicionamento de transferentes cônicos de três diferentes marcas comerciais: a) Impression copings (Dental Imaging Associates); b) IIC 70 impression copings (3i Implant Innovations); c) HL series no. 2238 (Steri-Oss), em moldes de poliéter (Impregum F, ESPE) e silicona de adição na técnica de dupla mistura (Extrude, Kerr). Foram utilizados cinco operadores e as variações de reposicionamento dos transferentes, foram avaliadas por microscopia digital. Embora os desvios nas variações angulares tenham sido menores com os transferentes das marcas Dental Imaging Associates e Steri-Oss, concluíram que nenhum dos transferentes testados foi reposicionado precisamente e que não houve diferença entre o reposicionamento no poliéter e na silicona por adição.

Binon (1995) realizou trabalho para avaliar a precisão e consistência de fabricação de implantes de hexágono externo, intermediários tipo standard e análogos de laboratório de treze marcas comerciais diferentes. As mensurações foram feitas por meio de um microscópio digital com 0,001mm de precisão (Model, 293, Mitutoyo). Também analisou a liberdade de rotação entre os intermediários e os implantes destas diferentes marcas. Concluiu que as especificações de fabricação variaram muito, porém, ainda demonstraram estreita tolerância, excelente precisão e consistência em sua fabricação.

Ma et al. (1997) avaliaram a tolerância mecânica entre os diversos componentes protéticos dos implantes. Usaram duas gerações de implantes Nobel Biocare, uma com componentes cônicos e outra com componentes cilíndricos. Para

cada geração, foram utilizados cinco jogos de componentes. As combinações, 1) transferente / intermediário; 2) réplica / transferente; 3) cilindro de ouro / réplica; 4) cilindro de ouro / intermediário, foram avaliadas utilizando uma máquina de medidas coordenadas (CMM, Xcel series, model 7-6-5, Browne & Sharpe). Os resultados demonstraram que existia tolerância mecânica entre os componentes, variando entre 22µm e 100µm, e que era estatisticamente significativa a diferença entre as duas gerações, sendo a segunda geração mais precisa. Nas duas gerações a maior discrepância foi na relação transferente / réplica.

2.5 ALTERAÇÕES DAS TÉCNICAS DE MOLDAGEM DE TRANSFERÊNCIA

Rasmussen (1987) descreveu uma técnica com a finalidade de poupar tempo e reduzir a distorção das resinas acrílicas utilizadas nas matrizes das moldagens de transferência de implantes. Logo após a colocação dos intermediários, obtinha-se um modelo por meio de uma moldagem com alginato. Sobre esse modelo, confeccionava-se então, uma moldeira individual em RAAQ e uma matriz de resina acrílica ativada quimicamente (Duralay, Reliance). A matriz era então seccionada, e unida na boca, com o intuito de diminuir o volume e consequentemente a contração da resina. Este estudo norteou-se na redução de acrílico necessário para a união dos blocos de resina.

Ivanhoe et al. (1991) propuseram uma técnica para redução do tempo clínico nos procedimentos de moldagem de transferência, além de diminuir a contração de polimerização do acrílico utilizado para união dos transferentes quadrados. Na obtenção do modelo para a confecção da moldeira individual, foram colocados os transferentes quadrados unidos com resina autopolimerizável. Seccionaram esta barra de resina em blocos individuais, que foram levados intra-oralmente e unidos novamente para realização da moldagem final com elastômeros. Dessa maneira diminuiram o acrílico necessário para união dos transferentes e, por conseguinte, o volume de contração pela polimerização.

Shiau et al. (1994) descreveram um método modificado de moldagem de implantes para fabricação de próteses. Essa técnica utilizava primeiramente transferentes redondos, para a seguir, confeccionar uma matriz de gesso com transferentes quadrados para obter uma moldeira individual. Com a moldagem final e o uso da matriz de gesso eles obtinham um modelo mais fiel da posição espacial dos implantes na boca.

Assif et al. (1994) descreveram uma técnica alternativa para moldagem de implantes, com confecção prévia (48 horas) de uma moldeira individual e moldagem com transferentes quadrados. Antes da remoção da moldeira, eles uniam estes transferentes com uma pequena quantidade de resina autopolimerizável à própria moldeira e só assim então retiravam a moldagem. Após o vazamento do gesso e obtenção do modelo, seccionavam esta barra de resina acrílica e ainda a utilizavam como matriz para checar a precisão do modelo obtido. Com esta técnica, visavam proporcionar uma fácil manipulação dos procedimentos de moldagem de transferência para poupar tempo clínico e obter menos distorção por contração de polimerização da resina acrílica usada normalmente nas uniões dos transferentes.

Hussaini & Wong (1997), com intuito de otimizar as técnicas de moldagem de transferência dos implantes, descreveram uma técnica de procedimento clínico e laboratorial para obtenção de modelo de trabalho preciso para a fabricação de supra-estrutura protética. Com a colocação dos transferentes quadrados sobre os implantes na cavidade oral, foi realizada a união destes com a utilização de fio dental e resina acrílica autopolimerizável (GC Pattern Resin). Após, foi realizada a secção e nova união para reduzir o efeito de contração da resina. A moldagem foi feita com silicone de adição (Reprosil, Caulk). Após a obtenção do molde, foi realizada a união dos terminos das réplicas com gesso, secção e nova união. Complementação da moldagem com material leve. E, assim, obtido modelo de trabalho final. A demonstração da precisão de ajuste foi realizada por meio de radiografias, exame tátil com sonda, manipulação manual nas distais da supra-estrutura e aperto de um parafuso por vez.

Dumbrigue et al. (2000), apoiado nos trabalhos que sinalizavam maior precisão nas moldagens usando transferentes unidos, e citando o trabalho de Mojon et al. (1990), que relatava que a contração de polimerização das resinas usadas na união dos transferentes é em torno de 6,5% a 7,9% nas primeiras 24h, e que a maior parte desta contração, 80%, se dá nos primeiros 17 minutos, descreveram uma técnica para se usar barras pré-fabricadas nas moldagens de transferência dos implantes. Através de uma mistura de resina acrílica (Pattern Resin, GC Corp) em uma seringa, era obtida uma barra simétrica de resina. Aguarda-se pelo menos 24h para o seu uso. Esta barra, era então cortada e utilizada para união dos transferentes quadrados diretamente na boca dos pacientes. Os autores assim, minimizavam a quantidade de resina acrílica, e conseqüentemente, a contração provocada por esta, nas uniões dos transferentes nas moldagens de implantes.

Eid (2004) desenvolveu uma técnica de transferência combinando gesso de moldagem (Kerr Snow White Plaster N.2, Kerr) e silicona de adição (Aquasil Soft Putty, Dentsply Caulk) como material de moldagem. A partir de uma moldagem com silicone de adição sobre os cicatrizadores do implantes, perfurava-se as regiões destes, conectava-se os transferentes quadrados e injetava-se o gesso de moldagem ao redor e sobre a primeira moldagem. O intuito desta técnica era minimizar distorções e aumentar a adaptação e passividade das próteses implantossuportadas.

Barnabé et al. (2005) descreveram uma alternativa de técnica para transferência de implantes múltiplos. A partir da adaptação de moldeiras de estoque plásticas de modo a permitir o acesso aos parafusos dos transferentes quadrados e uso de matrizes de acrílico pré-fabricadas (Duralay), favorecendo uma menor quantidade de resina na união entre os transferentes, os autores relataram maior economia de tempo e maior precisão nos procedimentos de transferência.

2.6 MATRIZES UTILIZADAS NA UNIÃO DOS TRANSFERENTES

Mojon et al. (1990) avaliaram as alterações dimensionais de duas resinas acrílicas, Duralay (Reliance) e Palavit G (Kulzer), amplamente usadas na confecção de matrizes para fabricação de supra-estruturas protéticas. As mensurações foram realizadas por um dilatômetro e por um transdutor por indução. Embora não

havendo diferença significativa entre elas, os resultados foram de 7,9% (Duralay) e 6,5% (Palavit G) de contração volumétrica total nas primeiras 24h. Oitenta por cento desta contração ocorreu nos primeiros 17min em ambas as resinas e 95% até 3h (Duralay) e 2h (Palavit G). Quanto mais líquido acrescentado à mistura, maior foi a contração observada.

Ness et al. (1992) realizaram estudo in vitro para determinar a precisão de adaptação das resinas acrílica sobre os intermediários na confecção das matrizes das supra-estruturas. Sobre um modelo mestre de resina acrílica Ivoclap (Ivoclar) com cinco implantes Nobelpharma, foram confeccionadas cinco matrizes com cada uma das três resinas testadas: a) Relate acrylic resin (Parkell); b) GC Pattern resin (GC Int Corp); e c) Duralay, Loctite 242 (Loctite Corp). Foram marcados três pontos de referência nos cilindros de ouro previamente à confecção das matrizes. Os resultados demonstraram não haver diferenças significativas entre as resinas utilizadas e que nenhuma delas é completamente precisa. A fabricação de matrizes com estas resinas pode, por si só, resultar em supra-estruturas que induzam tensões sobre os implantes.

McCartney & Pearson (1994) descreveram uma técnica de confecção de uma matriz segmentada de supra-estrutura com intenções de verificar a precisão do modelo mestre antes da confecção da supra-estrutura definitiva, de guiar a correção de fundição e servir de gabarito de transferência dos análogos nas próteses implantossuportadas. Com o uso desta matriz eles relataram economia de tempo clínico evitando a confecção de moldeiras individuais, tempo de secagem de adesivo e da própria moldagem final.

Assif et al. (1999) avaliando a precisão das técnicas de moldagem unidas para implantes, verificaram o efeito dos materiais de união usado nestas técnicas.

Compararam: no grupo A, resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance) e poliéter (Impregum F, Espe); no grupo B, resina acrílica dual (Accuset, EDS) e poliéter (Impregum F, Espe); e, no grupo C, gesso de moldagem (Kerr Snow White Plaster N.2, Kerr) como material de união e de moldagem. Foram colocados cinco implantes sobre um modelo metálico e realizadas quinze moldagens de cada uma das três técnicas. A análise foi realizada com o uso de medidores de tensão. Os resultados obtidos revelaram que as técnicas dos grupos A e C foram mais precisas que a do grupo B, isto talvez se devesse a incompleta polimerização da resina dual.

De La Cruz et al. (2002) realizaram um estudo para avaliar a precisão das matrizes de verificação confeccionadas de diferentes materiais, comparados com os procedimentos de moldagem padrão. Sobre uma base de alumínio com três implantes fixados, foram colocados dois intermediários cônicos sobre os implantes laterais e um intermediário Ucla no implante do meio. Confeccionaram, então, uma armação de resina e fundiram-na em liga nobre. Esta estrutura foi usada para as medidas de referência e para a confecção do modelo mestre. As medidas foram realizadas em um microscópio digital (Mitutoyo Corp, Kawasaki, Japan). Foram feitas então trinta matrizes de verificação e vinte moldagens a partir desta base, divididas da seguinte maneira: grupo 1 (Matriz: GC resina Pattern); grupo 2 (Matriz: resina Duralay); grupo 3 (Matriz: Triad Gel); grupo 4 (Moldagem: moldeiras individuais fabricadas para técnica de moldeira fechada) e grupo 5 (Moldagem: moldeiras individuais pré-fabricadas para técnica de moldeira aberta). Após análise dos resultados obtidos, verificaram que as moldagens com moldeira aberta apresentaram maior distorção vertical, a técnica de matrizes com Triad Gel apresentaram maior distância interimplantes que a técnica das moldeiras fechadas e a técnica de matrizes com Duralay maior distorção interimplantes que as técnicas de

moldagem com moldeiras fechadas e abertas. Os autores concluíram que as matrizes de verificação não foram mais precisas que as moldagens padrão e que as moldagens com moldeiras fechada foram as que menos sofreram alterações. Relataram, ainda, que os procedimentos extra clínicos e laboratoriais para confeccionar as matrizes de verificação para as próteses implantossuportadas não são garantidos.

McDonnell et al. (2004), com a utilização de um modelo de gesso com três réplicas de implante e uma supra-estrutura sobre cilindros de ouro, compararam o uso de duas marcas de RAAQ: Duralay (Reliance) e resina GC Pattern (GC Corp) com a finalidade de remoção soldagem intrabucal de supra-estruturas metálicas. Após os primeiros quinze minutos, os parafusos dos intermediários foram soltos e a adaptação foi checada segundo o Teste do parafuso de Sheffield. Observaram haver precisão em ambas as marcas de resina somente na primeira avaliação, realizada aos quinze minutos. Nas outras medições realizadas em duas horas, somente dois espécimes da resina Pattern apresentaram passividade e na medição de 24 horas nenhum dos espécimes apresentou passividade. Concluíram que a melhor maneira de se proceder a união dos transferentes seria com a confecção das barras previamente e união destas na boca com inclusão dentro de um prazo de quinze minutos. Relacionaram este resultado à provável continuação de polimerização e contração dos materiais.

