

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

WAGNER SOTERO FRAGOSO

Cirurgião-dentista

**ADAPTAÇÃO MARGINAL DE INFRA-ESTRUTURAS
IMPLANTO-RETIDAS OBTIDAS
POR TÉCNICA DE FUNDIÇÃO-SOBRE-ANÁLOGOS**

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

PIRACICABA

2005

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

WAGNER SOTERO FRAGOSO

Cirurgião-dentista

**ADAPTAÇÃO MARGINAL DE INFRA-ESTRUTURAS
IMPLANTO-RETIDAS OBTIDAS
POR TÉCNICA DE FUNDIÇÃO-SOBRE-ANÁLOGOS**

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

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques.

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques
Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita
Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

PIRACICABA

2005

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

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

F842a	<p>Fragoso, Wagner Sotero. Adaptação marginal de infra-estruturas implanto-retidas obtidas por técnica de fundição-sobre-análogos. / Wagner Sotero Fragoso. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.</p> <p>Orientador : Guilherme Elias Pessanha Henriques. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Prótese dentária parcial fixa. 2. Implantes dentários. 3. Titânio. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">(mg/fop)</p>
-------	---

Título em inglês: Marginal fit of implant-retained frameworks gotten from over-analog casting technique

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): Denture, partial, fixed; Dental implants; Titanium

Área de concentração: Prótese dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Guilherme Elias Pessanha Henriques; Marcelo Ferraz Mesquita; Ricardo Faria Ribeiro

Data da defesa: 23/02/2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

A **Deus**, que sempre me guiou e me deu disposição para prosseguir na trilha para concretização dos meus sonhos.

Aos meus pais, **Sisili e Edelza**, pela forma exemplar como educaram a mim e aos meus irmãos, e, acima de tudo, pelo apoio incondicional prestado sob gestos de amor, carinho e sacrifício pessoal na viabilização de meus estudos.

A minha avó, **Elza**, pela dedicação e pelas suas palavras de amor e fé, sempre constantes em minha vida, norteando as minhas atitudes e decisões.

Aos meus irmãos, **Thiago e Samya**, por sempre estarem ao meu lado em todos os momentos.

A minha noiva, **Marina**, pela sua confiança e pelo seu amor, visíveis em todos os seus gestos de carinho, dedicação e compreensão.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, por quem tive a honra de ser orientado, meus sinceros agradecimentos pela confiança e amizade. A serenidade, a ponderação e o senso ético e de justiça traduzem o profissional e o ser humano que é. Uma lembrança paradigmática que tomarei como referência no curso de minha existência.

À **Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo**, pelo imprescindível apoio financeiro prestado para a execução deste trabalho.

À **Conexão Sistemas de Prótese**, pelo material cedido para a realização deste estudo.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP – UNICAMP), na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. Thales Rocha de Matos Filho** e de seu Diretor Associado **Prof. Dr. Mario Fernando de Goes**.

Ao **Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen**, Coordenador do Curso de Pós-Graduação FOP-UNICAMP e ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica FOP-UNICAMP, pela seriedade na condução do Curso.

Aos **Profs. Drs. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo e Marcelo Ferraz Mesquita**, pela amizade, partilha de conhecimentos e valiosa colaboração prestada durante o Curso.

À **Profa. Dra. Glaucia Maria Bovi Ambrosano**, pela importante colaboração na realização da parte estatística deste trabalho.

Aos **Profs. Drs. Marcus Fernandes de Oliveira, Milton Fernando de Andrade e Silva e Ivan Cardoso**, pela influência decisiva de suas orientações, ensinamentos e amizade.

Aos meus Tios, **Ivan Sotero, Ivelza Sotero, Umberto Malta Fragoso, José Luiz Argolo e Norma Argolo**, pelas palavras de estímulo e de esperança.

A **Maurício Cariello, Luciana Valadares e Maria Isabela Campos**, pela sincera amizade. Meus irmãos e minha família em Piracicaba.

À **Profa. Dra. Graça Gurgel**, a minha gratidão pela confiança, amostras de incentivo e afeição materna.

Ao **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, pela amizade e pelo convívio durante o Curso.

À **Márcia, Poliana, Priscila, Caio e Alexandre**, pela amizade e pelos felizes momentos compartilhados.

Aos amigos **Manuel Gomes Tróia Junior, Edwin Ruiz Contreras e Luiz Gustavo Daroz**, pelo companheirismo e colaboração.

À **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, por permitir a utilização do Laboratório de Prótese Parcial Removível para desenvolvimento deste estudo.

Ao **Prof. Dr. Krunislave Antônio Nóbilo**, pelo incentivo e privilégio de sua convivência durante o Curso.

Às Sras. **Joselena Casati Lodi e Maria Elisabete Cardenas**, pelo carinho e disposição em todos os momentos.

À **Shirley Rosana Sbravatti Moreto e Juliana de Souza** por toda atenção e paciência.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram na elaboração deste trabalho.

"Jamais considere seus estudos como uma obrigação, mas como uma oportunidade invejável para aprender a conhecer a influência libertadora da beleza do reino do espírito, para seu próprio prazer pessoal e para proveito da comunidade à qual seu futuro trabalho pertencer." (**Albert Einstein**)

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	2
1 INTRODUÇÃO	3
2 REVISÃO DA LITERATURA	7
3 PROPOSIÇÃO	34
4 MATERIAL E MÉTODOS	35
5 RESULTADOS	52
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÃO	59
REFERÊNCIAS	60
ANEXO	64

RESUMO

A redução de desajustes marginais em estruturas suportadas por implantes osseointegrados é requerida para maior longevidade das fixações. Este trabalho teve o propósito de avaliar o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) pela técnica de fundição-sobre-análogos, comparando os resultados com estruturas obtidas pela incorporação de cilindros cimentados e pela técnica convencional de fundição tipo monobloco. A partir de uma matriz metálica mandibular contendo 05 análogos de *abutments* tipo Micro Unit, 10 estruturas foram obtidas de modelos elaborados em revestimento pela fundição-sobre-análogos. Estruturas com cilindros incorporados mediante cimentação por agente resinoso e pela técnica convencional em monobloco, foram manufaturadas de outros 20 modelos elaborados em gesso. As leituras de desajuste foram conduzidas num microscópio mensurador com aumento de 120X, tendo sido baseadas no protocolo do aperto de 10 Ncm em um único parafuso distalmente posicionado e avaliação de desajuste no segmento em alça. Pelo Análise de Variância e teste de Tukey foram constatadas diferenças estatísticas significativas ($P \leq 0,01$) entre os valores médios do grupo cilindro cimentado ($27,90 \pm 6,61 \mu\text{m}$), monobloco ($332,87 \pm 63,91 \mu\text{m}$) e fundição-sobre-análogos ($97,70 \pm 40,53 \mu\text{m}$). As estruturas metálicas implanto-retidas obtidas pela técnica de fundição-sobre-análogos apresentaram melhor adaptação marginal que as fundidas em monobloco, mas com maior desajuste que as estruturas com cilindros cimentados.

ABSTRACT

The reduction of marginal gap in osseointegrated implant-supported frameworks is required for longevity of the settings. The purpose of this study was to evaluate the marginal misfit of cast implant-retained frameworks made from commercially pure titanium (CP Ti) comparing: the over-analog casting technique, cemented cylinders technique, and the conventional one-piece casting technique. From a mandibular master cast containing 05 Micro Unit abutment analogs, 10 frameworks were made from investment material for over-analog casting technique. Twenty dental stone casts were used for both cemented cylinder and one-piece casting techniques. A resinous agent was used for the cemented cylinders technique. The marginal gaps were measured using a traveling microscope ($\times 120$) by means of single-screw test protocol: tightness of 10 Ncm of distal screw and evaluation of marginal gap in the opposed extension. Mean marginal misfit data were calculated for each framework. Analysis of Variance and Tukey test exhibited statistical significant differences ($P \leq 0.01$) among the misfit mean values of the cemented cylinders group ($27.90 \pm 6.61 \mu\text{m}$), one-piece casting group ($332.87 \pm 63.91 \mu\text{m}$) and over-analog casting group ($97.70 \pm 40.53 \mu\text{m}$). The over-analog casting technique provided a smaller marginal misfit than one-piece casting technique, however the over-analog casting technique resulted in a higher marginal gap than cemented cylinders technique.