2.7 TÉCNICAS DE MOLDAGEM DE TRANSFERÊNCIA NA IMPLANTODONTIA

Humphries et al. (1990) relataram que o sucesso das reabilitações dentárias implantossuportadas depende, em grande parte, da fidelidade da moldagem de transferência dos implantes, dentes e demais estruturas bucais. Os autores avaliaram três técnicas de moldagem de transferência diferentes, utilizando análise da precisão dos modelos obtidos. Foram marcados quatro pontos sobre um modelo mestre com quatro implantes e quatro sobre os transferentes, que serviram de referência para as medidas realizadas. As técnicas de transferência usadas foram: (1) transferentes redondos, (2) transferentes quadrados não unidos e (3) transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance Dental Mfg Co, Worth, Illinois). O material de moldagem utilizado para todas as técnicas foi a silicona de adição (President, Coltenè Inc, Altasttten, Switzerland). As medições foram realizadas em um microscópio com precisão de 0,03mm. Os dados obtidos foram estatisticamente analisados e evidenciaram que a técnica 1 reproduziu os pontos de referência fielmente em 92% dos casos, a técnica 2 em 50% e a técnica 3 em 42%, sem diferença estatisticamente significativa. As distorções na técnica 1 foram menores que 50µm em 100% dos casos, e nas técnicas 2 e 3 variaram entre 50µm e 100µm. Desta forma, os autores concluíram que os transferentes redondos foram mais precisos que os quadrados, unidos ou não.

Spector et al. (1990) avaliaram três técnicas de moldagem utilizadas em próteses sobre implantes. Sobre um modelo com seis implantes foram realizadas moldagens utilizando as seguintes técnicas: Técnica I - transferentes quadrados unidos com resina autopolimerizável (Duralay, Reliance) e fio dental e moldagem com polissulfeto (Permlastic, Kerr) com moldeira individual de resina; Técnica II - transferentes redondos com moldeira de estoque e silicona de adição (Reprosil, L.D.

Caulk Co.); e Técnica III - transferentes redondos com moldeira de estoque e silicona por condensação (Xantopren/Optosil, Unitek). Foram obtidos cinco moldes com o uso de cada técnica. As medidas foram realizadas com auxílio de seis transferentes redondos modificados, os quais possibilitaram a obtenção de medidas em microscópio óptico nos eixos x, y e z com precisão de 0,001mm. Foram realizadas três mensurações para cada modelo. Para análise estatística dos dados obtidos foi utilizado o teste t. Foi evidenciada diferença estatisticamente significativa entre as distâncias um e cinco das técnicas I e II (0,16mm e 0,02mm, respectivamente) e, apesar de pequena, a distorção ocorrida, segundo os autores, tem importância clínica. O procedimento repetido de tirar e colocar os transferentes demonstrou pouca alteração. A distorção na técnica I provavelmente foi fruto da contração da resina e as distorções das técnicas II e III podem ser provenientes da recolocação dos transferentes. Entretanto, as diferenças foram semelhantes nas três técnicas.

Carr (1991) realizou trabalho onde comparou a técnica de moldagem direta, com transferentes quadrados e a técnica indireta, com transferentes cônicos sobre implantes. Sobre um modelo mandibular de gesso com cinco intermediários com angulação entre eles menor que 15 graus, foram fixadas, no gesso, esferas de metal nas regiões vestibular e lingual dos intermediários 1, 3 e 5. Com a fabricação de uma moldeira individual foram obtidos sete modelos com a técnica indireta. Logo após a mesma moldeira foi perfurada para permitir a obtenção de outros sete modelos com a técnica direta. Todas as moldagens foram feitas com poliéter (Polygel, LD Caulk/Dentsply). Foram colocadas esferas e análogos na mesma ordem antes do vazamento dos moldes. Foi confeccionada uma supra-estrutura metálica com esferas fixas nas posições acima daquelas que estavam no modelo de

gesso, respectivamente nas posições dos intermediários 1, 3 e 5. Estas esferas providenciaram as referências para as medidas de distância vertical nos modelos obtidos. As medidas foram realizadas com um microscópio óptico acrescido de uma cabeça eletrônica digital com precisão de 0,001mm. Além disso, uma luz foi instalada sobre o microscópio para que, pela reflexão desta, fossem medidas as distâncias e a posição espacial. Os resultados mais precisos foram obtidos pela técnica direta. Baseado neste resultado, o autor salientou que ambas as técnicas estavam igualmente sujeitas as variações de contração do material de moldagem e da expansão do gesso e que somente um material de moldagem foi empregado, pois o objetivo era avaliar a precisão da técnica e não do material. O autor creditou a diferença entre as técnicas ao fato de ter de reposicionar os transferentes dentro das moldagens na técnica indireta.

Carr (1991) listou as vantagens e desvantagens das técnicas indireta e direta da seguinte maneira:

Técnica Indireta:

a) vantagens: método mais convencional de moldagem e visualização direta da réplica do implante;

b) desvantagens: difícil remoção em implantes não paralelos; múltipla deformação do material de moldagem; falta de precisão no reposicionamento dos transferentes, principalmente nos reutilizados; falta de visualização no reposicionamento dos transferentes dentro do molde.

Técnica Direta:

a) vantagens: permanência dos transferentes dentro do molde, sem necessitar seu reposicionamento; implantes angulados não são problemas; não distorção dos materiais de moldagem;

b) desvantagens: maior complexidade de adaptação dos transferentes; adaptação às cegas das réplicas.

Carr (1992), na segunda parte de seu trabalho, agora em um modelo com dois implantes divergentes em 15 graus, concluiu não haver diferença significativa entre as duas técnicas, embora uma análise crítica demonstrou vantagens para a técnica direta.

Assif et al. (1992), em estudo comparativo, avaliaram a precisão dos procedimentos de moldagem sobre implantes (com exame manual, visual e por microscopia, com um microscópio mensurador com precisão de 0,001mm (Mitutoyo, Mfg, Japan) de quatro procedimentos de moldagem diferentes. Foram divididos em grupos: grupo I, transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance) + moldeira metálica de estoque + alginato (Jeltrate, Caulk/Dentsply); grupo II, transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance) + moldeira acrílica de estoque + poliéter (Polygel NF, Caulk/Dentsply); grupo III, transferentes quadrados não unidos + moldeira acrílica de estoque + poliéter (Polygel NF, Caulk/Dentsply); e grupo IV, transferentes redondos + moldeira metálica de estoque perfurada + silicona de adição (Reprosil, De Trey/Dentsply). Sobre um modelo mandibular de gesso com cinco implantes colocados, foi confeccionada uma supra-estrutura da qual originou um modelo mestre metálico. De cada técnica foram realizadas quinze moldagens. Os resultados foram os seguintes: para o grupo I e o grupo II foram obtidos trinta modelos considerados aceitáveis; para o grupo III, onze modelos foram

considerados aceitáveis, dois modelos questionáveis e dois modelos inaceitáveis; para o grupo IV, sete modelos foram considerados aceitáveis e oito modelos inaceitáveis. As discrepâncias das medidas foram de 4,17 μ m nos grupos I e II, 11 μ m no grupo III e 21,6 μ m no grupo IV. Sendo assim, os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os grupos I e II e houve entre os grupos I/II e III/IV e também houve entre os grupos III e IV. Também foi relatado que os profissionais têm a capacidade de detectar diferenças na adaptação somente acima de 30 μ m.

Hsu et al. (1993) avaliaram a precisão de quatro diferentes técnicas de transferência de implantes, usando dois sistemas de confecção de modelo mestre, sendo um sólido e outro do sistema Zeiser (Giraback Dental). Foram utilizados transferentes quadrados com moldeiras acrílicas individuais e avaliadas as seguintes técnicas: I (não unida); II (unida com fio dental e resina); III (unida com fio ortodôntico e resina); e IV (unida só com resina). Com uso de poliéter (Impregum F, Espe) foram realizadas quatorze moldagens (sete de cada sistema de obtenção de modelos) de um modelo metálico com dois implantes anteriores e dois posteriores. No modelo, com auxílio de um perfilômetro, foi avaliada a precisão de reprodução da posição dos intermediários. Os resultados não evidenciaram diferença significativa entre as técnicas unida e não unida e revelaram melhor resultado do sistema de obtenção de modelos do tipo Zeiser para os intermediários posteriores.

Phillips et al. (1994) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagens utilizadas em implantes, com transferentes redondos, transferentes quadrados e transferentes quadrados unidos. Em um modelo de mandíbula edêntula foram colocados cinco réplicas de implantes com inclinação vestibular de dez graus cada. Foram confeccionadas moldeiras individuais de RAAQ. O material de moldagem escolhido foi o poliéter (ESPE/Premier). Um análogo gengival também foi fabricado

para auxiliar nas medições. A barra de união com resina foi feita de maneira uniforme com fio dental (Johnson & Johnson) e resina autopolimerizável (GC Pattern). O modelo todo foi fixado e parafusado a uma base fixa. Os transferentes foram colocados e apertados com 20Ncm e o análogo gengival com 10Ncm. Foram realizadas 15 moldagens de cada uma das três técnicas. As medidas foram realizadas com o auxílio de uma máquina de medidas coordenadas (CMM, Xcel 7.6.5, Browne and Sharpe, North Kingston, RI), com capacidade de avaliar com precisão de 0,001mm nas três dimensões (x, y, z). As medidas foram realizadas na própria moldagem para evitar assim qualquer distorção proveniente do gesso na confecção de modelos. Os resultados demonstraram uma diferença estatística a favor dos transferentes quadrados quando comparados com os redondos. Não houve diferença significativa entre os transferentes redondos e os quadrados unidos com resina. Devido à falta de diferença entre os resultados dos transferentes redondos e quadrados unidos, esta união, além de ser mais demorada, pareceu ser desnecessária.

Assif et al. (1996) avaliaram três técnicas de moldagem sobre implantes. A partir de um modelo de gesso com cinco implantes, posicionados segundo um estudo com 46 pacientes, confeccionaram um modelo mestre de metal e fabricaram uma supra-estrutura com ajuste passivo sobre a qual adaptaram quatro medidores de tensão (P-3500, Measurements Group, Raleigh, NC). Foram realizadas quinze moldagens com cada uma das três técnicas de transferência: grupo I, com transferentes quadrados unidos com resina acrílica ativada quimicamente (Duralay, Reliance); grupo II, com transferentes quadrados não unidos e, grupo III, com transferentes quadrados unidos à própria moldeira com resina ativada quimicamente. O material de moldagem escolhido foi o poliéter (Impregum F, Espe).

Os resultados mostraram maior precisão para o grupo I, com valores médios de 138,06 microstrains, contra 293,60 microstrains do grupo II e 279,13 microstrains do grupo III.

Burawi et al. (1997) compararam a precisão dimensional de modelos obtidos pelas técnicas de moldagem com transferentes unidos e não unidos. Foi utilizado um modelo de gesso com cinco implantes (Bone-Lock, No.75-06413, Leibinger) para obtenção de uma supra-estrutura passiva, a qual serviu de parâmetro para as medições e comparações do trabalho. Foram confeccionadas moldeiras individuais, com as quais foram realizadas quinze moldagens com silicona de adição (Elite, Zhermack) de cada técnica. Na técnica não unida foram usados transferentes plásticos redondos, que foram removidos e reposicionados com os análogos dos implantes dentro do molde, após o ato de moldagem. Já na técnica unida, os transferentes metálicos foram unidos por resina acrílica (Duralay, Reliance), seccionados e novamente unidos 15 minutos antes das moldagens. A mesma matriz foi utilizada para cada moldagem da técnica unida. A análise foi realizada por microscopia óptica. Os resultados obtidos, além de sugerirem rotação no sentido horário quando utilizada a técnica unida, revelaram que a técnica não unida foi mais precisa.

Henry et al. (1997) avaliaram a precisão de moldagem trans-cirúrgica, ou seja, no estágio I. Foram utilizados seis cães, onde foram colocados três implantes (um de 3,75mmx7,0mm e dois de 3,75mmx8,5mm) do tipo Brånemark (Nobel Biocare AB) de cada lado posterior da mandíbula. As moldagens com elastômero foram realizadas após a união rígida dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance). Foram confeccionados dois tipos de prótese, de um lado em titânio e do outro em ouro tipo III. Após a confecção das próteses,

estas foram avaliadas quanto à sua adaptação sobre o modelo mestre com auxílio de microscópio comparador (Nippon Kogaku K.K., Nikon) e teste do parafuso único. O segundo estágio cirúrgico foi realizado e as próteses instaladas. Seis meses após o estágio cirúrgico, os cães foram sacrificados. Foram realizadas radiografias com a técnica do cone longo e a avaliação da osseointegração. Os resultados demonstraram que todas as próteses e intermediários apresentaram um ajuste adequado no teste do parafuso único. No estágio II, reabertura, todos os implantes se apresentaram osseointegrados e sem mobilidade. Todas as próteses foram classificadas como tendo uma boa adaptação clínica e as radiografias realizadas após demonstraram a osseointegração dos implantes. Embora sem diferenças estatisticamente significantes, os autores relataram que as próteses confeccionadas em titânio apresentaram ajuste mais preciso que as confeccionadas em ouro.

Goiato et al. (1998) avaliaram três técnicas de moldagem de transferência utilizando três materiais de moldagem: a) silicona de adição (Express, 3M); b) silicona por condensação (Xantopren/Optosil, Unitek) e, c) poliéter (Impregum/F, Espe). As técnicas utilizadas foram: com transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental), esculpida em forma quadrada, usada para reter os transferentes no ato da remoção do molde; com transferentes quadrados em técnica semelhante, porém com amarrilho dos transferentes com resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental) e fio dental; e com transferentes cônicos. Para cada técnica foram usados os três materiais de moldagem propostos. Concluíram que em relação ao material de moldagem não houve diferença significativa dos modelos obtidos entre a silicona de adição e o poliéter e que a silicona por condensação promoveu o maior índice de distorção, sendo esta principalmente por contração. Em relação às técnicas de moldagem,

todas as transferências produziram alterações dimensionais lineares nos modelos, sem diferença estatisticamente significativa entre si.

Vigolo et al. (2000) avaliaram a precisão de modelos obtidos a partir de transferentes quadrados usados sobre um implante unitário. Um modelo de resina acrílica com um implante de 3,75mmX10mm (3i, Implant Innovations), colocado na posição do segundo pré-molar foi confeccionado. Dois planos de referências oclusais foram confeccionados nas superfícies distal do primeiro pré-molar e na mesial do primeiro molar. Quarenta moldeiras individuais foram fabricadas. O material de moldagem escolhido foi o poliéter (Impregum Penta, Espe) com misturador (Pentamix, Espe). As moldagens foram divididas em dois grupos: grupo A, com transferentes quadrados não modificados; e grupo B, com transferentes quadrados jateados com óxido de alumínio (50µm) e adesivados com o adesivo do poliéter escolhido. Foram medidos os ângulos formados pelo plano feito no molar e o lado disto-palatal do hexágono do implante e o plano feito no pré-molar e o lado mésio-palatal do hexágono do implante. A análise estatística não revelou diferenças significativas entre os dois grupos, porém o desvio-padrão foi menor no grupo B. O estudo sugeriu que o uso do adesivo parece reduzir a rotação do transferente durante os procedimentos clínicos e laboratoriais. Os autores ainda sugeriram ser razoável estender estes resultados para os casos de implantes múltiplos.

Herbst et al. (2000) avaliaram a precisão das moldagens de transferência para a fabricação de supra-estruturas sobre implantes osseointegrados. Foi utilizado um modelo mestre feito de molibidênio, representando a mandíbula humana, com cinco implantes. Oito pontos de referência foram marcados, sendo quatro dentro e quatro fora do arco de colocação dos implantes. Foram utilizadas quatro técnicas de transferência: 1) transferentes redondos sem união; 2) transferentes quadrados sem

união; 3) transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance) e 4) transferentes quadrados, sem união, porém com uma extensão unilateral. As moldagens foram realizadas com moldeiras individuais pré-fabricadas e o material de moldagem escolhido foi a silicona de adição (President, Coltene). Após a obtenção dos modelos, as mensurações, por meio de microscópio (Reflex measurement Ltd, London, U.K.), com precisão de 0,001mm, foram feitas utilizando-se os oito pontos de referência. Concluíram que a precisão dimensional das técnicas utilizadas foi ótima e que a diferença entre elas, apesar de estatisticamente significativa, foi clinicamente desprezível. Baseados nesses resultados, os autores não viram vantagem em se usar a técnica com os transferentes unidos e que as técnicas com os transferentes não unidos associadas a um bom material de moldagem, poderiam reduzir a complexidade das técnicas de transferência e reduzir o tempo clínico gasto.

Vigolo et al. (2003) avaliaram a precisão de três diferentes técnicas de moldagens para intermediários múltiplos. Foram realizadas 45 moldagens, com moldeiras pré-fabricadas de resina, sobre um modelo mestre de metal com seis implantes. Todas as moldagens foram realizadas com poliéster (Impregum Penta, Espe). As três técnicas foram divididas em grupos, sendo o grupo 1, com transferentes quadrados sem modificação, o grupo 2, com transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance), e o grupo 3, com transferentes quadrados jateados e aplicado adesivo referente ao material de moldagem usado. Uma supra-estrutura com adaptação passiva sobre o modelo mestre foi usada como referência de análise dos modelos obtidos a partir das moldagens. Os modelos foram examinados por um pesquisador calibrado e os modelos não foram identificados. Foi usado também um scanner óptico com

ampliação de 10X. Como foi notada diferença de alinhamento entre um ou mais intermediários no grupo 1, os autores concluíram que uma melhora na precisão de transferência pode ser conseguida com a união dos transferentes (grupo 2) ou o uso de adesivo específico sobre os mesmos (grupo 3).

Naconecy et al. (2004) avaliaram a precisão de moldagem de transferência em implantes múltiplos com três técnicas diferentes. Um modelo de resina com cinco réplicas de intermediários (Nobel Biocare) foi usado no trabalho. Foram confeccionadas moldeiras individuais (Stern Tek, Sterngold) e as técnicas de transferência foram as seguintes: grupo 1 - técnica direta unida (transferentes quadrados unidos com pinos de carbono e resina acrílica, Pattern Resin, GC, e moldeira individual); grupo 2 - técnica direta não unida (transferentes quadrados e moldeira individual); grupo 3 - técnica indireta (transferentes redondos e moldeira individual). O estudo se baseou na avaliação da deformação de estrutura metálica sobre 15 modelos obtidos a partir das três técnicas supracitadas. Esta avaliação foi realizada com o uso de medidores de tensão em quatro direções. Segundo os resultados obtidos, o grupo 1, a técnica que utilizou os transferentes quadrados unidos com resina, foi a que obteve resultados mais precisos sendo que não houve diferenças significativas entre os grupos 2 e 3.

Assunção et al. (2004) avaliaram diferentes técnicas de moldagem de transferência em implantes com diferentes angulações e com diferentes materiais de moldagem. Um bloco de alumínio anodizado com quatro implantes de 3,75mmX10,0mm da marca Conexão (Conexão, São Paulo, Brasil) fixados com 65°, 75°, 80° e 90° graus em relação à base horizontal do bloco foi confeccionado. Foram confeccionadas sessenta moldeiras individuais e realizadas sessenta moldagens, as quais foram agrupadas em: técnica 1 - técnica indireta com transferentes redondos e

moldeiras fechadas; técnica 2 - técnica direta com transferentes quadrados e moldeiras abertas; técnica 3 - técnica direta com transferentes quadrados unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance) e moldeiras abertas. Foram utilizados quatro tipos diferentes de elastômeros: polissulfeto (Permlastic Regular, Kerr), poliéter (Impregum F, ESPE), silicona de adição (Imprint II de alta viscosidade, 3M), silicona por condensação (Zetaplus/Oranwash, Zhermark). Os modelos de gesso foram obtidos por meio de vazamento das moldagens em gesso tipo IV. As medidas foram obtidas com o auxílio de um perfilômetro (Nikon, Nikon Corp.). Segundo os resultados obtidos, os melhores materiais de moldagem foram o poliéter e silicona de adição e a melhor técnica foi a com transferentes quadrados unidos com resina. Também concluíram que quanto mais perpendicular o análogo à base horizontal mais preciso o resultado da moldagem.

Pereira et al. (2005) analisaram a precisão de técnicas de moldagem de transferência em implantodontia. Avaliaram duas técnicas, uma utilizando transferentes quadrados e outra utilizando transferentes cônicos. Sobre um modelo mestre metálico de aço inoxidável com duas réplicas de implantes e paradas para as moldeiras individuais de acrílico, realizaram dez moldagens de cada técnica com silicone de adição. As medições foram feitas por meio de microscópio mensurador, com precisão de 0,001mm (Mitutoyo, Tokyo, Japan) analisando as distâncias das bordas internas e externas dos análogos. Não houve diferença significativa entre as duas técnicas e a precisão dimensional foi boa para ambas.

Kim et al. (2006) compararam o deslocamento de componentes durante a moldagem em relação às estruturas definitivas. Avaliando duas técnicas, uma de moldeira aberta não unida e outra de moldeira aberta unida com resina fotopolimerizável, confeccionaram um modelo mandibular com cinco implantes

paralelos. Foram confeccionadas cinco supra-estruturas para cada técnica. Estas estruturas foram checadas por meio de uma máquina de medidas coordenada (CMM) relataram que a técnica de moldagem não unida foi a mais precisa na moldagem, porém não foi a mais precisa na obtenção das supra-estruturas.

Conrad et al. (2007) relataram que a transferência precisa do posicionamento intra-bucal dos implantes é imprescindível para que o sucesso das próteses implantossuportadas seja alcançado. Dessa forma, a técnica utilizada para a transferência se torna muito importante, principalmente quando se trabalha com implantes angulados. Os autores avaliaram o efeito da interação entre a técnica de moldagem, a angulação e o número de implantes, na precisão dos modelos obtidos. Um modelo mestre foi fabricado para cada um dos seis grupos experimentais e para o grupo controle, totalizando sete modelos mestres com três implantes cada. Nos modelos do grupo controle os implantes foram fixados paralelos entre si e perpendiculares a base e os nos modelo dos demais grupos a angulação dos implantes laterais era de cinco, dez ou 15 graus. Cinco moldagens com moldeiras fechadas e cinco com moldeiras abertas foram realizadas com silicone por adição para cada modelo mestre. Uma fina ponta de diamante (FaroArm Silver; Faro Technologies, Lake Mary, Fla) associada a um software foram utilizados para as mensurações nos três eixos: x, y e z. A análise estatística dos dados não evidenciou diferença significativa entre as técnicas de moldeira fechada e aberta ($p=0,22$). Entretanto, com relação à angulação e número de implantes, foi observada diferença estatística significativa ($p<0,001$). Segundo os autores, a combinação da técnica de moldagem, angulação dos implantes e número de implantes não afetou a precisão dos modelos obtidos ($p=0,19$).

Assunção et al. (2008) avaliaram três técnicas de moldagem de transferência para implantes. Após a confecção de um modelo mestre metálico (3,5cmx2,0cmx2,0cm) com dois implantes de hexágono externo, 3,75mmx10,0mm (MasterScrew, Conexão, São Paulo, SP, Brasil), colocados um perpendicular e outro com inclinação de 65° e a obtenção de trinta moldeiras individuais de resina acrílica autopolimerizável, avaliaram três técnicas de moldagem: 1) grupo com transferentes quadrados unidos com uma barra pré-fabricada de resina acrílica; 2) grupo com transferentes quadrados unidos com uma barra pré-fabricada de resina fotopolimerizável; 3) grupo com transferentes quadrados não unidos e abrasionados com óxido de alumínio. Todas as moldagens foram realizadas com poliéter. As mensurações foram realizadas por meio de um AutoCAD software. Análise de variância e Teste Tukey foram utilizados. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos unidos com resina auto e fotopolimerizável ($p < 0,05$). O grupo só com os transferentes abrasionados com óxido de alumínio demonstrou diferença para os implantes angulados ($p > 0,05$). Concluíram que os grupos que utilizaram os transferentes unidos foram superiores ao grupo com os transferentes não unidos e que os moldes obtidos de implante não angulados são mais precisos que os de implantes angulados.

Lee et al. (2008) realizaram uma revisão sistemática de artigos sobre a precisão de moldagens de transferência em implantes por meio dos sistemas Medline, Embase e Cochrane Library além de uma busca manual de artigos publicados no período entre janeiro de 1980 e maio de 2008. Obtiveram 41 artigos selecionados, sendo 17 artigos comparando a precisão entre técnicas com transferentes unidos com as técnicas com transferentes não unidos (com sete artigos relatando maior precisão para as técnicas com transferentes unidos, três a

favor das técnicas com transferentes não unidos e sete sem diferença entre elas). Quatorze trabalhos comparando as técnicas com transferentes quadrados e as técnicas com transferentes redondos (sendo cinco trabalhos apontando as técnicas com transferentes quadrados como mais precisas; dois apontando as técnicas com transferentes redondos como mais precisas e sete não demonstrando diferença entre elas). Relataram ainda que o número de implantes interferiria na comparação entre transferentes quadrados e transferentes quadrados unidos. Onze estudos compararam a precisão dos materiais de moldagem: poliéter e silicona de adição, sendo que dez destes trabalhos não demonstraram diferença estatisticamente significativa entre eles. Quatro trabalhos examinaram o efeito da angulação na precisão das moldagens, sendo que dois destes estudos verificaram maior precisão nas moldagens com implantes paralelos e dois não demonstraram diferença com implantes angulados. Finalizaram relatando que em situações com até três implantes não houve diferença entre as técnicas com transferentes unidos e as técnicas com transferentes não unidos, porém em situações com quatro ou mais implantes a maioria dos estudos apontou maior precisão para a técnica com os transferentes unidos. Poliéter e silicona de adição foram recomendados como materiais para moldagem sobre implantes.

Walker et al. (2008) avaliaram a precisão dos modelos obtidos em função de duas técnicas de moldagem e duas variáveis de viscosidade do material de moldagem. Um modelo mestre de metal com três réplicas de implantes além de moldeiras de estoque foram utilizadas para se testar uma técnica de moldagem com moldeira fechada e transferentes redondos aparafusados sobre os implantes; e outra com moldeira fechada e transferentes removíveis sobre os transmucosos. Duas consistências de poliéter, média e pesada, foram utilizadas. Vinte modelos foram

obtidos, sendo cinco de cada grupo. Um microscópio Mensurador, com precisão de 0,001mm (Mitutoyo Mfg. Co., Ltd., Japan) foi utilizado para se medir as distâncias entre os implantes e/ou transmucosos e assim comparar com as medidas obtidas do modelo mestre. Os resultados calculados por uma ANOVA, demonstraram não haver diferença estatisticamente significante entre as viscosidades de material testadas, porém houve diferença entre as técnicas com com moldeira fechada e transferentes redondos aparafusados sobre os implantes e a técnica com moldeira fechada e transferentes removíveis sobre os transmucosos. Nesta última, as diferenças em relação ao modelo mestre foram maiores (0,19 a 0,24%) enquanto que, na primeira, esta diferença além de menor variou de -0,06 a 0,02%. Concluíram que a viscosidade do material utilizado não é fator preponderante nas moldagens sobre implantes, porém que o uso de transferentes metálicos aparafusados sobre os implantes produziram modelos mais fiéis, o que pode ser essencial nos casos de múltiplos implantes.

Wenz et al. (2008) avaliaram as distorções ocorridas na posição de implantes em moldes e modelos obtidos com diferentes técnicas e materiais de moldagem. Um modelo mestre com cinco implantes paralelos do sistema Frialit-2 (Friatec, Germany) foi confeccionado. Foram testadas cinco diferentes técnicas com poliéster e silicone de adição. Em três grupos a técnica direta com material de média viscosidade ou material pesado associado ao de leve viscosidade foi utilizado. Em dois grupos a técnica indireta foi utilizada com o material pesado associado ao de leve viscosidade (uma com um estágio e outra com dois estágios). Um microscópio comparador foi utilizado nas medições. Anova seguida do teste de Scheffe ou Kruskal-Wallis, seguida do teste Mann-Whitney foram utilizadas na análise estatística. Não foi encontrada diferença estatisticamente significante entre os

grupos. As diferenças entre os moldes e seus respectivos modelos foram similares, exceto no grupo onde foi utilizada a técnica indireta com o material pesado associado ao de leve viscosidade e com dois estágios. A única técnica não recomendada para moldagens sobre implantes foi a indireta com dois estágios.

Del'Acqua et al. (2008) avaliaram três técnicas e três procedimentos de vazamentos dos moldes em próteses implantossuportadas. As técnicas avaliadas foram: transferentes redondos, transferentes quadrados e transferentes quadrados unidos com resina acrílica. E os procedimentos de vazamento dos moldes foram: o convencional, utilizando tubos de látex nos análogos e vazamento após união dos análogos com resina acrílica. Um modelo mestre metálico com quatro análogos de transmucosos, uma supra-estrutura e duas moldeiras de estoque de alumínio foram utilizadas. Todas as moldagens foram realizadas com poliéter. Um grupo controle e nove grupos combinando as técnicas e os procedimentos de vazamento foram formados, cada um com cinco corpos de prova, totalizando cinquenta modelos e duzentos valores de gap. Para a técnica com vazamento convencional os valores médios de gap foram de 116,97 μ m para os transferentes redondos, 57,84 μ m para os transferentes quadrados e 73,17 μ m para os transferentes quadrados unidos. Com o uso de tubos de látex os valores de gap foram de 65,69 μ m para os transferentes redondos, 38,03 μ m para os transferentes quadrados e 82,47 μ m para os transferentes quadrados unidos. E para o vazamento após união com resina acrílica os valores de gap foram de 141,12 μ m para os transferentes redondos, 74,19 μ m para os transferentes quadrados e 104,67 μ m para os transferentes quadrados unidos. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre modelo mestre, transferentes quadrados com tubos de látex e index ($p > 0.05$). A técnica de moldagem mais precisa foi a de transferentes quadrados e a de

vazamento a que utilizou os tubos de látex. O vazamento não interferiu nos resultados da técnica com transferentes quadrados unidos.

Akça et al. (2009) avaliaram o efeito do desenho das próteses, aparafusadas e cimentadas, e das técnicas de moldagem, moldeira aberta e moldeira fechada, sobre o osso cortical humano ao redor de implantes submetidos a carga. Dois implantes 4,1mmx10,0mm (Straumann Institute, Basel, Switzerland) foram colocados em fíbulas bilaterais de seis cadáveres. Doze modelos com análogos de implante e seis com análogos de transmucosos, totalizando dezoito modelos foram utilizados para a fabricação de próteses parciais fixas, resultando em três grupos: 1) moldeira fechada, com análogo de implante e prótese aparafusada; 2) moldeira fechada, análogo de transmucoso e prótese cimentada; 3) moldeira aberta, análogo de implante e prótese aparafusada. Medidores de tensão foram colocados ao redor dos implantes para realizar as medições. Distribuição normal ($p>0,05$) foi observada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov, seguindo-se assim ao uso do teste t. Apesar de ter havido uma diferença de aproximadamente 100 μ m entre os valores mínimos e máximos, estes ainda demonstraram uma similaridade entre os grupos ($p>0,05$). As tensões geradas tanto nas próteses aparafusadas quanto nas cimentadas foram similares ($p>0,05$). Nem os desenhos das próteses, nem as técnicas de moldagem causaram efeitos diferentes ao nível ósseo quando submetidas a uma carga de até 150Ncm.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo objetiva comparar:

- a) a técnica de moldagem de transferência de implantes múltiplos que utiliza transferentes unidos com a técnica que não utiliza a união dos transferentes;
- b) dois materiais distintos de moldagem;
- c) duas resinas utilizadas na união de transferentes quadrados;
- d) o modo de ativação (químico e foto) das resinas utilizadas na união de transferentes quadrados.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 CÁLCULO AMOSTRAL

Para o cálculo amostral deste estudo foi utilizado o Test t para amostras independentes aplicado com auxílio do software Bioestat 5.0, com poder de 0,9 e nível de significância 0,05. Os dados utilizados para este cálculo foram obtidos em estudos disponíveis na literatura e que utilizaram metodologia semelhante a que foi aplicada neste trabalho (Humphries et al., 1990; Assif et al. 1996). Como resultado do Test t foi sugerido que cada um dos grupos deveria ser constituído por três corpos-de-prova. Entretanto, utilizando uma margem de segurança, foi estabelecido o total de cinco corpos-de-prova para cada grupo.

4.2 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Os grupos avaliados neste trabalho podem ser observados na figura 1.

Grupo	N	Transferente	Técnica	Material de união (fio dental +...)	Seccionado/Novamente Unido	Material de Moldagem
1-TRp	5	Redondo	Indireta	-----	Não	Poliéter
2-TQp	5	Quadrado	Direta	-----	Não	Poliéter
3-TQUp	5	Quadrado	Direta	Duralay (química)	Não	Poliéter
4-TQUSp	5	Quadrado	Direta	Duralay (química)	Sim	Poliéter
5-TQUduop	5	Quadrado	Direta	Duolay (química)	Não	Poliéter
6-TQUSduop	5	Quadrado	Direta	Duolay (química)	Sim	Poliéter
7-TQUduoFp	5	Quadrado	Direta	Duolay (foto)	Não	Poliéter
8-TQUSduoFp	5	Quadrado	Direta	Duolay (foto)	Sim	Poliéter
9-TRs	5	Redondo	Indireta	-----	Não	Silicona
10-TQs	5	Quadrado	Direta	-----	Não	Silicona
11-TQUs	5	Quadrado	Direta	Duralay (química)	Não	Silicona
12-TQUSs	5	Quadrado	Direta	Duralay (química)	Sim	Silicona
13-TQUduos	5	Quadrado	Direta	Duolay (química)	Não	Silicona
14-TQUSduos	5	Quadrado	Direta	Duolay (química)	Sim	Silicona
15-TQUduoFs	5	Quadrado	Direta	Duolay (foto)	Não	Silicona
16-TQUSduoFs	5	Quadrado	Direta	Duolay (foto)	Sim	Silicona

Figura 1 - Grupos experimentais :TRp = transferente redondo poliéter; TQp = transferente quadrado poliéter; TQUp = transferente quadrado unido poliéter; TQUSp = transferente quadrado unido e seccionado poliéter; TQUduop = transferente quadrado unido Duolay químico poliéter; TQUSduop =

transferente quadrado unido e seccionado Duolay químico poliéter; TQUduoFp = transferente quadrado unido Duolay foto poliéter; TQUduoF = transferente quadrado unido e seccionado Duolay foto poliéter; TRs = transferente redondo silicona por condensação; TQs = transferente quadrado silicona por condensação; TQUs = transferente quadrado unido silicona por condensação; TQUSs = transferente quadrado unido e seccionado silicona por condensação; TQUduos = transferente quadrado unido Duolay químico silicona por condensação; TQUduos = transferente quadrado unido e seccionado Duolay químico silicona por condensação; TQUduoFs = transferente quadrado unido Duolay foto silicona por condensação; TQUduoFs = transferente quadrado unido e seccionado Duolay foto silicona por condensação

4.3 CONFECÇÃO DO MODELO MESTRE

Para a realização deste trabalho foi confeccionado um modelo mestre de resina acrílica autopolimerizável incolor (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, Ill., USA) com as seguintes dimensões: 50mm de comprimento, 20mm de largura e 15mm de altura. Quatro implantes Neodent, lote número 140207 (Titamax, Neodent, Curitiba, Brasil), do tipo hexágono externo, com 3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento, foram fixados no modelo mestre. Para fixação dos implantes, uma barra cirúrgica do Sistema Neopronto, lote número 92327 (Neodent, Curitiba, Brasil) (Figura 2) foi utilizada como guia e, quatro perfurações foram realizadas no modelo com broca cirúrgica 3.0mmx15mm (Neodent, Curitiba, Brasil), montada em motor Driller BLM 600 Plus (Driller, São Paulo, Brasil), sob refrigeração. As perfurações foram realizadas com diâmetro maior do que os implantes, permitindo que estes fossem travados no modelo mestre por meio do acréscimo, ao redor dos implantes, da mesma resina acrílica, porém condensada no referido espaço, ainda na fase plástica. Os implantes foram fixados no modelo com posicionamento semelhante ao

dos dentes na arcada humana e numerados de 1 a 4, no sentido horário (Figuras 3 e 4). A disposição, o paralelismo e a distância entre os implantes foram fornecidos pela barra cirúrgica.



Figura 2 - Barra cirúrgica do Sistema Neopronto (Neodent)



Figura 3 - Barra cirúrgica do Sistema Neopronto (Neodent) posicionada sobre o modelo mestre

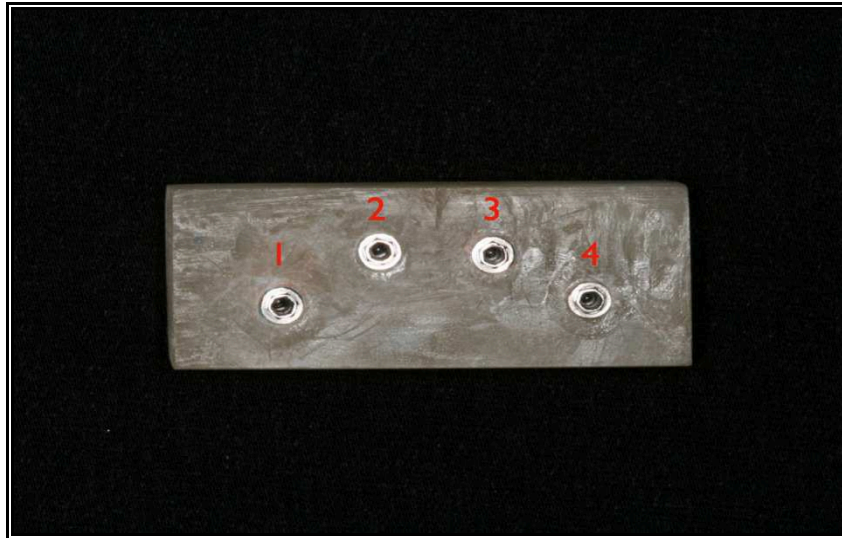


Figura 4 - Modelo mestre numerado em sentido horário

4.4 CONFECCÃO DA SUPRA-ESTRUTURA MESTRE

Uma supra-estrutura foi encerada sobre cilindros calcináveis tipo UCLA, sem anti-rotacional e com cinta de Tilite (Neodent, lote número 666464, Curitiba, Brasil), adaptados aos implantes anteriormente fixados no modelo mestre (Figura 5). A supra-estrutura foi fundida com liga Tilite - níquel-cromo-titânio (Talladium do Brasil, Curitiba, Paraná, Brasil) pelo método de cera perdida (Figuras 6 e 7), conforme descrito no trabalho de De La Cruz et al. (2002) A adaptação e passividade de assentamento da supra-estrutura sobre o modelo mestre foram verificadas por meio de exame clínico visual, pressão dos extremos, sondagem com sonda exploradora nº5 (Duflex, SSWhite, Juiz de Fora, MG, Brasil), observação de imagens digitais das faces vestibular e lingual obtidas com a câmera digital Canon Rebel 300D (Canon Inc., Tokyo, Japan) e pelo teste do parafuso único de Sheffield

(Henry et al., 1997; Kan et al., 1999). Após estas verificações, o conjunto supra-estrutura/modelo mestre, foi levado ao microscópio Mensurador Linear Olympus STM (Olympus, Tokyo, Japan), para verificação da precisão de assentamento da interface supra-estrutura/implantes do modelo mestre, com aumento de 30x e precisão de 0,001mm.

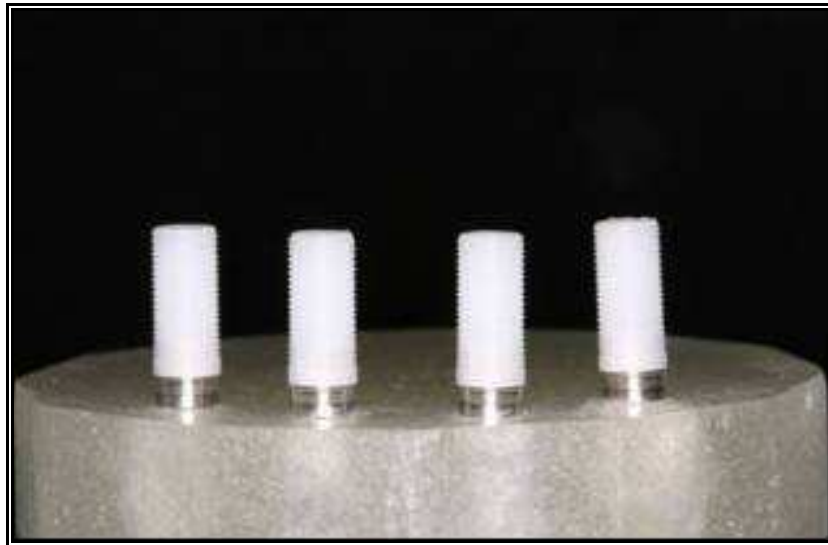


Figura 5 - Cilindros calcináveis (vista frontal)



Figura 6 - Supra-estrutura mestre (vista inferior)



Figura 7 - Supra-estrutura mestre (vista vestibular)

4.5 GRUPO CONTROLE

Ao conjunto modelo mestre e supra-estrutura se denominou Grupo Controle, servindo como padrão de adaptação e mensuração para os corpos-de-prova (Figuras 8, 9 e 10).

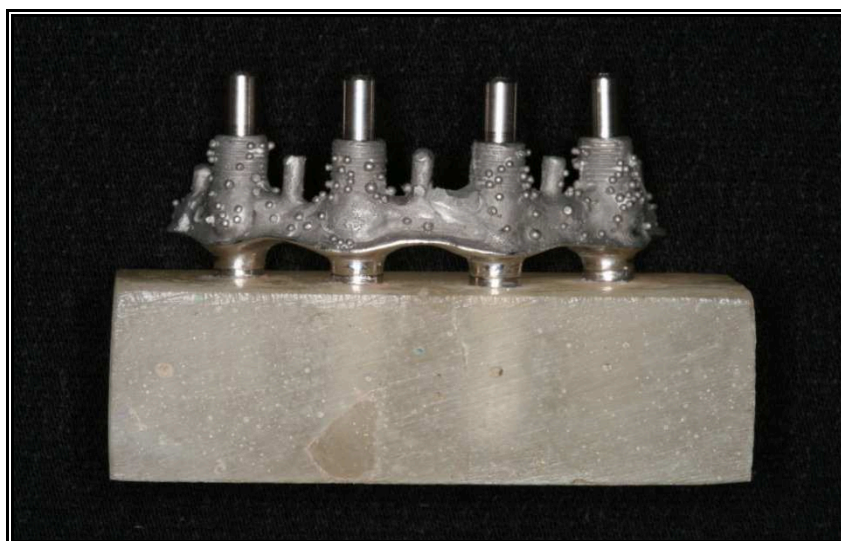


Figura 8 - Grupo Controle (modelo e supra-estrutura mestre)



Figura 9 – Grupo Controle (vista vestibular) 5x



Figura 10 – Grupo Controle (vista lingual) 5x

4.6 CONFECÇÃO DAS MOLDEIRAS INDIVIDUAIS

Para a confecção das moldeiras individuais que foram posteriormente utilizadas para moldagem, foi realizado alívio do grupo controle com uma lâmina de cera nº 7 (Uraby, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 11). Em seguida foi efetuada a moldagem com Stern Tek (Stern Gold, Germany) e o molde preenchido com gesso especial tipo IV (Troquel/Quattro, Polidental, Brasil). O modelo obtido foi incluído de maneira similar à realizada nos procedimentos de inclusão e acrilização de próteses totais e foram prensadas as moldeiras individuais de resina acrílica (Bränemark et al., 1985). Após a polimerização da resina, as peças foram removidas da mufla, os excessos de resina removidos e realizada a prova da moldeira sobre o grupo controle. O procedimento foi repetido até a obtenção de oitenta moldeiras individuais, sendo que cinco moldeiras foram destinadas a cada grupo estudado. As moldeiras destinadas à técnica de moldagem com transferentes quadrado foram perfuradas para permitir o acesso aos parafusos dos transferentes (Figuras 12a e 12b).



Figura 11 - Grupo Controle aliviado com cera rosa nº7



Figura 12a - Moldeira individual destinada à técnica de moldagem indireta

Figura 12b – Moldeira individual perfurada destinada à técnica de moldagem direta

4.7 MOLDAGEM E OBTENÇÃO DOS MODELOS

Neste estudo foram utilizados transferentes redondos, lote número 700399 (Neodent, Curitiba, Brasil) (Figuras 13 e 14) e quadrados, lote número 679564 (Neodent, Curitiba, Brasil) (Figuras 15 e 16). Para as técnicas que utilizaram transferentes unidos (Bränemark et al., 1985), a união foi utilizada com fio dental (Oral B, Gillette do Brasil, Brasil) e resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg. Co., Worth, Ill., USA), ou resina acrílica Duolay (Vipi, São Paulo, Brasil) (Figuras 17, 18 e 19). Esta última, fornecida com um líquido para ativação química e outro líquido para fotoativação. Quando utilizada a resina Duralay química, após o trespasse do fio dental pelos quatro transferentes, foi aplicada a resina acrílica pela “técnica do pincel” sobre o fio e envolta dos transferentes e aguardados vinte minutos antes do procedimento de moldagem. Nas técnicas com seccionamento, após estes vinte minutos, foram feitas a secção entre os transferentes com disco diamantado de dupla face (Fava, São Paulo, SP, Brasil), nova união com a mesma resina acrílica e

aguardados novamente vinte minutos antes da moldagem. Nas técnicas com a utilização da resina acrílica Duolay química, os procedimentos foram os mesmos, tanto para as técnicas com seccionamento, como para as técnicas sem seccionamento. Já no uso da resina acrílica Duolay fotoativada após o trespasse do fio dental pelos transferentes, a resina acrílica foi aplicada e fotopolimerizada em torno de quatro minutos, quando utilizada a técnica sem seccionamento (dois minutos pela vestibular e dois minutos pela lingual); e em torno de dez minutos quando utilizada a técnica com seccionamento (quatro minutos pré-seccionamento, dois minutos para secção, e mais quatro minutos para nova união). O aparelho fotopolimerizador utilizado foi um Optilux 401 com lâmpada halógena (Demetron, Kerr Corp, Danbury, CT, USA).



Figura 13 – Transferente redondo



Figura 14 – Transferente redondo (vista aproximada)



Figura 15 - Transferente quadrado



Figura 16 - Transferente quadrado (vista aproximada)



Figura 17 - Transferentes quadrados unidos com fio dental

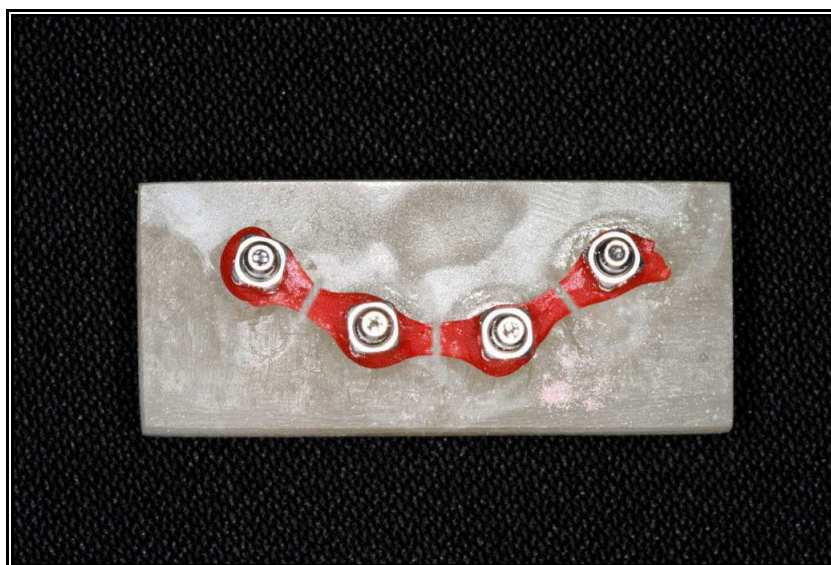


Figura 18- Transferentes quadrados unidos com fio dental (seccionados após união com RAAQ)



Figura 19 - Transferentes quadrados (nova união com RAAQ)

Na moldagem realizada pela técnica de moldeira fechada, os transferentes foram removidos do modelo mestre, acoplados as suas respectivas réplicas e reposicionados no molde. Na técnica de moldeira aberta, como os transferentes foram removidos durante a moldagem, houve simplesmente o acoplamento das réplicas aos transferentes. Todos os componentes utilizados foram da marca comercial Neodent (Neodent, Curitiba, Brasil). Dos 16 grupos experimentais, oito grupos foram moldados com poliéter (Impregum, 3M ESPE, Seefeld, Germany) e oito com silicone por condensação (Speedex, Coltène AG, Altstätten SG, Suíça). Os materiais foram manipulados seguindo as instruções dos fabricantes e o poliéter e o material leve do silicone por condensação, levados ao modelo e à moldeira com auxílio de seringa para moldagem (JON, São Paulo, Brasil). A moldeira carregada de material foi levada em posição no modelo e mestre e assim mantida durante oito minutos. Decorrido este período, o molde foi removido e, após trinta minutos, vazado sob vibração mecânica (VH Soft Line, Araraquara,

São Paulo, Brasil), com gesso especial tipo IV (Troquel/Quatro, Polidental, Brasil), na proporção de 25g de pó/5ml de água. Após duas horas do preenchimento do molde pelo gesso, e obtida a cristalização completa do material os modelos foram removidos dos moldes para análise.

4.8 ANÁLISE DOS MODELOS

A adaptação da supra-estrutura mestre sobre os implantes foi avaliada em todos os modelos (Figuras 20, 21 e 22) e as medições foram realizadas em um microscópio mensurador linear (Measuring Microscope STM - OLYMPUS® , Tokyo, Japan) com precisão de 0,0005mm e aumento de 30x (Figura 23) no laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Unicamp em Piracicaba, SP, Brasil. Anteriormente a análise, a supra-estrutura foi aparafusada, com torque de 30Ncm (Dyna Torq, ITL Dental, Irvine, CA, USA, nº série 222851), seguindo a sequência de apertamento dos implantes: 2, 3, 4 e 1. As mensurações foram realizadas no ponto central, previamente demarcados na supra estrutura mestre por meio de broca (número 3203, KG Sorensen, São Paulo, Brasil), da face vestibular e lingual de cada implante e repetidas três vezes (Figuras 24, 25, 26, 27 e 28).

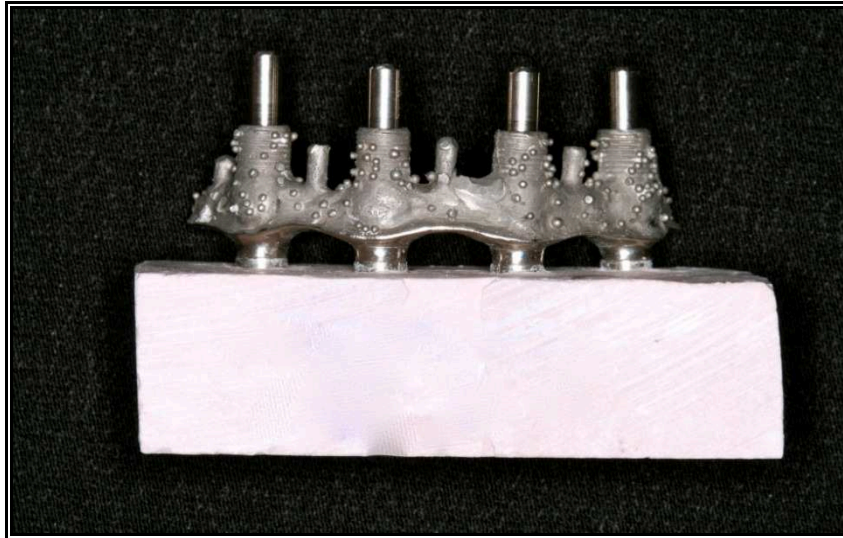


Figura 20 - Supra-estrutura mestre fixada sobre corpo-de-prova

A leitura no microscópio se dava pela medida da interface existente entre a supra-estrutura mestre e os implantes dos corpos-de-prova. O modelo foi colocado centralmente sob o charrier do microscópio e obtido o foco. Este equipamento proporciona a leitura em três eixos: x, y e z, porém neste trabalho, foi utilizado somente o eixo x para a medição da interface avaliada, visto que o propósito deste trabalho foi verificar a interface somente em um plano. A medição desta interface foi realizada colocando-se o cursor (mira) do microscópio nas margens da interface existente e a medida era registrada digitalmente no visor do aparelho.

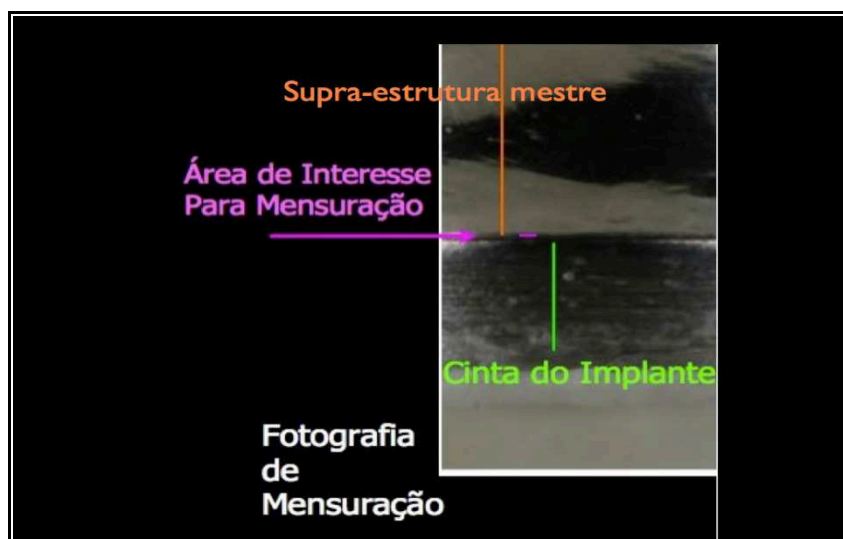


Figura 21 - Ilustração da região de avaliação (Implante 1 - GrupoTQp 1)

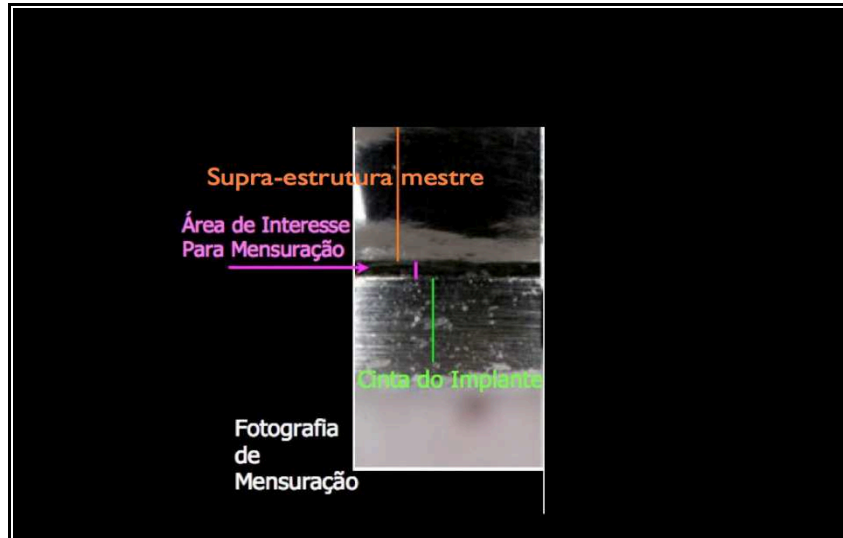


Figura 22 - Ilustração da região de avaliação (Implante 2 - GrupoTRp 1)



Figura 23 - Microscópio Mensurador Linear Olympus STM

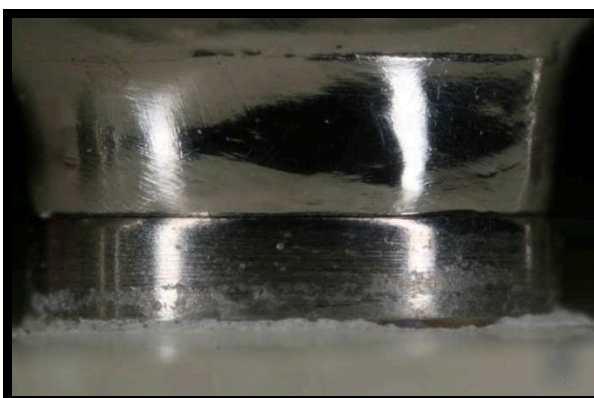


Figura 24 – Fotografia digital 5x –Grupo Controle- Primeiro Implante

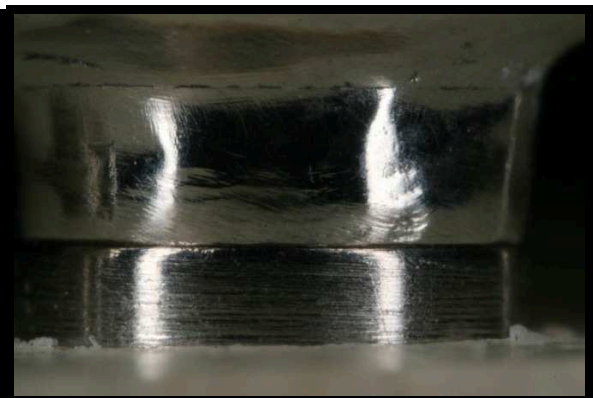


Figura 25 – Fotografia digital 5x –Grupo Controle- Segundo Implante

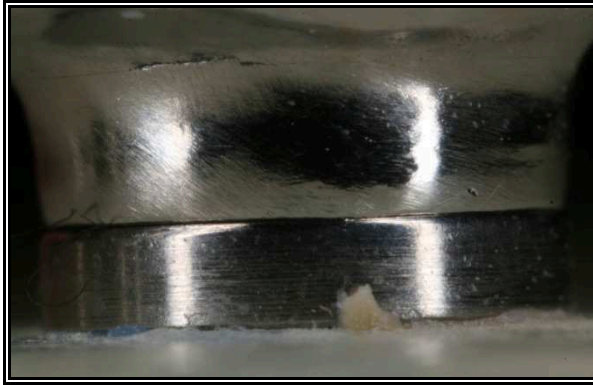


Figura 26 – Fotografia digital 5x -Grupo Controle- Terceiro Implante

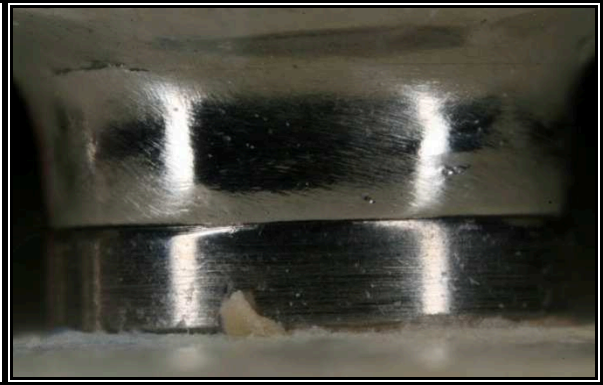


Figura 27– Fotografia digital 5x -Grupo Controle- Quarto Implante

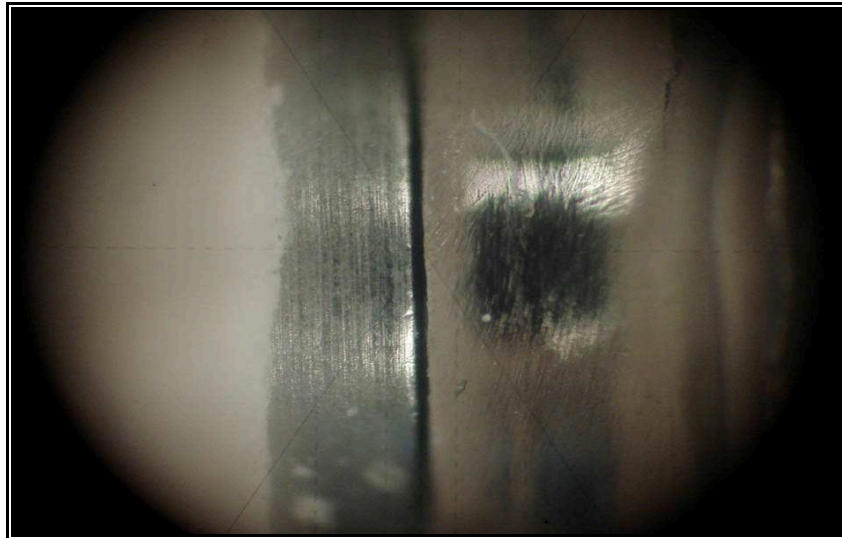


Figura 28 – Vista do corpo-de-prova sendo avaliado no microscópio Mensurador Linear Olympus STM

4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística foi utilizada a média, vestibular e lingual, das três repetições de leitura de cada implante e de cada corpo-de-prova. Com auxílio do software Bioestat 5.0 foi realizada a análise de aderência ao padrão de normalidade

das médias, utilizando para isto o teste Kolmogorov-Smirnov, aderência Lilliefors. Quando as médias se mostraram paramétricas foi utilizado o teste T para amostras independentes ($p \leq 0,05$) e quando se apresentaram não paramétricas foi utilizado o teste de Mann-Whitney ($p \leq 0,05$).

5 RESULTADOS

Para facilitar a análise comparativa e a descrição dos resultados este capítulo foi dividido em três partes, a saber:

5.1 AVALIAÇÃO DO MATERIAL DE MOLDAGEM

Tabela 1 - Avaliação do material de moldagem

Grupo	Tipo de transferente	Material moldagem	Técnica	Tipo de união	Média (dp)	Valor de p
1	Redondo	Poliéter	Indireta	-----	0,0198 (0,0057)	0,670 NS
9	Redondo	Silicona	Indireta	-----	0,0960 (0,1263)	
2	Quadrado	Poliéter	Direta	-----	0,0162 (0,0064)	0,695 NS
10	Quadrado	Silicona	Direta	-----	0,0205 (0,0219)	
3	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica	0,0079 (0,0065)	0,129 NS
11	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica	0,0020 (0,0022)	

Grupo	Tipo de transferente	Material moldagem	Técnica	Tipo de união	Média (dp)	Valor de p
4	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0027 (0,0027)	0,402 NS
12	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0053 (0,0059)	
5	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica	0,0122 (0,0087)	0,200 NS
13	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica	0,0108 (0,0038)	
6	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0514 (0,1118)	0,835 NS
14	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0009 (0,0005)	
7	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada	0,0545 (0,0711)	0,012 SIG
15	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada	0,0005 (0,0001)	
8	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada + Seccionados e novamente unidos	0,0116 (0,0039)	0,676 NS
16	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada + Seccionados e novamente unidos	0,0098 (0,0136)	

5.2 AVALIAÇÃO DO MATERIAL DE UNIÃO

Tabela 2 - Avaliação do material de união nos grupos moldados com poliéster

Grupo	Tipo de transferente	Material moldagem	Técnica	Tipo de união	Média (dp)	Valor de p
3	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duralay química	0,0079 (0,0065)	0,061 NS
5	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duolay química	0,0122 (0,0087)	
3	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duralay química	0,0079 (0,0065)	0,144 NS
7	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada	0,0545 (0,0711)	
4	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duralay química + Seccionados e novamente unidos	0,0027 (0,0027)	0,835 NS
6	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duolay química + Seccionados e novamente unidos	0,0514 (0,1118)	

Grupo	Tipo de transferente	Material moldagem	Técnica	Tipo de união	Média (dp)	Valor de p
4	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0027 (0,0027)	0,004 SIG
8	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada + Seccionados e novamente unidos	0,0116 (0,0039)	
5	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica	0,0122 (0,0087)	0,012 SIG
7	Quadrado	Poliéter	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada	0,0545 (0,0711)	

Tabela 3 - Avaliação do material de união nos grupos moldados com silicona por condensação

Grupo	Tipo de transferente	Material moldagem	Técnica	Tipo de união	Média (dp)	Valor de p
11	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica	0,0020 (0,0022)	0,916 NS
13	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay química	0,0108 (0,0038)	
11	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica	0,0020 (0,0022)	0,193 NS
15	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada	0,0005 (0,0001)	

Grupo	Tipo de transferente	Material moldagem	Técnica	Tipo de união	Média (dp)	Valor de p
12	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0053 (0,0059)	0,175 NS
14	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0009 (0,0005)	

12	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0053 (0,0059)	0,835 NS
16	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada + Seccionados e novamente unidos	0,0098 (0,0136)	

13	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica	0,0108 (0,0038)	0,916 NS
15	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada	0,0005 (0,0001)	

14	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0009 (0,0005)	0,676 NS
16	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay fotoativada + Seccionados e novamente unidos	0,0098 (0,0136)	

5.3 AVALIAÇÃO DA TÉCNICA COM E SEM SECCIONAMENTO

Tabela 4 - Avaliação da técnica com e sem seccionamento nos grupos moldados com poliéster

Grupo	Tipo de transferente	Material moldagem	Técnica	Tipo de união	Média (dp)	Valor de p
3	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica	0,0079 (0,0065)	0,158 NS
4	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0027 (0,0027)	
5	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica	0,0122 (0,0087)	0,094 NS
6	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0514 (0,1118)	
7	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + resina acrílica duolay fotoativada	0,0545 (0,0711)	0,144 NS
8	Quadrado	Poliéster	Direta	Fio dental + Resina acrílica duolay fotoativada + Seccionados e novamente unidos	0,0116 (0,0039)	

Tabela 5 - Avaliação da técnica com e sem seccionamento nos grupos moldados com silicona por condensação

Grupo	Tipo de transferente	Material moldagem	Técnica	Tipo de união	Média (dp)	Valor de p
11	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica	0,0020 (0,0022)	0,331 NS
12	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duralay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0053 (0,0059)	
13	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica	0,0108 (0,0038)	0,203 NS
14	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina duolay quimica + Seccionados e novamente unidos	0,0009 (0,0005)	
15	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina acrílica duolay fotoativada	0,0005 (0,0001)	0,092 NS
16	Quadrado	Silicona	Direta	Fio dental + Resina acrílica duolay fotoativada + Seccionados e novamente unidos	0,0098 (0,0136)	

6 DISCUSSÃO

Atualmente as técnicas de moldagem mais preconizadas são a com “moldeira fechada ou indireta”, que utiliza transferentes redondos; e a técnica denominada de “moldeira aberta ou direta”, que utiliza transferentes quadrados, unidos ou não (Humphries et al., 1990; Spector et al., 1990; Carr 1991-1992; Assif et al., 1992; Hsu et al., 1993). Embora estas técnicas sejam as mais comumente descritas na literatura, vários autores descreveram técnicas alternativas para moldagem de transferência, objetivando melhor precisão e redução de custos e tempo clínico (Rasmussen, 1987; Ivanhoe et al., 1991; Assif et al., 1994; McCartney & Pearson, 1994; Shiau et al., 1994; Hussaini & Wong, 1997; Eid, 2004; Barnabé et al., 2005).

Na técnica indireta as variações se relacionam, na maioria dos casos, com o tipo de material de moldagem e de moldeiras utilizados. As distorções inerentes a esta técnica, geralmente, estão relacionadas ao reposicionamento dos transferentes dentro das moldagens (Spector et al., 1990; Carr, 1991).

Na técnica direta, usada com larga frequência desde sua preconização por Bränemark et al. (1985), os transferentes quadrados podem ser unidos com resina acrílica. Embora vários autores venham pesquisando a eficácia desta técnica (Humphries et al., 1990; Spector et al., 1990; Carr, 1991-1992; Assif et al., 1992, Goiato et al., 1998), até o momento os resultados não foram conclusivos quanto à sua superioridade em relação às outras técnicas de transferência (Humphries et al., 1990; Spector et al., 1990).

Neste trabalho, além das técnicas com os transferentes não unidos, foram comparadas as técnicas que utilizam a união dos transferentes com resina acrílica e as técnicas que após a união dos transferentes, esta foi seccionada e os transferentes novamente unidos com menor quantidade de resina a fim de minimizar o efeito distorsivo do material (Rasmussen, 1987; Ivanhoe et al., 1991; Dumbrigue et al., 2000). A união dos transferentes na técnica direta pode ser realizada somente com resina acrílica auto ou fotopolimerizável (Assif et al., 1999), com resina acrílica autopolimerizável associada a fio dental (Humphries et al., 1990; Assif et al., 1996), com resina acrílica autopolimerizável associada a fios ortodônticos e até mesmo com uso de barras ou pinos pré-fabricados (Dumbrigue et al., 2000; Naconecy et al., 2004). As resinas acrílicas autopolimerizáveis tem sido o material mais utilizado, entretanto, pela contração em torno de 21% que ocorre durante a polimerização (Mojon et al., 1990), distorções são associadas ao uso deste material na união dos transferentes (Spector et al., 1990; McDonnell et al., 2004). Além disto, um dos grandes inconvenientes do uso das resinas acrílicas autopolimerizáveis na união dos transferentes se dá pela grande demanda de tempo necessário para execução da técnica, resultando em maior cansaço do paciente e onerando o custo de tratamento devido ao aumento de tempo clínico necessário. Por esses motivos, foram testadas neste trabalho, técnicas com a união realizada com resina acrílica fotopolimerizável, o que poderia minimizar o custo do tratamento devido a redução no tempo clínico exigido para execução da técnica, além de tornar o tratamento mais confortável para o paciente.

Neste estudo, os implantes foram fixados, no modelo mestre, paralelos uns aos outros (Humphries et al., 1990; Spector et al., 1990, Carr, 1991), embora alguns pesquisadores tenham utilizado inclinações divergentes inferiores a 15°

(Humphries et al., 1990; Carr, 1991; Assif et al., 1992). Segundo (Lekholm, 1983; Spector et al., 1990; Ivanhoe et al., 1991), a disposição paralela dos implantes deve ser utilizada nos estudos experimentais por ser a mesma adotada nos trabalhos de prótese protocolo com implantes múltiplos (Bränemark et al., 1977). Embora haja divergência na literatura sobre a dificuldade de obter moldagens de transferência precisas em virtude do paralelismo dos implantes (Carr, 1991; Phillips et al., 1994), isto não é consenso entre os autores e parece dizer mais respeito ao posicionamento, anterior ou posterior, na arcada (Carr, 1992) e ao tipo de conexão, externa ou interna (Vigolo et al., 2003). Segundo Carr (1992), em uma pesquisa que avaliou a precisão das técnicas direta e indireta com implantes posteriores divergentes em quinze graus, esta divergência não resultou em grande estresse sobre o material de moldagem, o que, segundo o autor, explica a ausência de diferença entre as técnicas. Em outro trabalho realizado por Carr (1991) em um arco edêntulo com cinco implantes divergentes, o estresse gerado foi sensivelmente maior, justificando o melhor resultado da técnica direta.

O procedimento de mensuração com o microscópio Mensurador Olympus STM foi utilizado por ter precisão (0,001mm) e eficácia comprovadas cientificamente (Spector et al., 1990, Carr, 1991-1992; Assif et al., 1992; Phillips et al., 1994, Burawi et al., 1997; Goiato et al., 1998, Herbst et al., 2000). Outros trabalhos tiveram a precisão aferida por microscópios com outra precisão, 0,03mm (Humphries et al., 1990) e/ou outro tipo de aparelho mensurador, como perfilômetros e softwares (Hsu et al. 1993; Assunção et al., 2008).

Em relação à avaliação do material de moldagem, neste trabalho foram estudados o poliéter e a silicona por condensação. O poliéter é tido como material de eleição para as moldagens em próteses sobre implantes, juntamente com as

siliconas de adição (Bränemark et al., 1985; Tjan et al., 1986; Zarb & Schmitt, 1990; Wee, 2000; Martins et al., 2004; Chee & Jivraj, 2006; Lee et al., 2008). A avaliação da silicona por condensação foi realizada em virtude do seu uso frequente nas clínicas particulares e cursos de odontologia, o que ocorre em decorrência do custo ser inferior ao do poliéter. Trabalhos disponíveis na literatura demonstram que não ocorre prejuízo na fidelidade dos modelos mesmo quando a moldagem é realizada com materiais como, por exemplo, o alginato (Assif et al., 1992) e a própria silicona por condensação (Clancy et al., 1983; Johnson & Craig, 1985). Nos grupos TR (1 e 9) não há aprisionamento dos transferentes, que normalmente são cônicos ou expulsivos, pelo material de moldagem, e estes, após a remoção do molde, são recolocados novamente no interior do molde. Já os transferentes quadrados, grupos TQ (2 e 10) que são retentivos, ficam retidos no material de moldagem, sendo removidos juntamente com o molde. Embora a contração do material de moldagem e a força realizada no ato de remoção do molde pudessem alterar a posição dos transferentes dentro do molde, isso não foi observado no presente trabalho. Os resultados observados, estão em conformidade com os trabalhos de Spector et al., (1990) e Assif et al. (1992), e divergem dos resultados obtidos por Goiato et al., (1998) e Assunção et al. (2004), onde a silicona por condensação apresentou maior distorção, principalmente por contração do material.

Nos grupos 3, 4, 5, 6, 7, 8, 11, 12, 13, 14, 15 e 16 (TQU_{up}, TQU_{Sp}, TQU_{Duop}, TQU_{SDuop}, TQU_{DuoFp} e TQU_{SDuoFp}, TQU_s, TQU_{Ss}, TQU_{Duos}, TQU_{SDuos}, TQU_{DuoFs}, TQU_{SDuoFs}, respectivamente) apesar dos transferentes também serem capturados pelo material de moldagem, havia união rígida entre eles, o que provavelmente minimizou a distorção (Hsu et al., 1993; Phillips et al., 1994; Goiato et al., 1998; Herbst et al., 2000; Pereira et al., 2005).

Apesar de vários trabalhos na literatura (Luebke et al., 1979; Eames et al., 1979; Lacy et al., 1981; Clancy et al., 1983; Johnson & Craig, 1985; Tjan et al., 1986; Humphries et al., 1990; Wee, 2000; Martins et al., 2004; Chee & Jivraj, 2006) apontarem o poliéter como material mais fiel e com melhor estabilidade dimensional que a silicona por condensação, e ser um material de eleição na moldagem de transferência de implantes, isto não foi confirmado pelo presente trabalho, já que os resultados observados foram: Grupo 1 x Grupo 9 - $p= 0,670$; Grupo 2 x Grupo 10 - $p= 0,695$; Grupo 3 x Grupo 11 - $p= 0,129$; Grupo 4 x Grupo 12 - $p= 0,402$; Grupo 5 x Grupo 13 - $p= 0,200$; Grupo 6 x Grupo 14 - $p= 0,835$; Grupo 8 x Grupo 16 - $p= 0,676$. Neste estudo o uso da silicona por condensação se mostrou viável, já que quando comparado com o poliéter não foi observada diferença estatística significativa, exceto quando comparados os grupos 7 (TQU DuoFp) e 15 (TQU DuoFs), com $p=0,012$. Acredita-se que não houve diferença significativa entre os grupos em virtude do tempo decorrido entre a moldagem e vazamento dos moldes, que neste trabalho foi de trinta minutos, já que os trabalhos estudo que verificaram diferença significativa a favor dos poliéteres, são aqueles que realizaram vazamento tardio, quase sempre após 24h e/ou segundos vazamentos (Luebke et al., 1979; Tjan et al., 1986). Com relação a diferença significativa observada quando comparados os grupos 7 (TQU DuoFp) e 15 (TQU DuoFs), ela talvez possa ser creditada a resistência do material de moldagem, maior na silicona, pelo uso do material pesado, do que no poliéter, minimizando uma possível distorção provocada pelo material de união (Duolay), com reação de polimerização por meio de luz, onde talvez, o aparelho fotopolimerizador não tenha sido capaz de exercer sua completa polimerização, embora tenha sido utilizado o dobro do tempo prescrito na bula do material, ou até mesmo que esta polimerização tenha provocado uma alteração

(contração) aumentada do material. Esta contração, quando utilizado o mesmo modo de polimerização, ou seja, a luz, parece ter sido minimizada quando foi empregada a técnica de secção e nova união dos transferentes (grupos 8-TQUSDuoFp e 16-TQUSDuoFs), já que neste caso a quantidade de resina utilizada na nova união foi inferior a utilizada na técnica sem secção. Desta forma, concordamos com a afirmativa de Holst et al. (2007), de que o uso da silicona por condensação, desde que, observado o tempo para vazamento dos moldes, pode ser viabilizado, devido ao menor custo.

Em relação à avaliação do material de união, a opção pelo uso da resina acrílica Duolay, com polimerização química ou por luz, foi realizada objetivando encontrar um material de união dos transferentes que pudesse ser utilizado de forma segura, eficaz e rápida, principalmente pela ativação por luz, o que reduziria o tempo de união dos quatro transferentes em torno de quatro minutos, quando utilizada a técnica sem seccionamento (dois minutos pela vestibular e dois minutos pela lingual); e de dez minutos quando utilizada a técnica com seccionamento (quatro minutos pré-seccionamento, dois minutos para secção, e mais quatro minutos para nova união), quando comparado com os vinte minutos utilizados na técnica sem seccionamento e quarenta minutos utilizados na técnica com secção gastos quando utilizada a resina Duralay convencional (Mojon et al., 1990). Isto se mostrou possível em diversos grupos testados, pois diferença estatisticamente significante da adaptação só foi verificada quando comparados os grupos 4 (TQUSp) e 8 (TQUSDuoFp) ($p=0,004$) e 5 (TQUDuop) e 7 (TQUDuoFp) ($p=0,012$). Possivelmente, nos dois casos, isto pode ter ocorrido por falta ou pelo excesso de polimerização da resina Duolay por meio de luz. Tempo insuficiente ou tempo excessivo de aplicação da luz, aplicação inadequada da luz pelo operador,

volatilização do líquido da resina ou ainda a excessiva exposição do monômero a luz ambiente, podem gerar maior contração da resina acrílica Duolay (Kim et al., 2006). O fato da diferença só ter ocorrido no grupo em que a moldagem foi realizada com poliéter, pode ser justificado pela maior rigidez da silicona por condensação, o que pode ter impedido a maior movimentação dos transferentes dentro dos moldes. As alterações observadas quando utilizada a resina Duralay podem ter sido minimizadas em decorrência deste material já ter sido amplamente estudado e ter protocolos de uso comprovados (Mojon et al., 1990). Como neste trabalho somente foi verificada diferença estatisticamente significativa nos grupos supra-citados, acreditamos ser viável o uso da resina acrílica Duolay na união de transferentes, desde que sejam observadas a correta indicação do material e da execução da técnica escolhida.

Na avaliação das técnicas com e sem seccionamento não foi observada diferença significativa entre os grupos avaliados (Tabelas 4 e 5). Este resultado está em conformidade com os trabalhos de Hsu et al. (1993), Herbst et al. (2000) e Kim et al. (2006). Em virtude da contração de polimerização apresentada pelas resinas acrílicas, vários pesquisadores tem estudado formas de minimizar a distorção apresentada por este material (Rasmussen, 1987; Ivanhoe et al., 1991; Shiau et al., 1994, Assif et al., 1994; Hussaini & Wong, 1997; Dumbrigue et al., 2000). Segundo Mojon et al. (1990) a redução no volume de resina acrílica utilizada na união dos transferentes reduziria a contração do material, porém não foi o observado neste estudo, talvez pela excelência dos componentes protéticos e materiais de moldagem utilizados, atenção em relação ao tempo de polimerização das resinas e de tempo de vazamento dos moldes obtidos.

O grupo controle deveria apresentar números de passividade total, ou seja, zero de desadaptação. A pequena desadaptação obtida, com a média de assentamento da supra-estrutura de 0,0002mm, pode ser justificada pelas variáveis inerentes ao desenvolvimento de trabalhos envolvendo próteses, como, distorção dos materiais de confecção dos modelos de trabalho e de enceramento dos padrões de fundição, das ligas metálicas e processos de fundição como também da inabilidade clínica de verificar a desadaptação de uma supra-estrutura (Assif et al., 1992; Kan et al., 1999; Sahin & Çehreli, 2001; Hamata et al., 2005).

Este estudo, por se tratar de um trabalho in vitro, não contou com diversas variáveis adversas da clínica diária na execução de trabalhos implantossuportados, como por exemplo, a presença de saliva, dificuldade de adaptação dos componentes de moldagem e/ou protéticos, limitação de abertura bucal, angulação de implantes, adaptação precisa das moldeiras e outros. Ainda assim, foi observada uma grande dificuldade, independente da técnica adotada, de obtenção de modelos fiéis e facilmente reproduzíveis com os procedimentos de moldagem de transferência de implantes múltiplos. Desta forma, acredita-se que mesmo quando utilizada uma técnica de moldagem recomendada, é de extrema importância que todos os outros fatores envolvidos nos trabalhos de prótese implantossuportadas sejam cuidadosamente observados para tornar possível a obtenção da passividade desejada.

Em virtude das características e dificuldades supra-citadas, acredita-se na necessidade de mais trabalhos para que se possa confirmar os resultados encontrados neste estudo e se chegar a uma conclusão deste assunto imprescindível para o sucesso dos trabalhos reabilitadores com implantes osseointegrados.

7 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos foi possível concluir que:

- a) o uso das técnicas com transferentes unidos ou com transferentes não unidos não alterou a precisão de adaptação da supra-estrutura nos modelos;
- b) o uso da silicona por condensação e do poliéter em moldagens de transferência não alterou a precisão de adaptação da supra-estrutura nos modelos, exceto nos grupos 7 (TQU DuoFp) e 15 (TQU DuoFs) ($p=0,012$);
- c) a precisão de adaptação da supra-estrutura nos modelos não foi influenciada pelo uso das diferentes resinas na união dos transferentes, exceto nos grupos 4 (TQU Sp) e 8 (TQU DuoFp) ($p=0,004$) e 5 (TQU DuoP) e 7 (TQU DuoFp) ($p=0,012$);
- d) o uso da resina quimicamente ativada para união dos transferentes proporcionou melhor adaptação da supra-estrutura nos modelos.

REFERÊNCIAS¹

1. Assunção WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dent* 2008;17(3): 248-256.
2. Bränemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3(2): 81-100.
3. Lekholm U. Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1983; 50(1): 116-120.
4. Bränemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16: 1-132.
5. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1(1): 11-25.
6. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52(2): 155-170.
7. Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50(3): 399-410.
8. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent* 1990; 64(1): 53-61.
9. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Bränemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1986; 57(4): 285-289.

¹ Referências elaboradas segundo o modelo Vancouver

10. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 2000; 84(6): 602-607.
11. Zarb GA, Zarb FL. Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence Int* 1985 Jan; 16(1): 39-42.
12. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49(6): 843-848.
13. Brunski JB. Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ* 1988; 52(12): 775-787.
14. Setz J, Kramer A, Benzing U, Weber H. Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(2): 107-111.
15. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6): 387-416.
16. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bränemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(4): 347-359.
17. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Bränemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(3): 241-247.
18. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995; 8(6): 511-516.
19. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(5): 620-625.
20. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9(4): 272-280.

21. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000; 83(5): 555-561.
22. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 405-411.
23. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003; 89(2): 186-192.
24. Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985.
25. Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1991; 66(3): 410-411.
26. Shiau JC, Chen LL, Wu CT. An accurate impression method for implant prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent* 1994; 72(1): 23-25.
27. Eid N. An implant impression technique using a plaster splinting index combined with a silicone impression. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6): 575-577.
28. Barnabé W, Santos Júnior GC, Mendonça Neto T, Rubo JH. Uso simplificado de moldeiras de estoque e barras de resina acrílica nas moldagens em implantodontia. *RBP Rev Bras Implantodon Prótese Sobre Implant* 2005; 12(46): 105-108.
29. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(6): 885-888.
30. Tjan AH, Whang SB, Tjan AH, Sarkissian R. Clinically oriented evaluation of the accuracy of commonly used impression materials. *J Prosthet Dent* 1986; 56(1): 4-8.
31. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 323-331.

32. Martins F, Araújo PSM, Barbieri W, Martins EOB, Dekon SFCl. Comparação da alteração dimensional linear de materiais de moldagem elastoméricos utilizados na transferência de posicionamento de implantes. *RBP Rev Bras Implantodon Prótese Sobre Implant* 2004; 11(42): 149-153.
33. Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J* 2006; 201(7): 429-432.
34. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992; 12(2): 112-121.
35. Luebke RJ, Scandrett FR, Kerber PE. The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. *J Prosthet Dent* 1979; 41(5): 517-521.
36. Eames WB, Wallace SW, Suway NB, Rogers LB. Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1979; 42(2): 159-162.
37. Lacy AM, Fukui H, Bellman T, Jendresen MD. Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: Polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. *J Prosthet Dent* 1981; 45(3): 329-333.
38. Clancy JM, Scandrett FR, Ettinger RL. Long-term dimensional stability of three current elastomers. *J Oral Rehabil* 1983; 10(4): 325-333.
39. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent* 1985; 53(4): 484-490.
40. Valle AL, Coelho AB, Scolaro JM. Avaliação do comportamento morfodimensional de materiais de moldagem utilizados em implantes dentais. *Rev FOB* 2001; 9(1/2): 41-48.
41. Assunção WG, Gennari Filho H, Goiato MC. Avaliação do comportamento de dois silicões nas moldagens para transferência de implantes com diferentes inclinações. *Rev Odontol Araçatuba* 2002; 23(1): 42-48.
42. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int* 2007; 38(1): 67-73.

43. Franco EB, Cunha LF, Benetti AR. Effect of storage period on the accuracy of elastomeric impressions. *J Appl Oral Sci* 2007; 15(3): 195-198.
44. 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; 6(3): 270-276.
45. Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995; 3(6): 247-253.
46. 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; 76(5): 500-509.
47. Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osteointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 83(2): 198-205.
48. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999; 12(2): 167-178.
49. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81(1): 7-13.
50. 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; 86(1): 20-23.
51. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001; 10(2): 85-92.
52. Hamata MM, Zuim PRJ, Rocha EP, Assunção WG. Adaptação passiva em implantes osseointegrados. *RBP Rev Bras Implantodon Prótese Sobre Implant* 2005 12(47/48): 228-235.
53. Rodrigues Júnior W, Montebello Filho A, Anselmo SM, Almeida RS. Assentamento passivo - revisão de literatura. *ImplantNews* 2006; 3(1): 43-46.

54. Cox JR, Brandt RL, Hughes HJ. A clinical pilot study of the dimensional accuracy of double-arch and complete-arch impressions. *J Prosthet Dent* 2002; 87(5): 510-515.
55. 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; 89(3): 250-255.
56. Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 1993; 6(4): 377-383.
57. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995; 8(2): 162-178.
58. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(3): 371-375.
59. Rasmussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; 57(2): 198-204.
60. Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6): 589-591.
61. Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent* 1997; 78(6): 550-553.
62. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent* 2000; 84(1): 108-110.
63. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1990; 64(6): 684-688.
64. Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont* 1992; 5(6): 542-549.
65. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: master cast verification, corrected cast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994; 71(2): 197-200.

66. De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(3): 329-336.
67. 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; 91(6): 538-540.
68. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(4): 331-336.
69. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63(4): 444-447.
70. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(4): 448-455.
71. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(4): 468-475.
72. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993; 69(6): 588-593.
73. Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein J. The Accuracy of Three Implant Impression Techniques: A Three-dimensional Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(5): 533-540.
74. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(2): 216-222.
75. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent* 1997; 77(1): 68-75.
76. 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; 77(3): 265-270.

77. Goiato MC, Domitti SS, Consani S. Influência dos materiais de moldagem e técnicas de transferência em implante, na precisão dimensional dos modelos de gesso. *JBC J Bras Odontol Clín* 1998; 2(8): 45-50.
78. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent* 2000; 83(5): 562-566.
79. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(2): 192-198.
80. Assunção WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent* 2004; 13(4): 358-366.
81. Pereira T, Santos Jr GC, Ferreira PM, Rubo JH. Precisão de técnicas de moldagem de transferência em implantodontia. *RBP Rev Bras Implantodon Prótese Sobre Implant* 2005; 12(46): 138-142.
82. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(5): 747-755.
83. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 349-356.
84. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 285-291.
85. 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: 669-674.
86. Wenz HJ, Reuter HU, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 39-47.
87. Del'Acqua MA, Arioli Filho JN, Compagnoni MA, Mollo FA Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 226-236.

88. Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Medical Engineering & Physics* 2009; 31: 758-763.

Autorizo cópia total ou parcial desta obra,
apenas para fins de estudo e pesquisa,
sendo expressamente vedado qualquer tipo
de reprodução para fins comerciais sem
prévia autorização específica do autor.

Júlio César Brigolini de Faria

Taubaté, março de 2010.