1 INTRODUÇÃO

Com o advento dos implantes osseointegrados, novas técnicas de reabilitação oral foram desenvolvidas possibilitando a confecção de próteses totais fixas implanto-retidas para pacientes completamente desdentados. Trabalhos totais fixos são posicionados sobre implantes que diferentemente dos dentes naturais, não possuem ligamento periodontal, sendo que qualquer tensão gerada tende a ser transmitida diretamente para o tecido ósseo que os envolve (Skalak, 1983).

Uma estrutura metálica retida por implantes que se adapta com menor desajuste marginal possível e de maneira passiva - sem criar tensões ao próprio implante ou tecido ósseo circundante - apresenta o chamado assentamento passivo. Nestas condições, pode-se esperar em longo prazo o sucesso da prótese (Carlson & Carlsson, 1994). Na ausência de passividade é possível a ocorrência de complicações de ordem mecânica ou biológica (Romero et al., 2000). Há maior possibilidade de se ter uma peça assentada passivamente quando, clinicamente, obtém-se o mínimo de desajuste de suas margens. É tido que este desajuste, entretanto, não deve ser superior a 150µm para que seja possível a distribuição equilibrada das forças que incidem sobre a prótese (Sahin & Çehreli, 2001).

Para a fabricação das peças metálicas, desde o início do século passado quando da introdução da técnica de fundição pelo método da cera perdida, busca-se facilidade de manufatura com o máximo de adaptação de margens possível (Rubin & Sabella, 1955). Desde essa época, viabilizou-se a confecção de infra-estruturas protéticas metálicas pela técnica conhecida como monobloco, onde, indiferentemente do número de elementos, o conjunto era obtido numa única fundição. Pode-se apontar que dentre as vantagens da fundição monobloco, destacam-se as poucas fases de manufatura que as constitui e resistência e rigidez estrutural das conexões. Contudo, distorções oriundas da fundição ou de falhas no protocolo laboratorial tendem a ser incorporadas (Schieffleger et al., 1985), aumentando proporcionalmente com o número de

elementos. Distorções conduzem a dificuldades em se obter a precisa adaptação, criando situações desfavoráveis principalmente na distribuição de forças em torno dos implantes (Hellden & Dérand, 1998).

O corte em segmentos da estrutura fundida e reunião pela técnica da soldagem foram desenvolvidos buscando contornar o problema de desajuste de próteses múltiplas fundidas numa só peça, tornando-se procedimento bastante difundido - mesmo após o advento das próteses retidas por implantes. O desajuste é diminuído significativamente (Huling & Clark, 1977). Entretanto, a soldagem de segmentos por brasagem – precursora e obtida através de maçarico - apresenta como desvantagem o fato de aquecer toda a peça protética, induzindo a alterações dimensionais e modificações de propriedades, além de incorporar vazios e heterogeneidades (Wang & Welsh, 1995). Em peças fundidas em titânio, a técnica é contra-indicada, uma vez que as altas temperaturas promovem modificações estruturais no material, fragilizando a região e sujeitando a estrutura à fratura (Huling & Clark, 1977).

Permitindo a soldagem do titânio - bem como outros metais – introduziu-se nova técnica utilizando como fonte de calor a energia do *laser*. Na soldagem a *laser*, as alterações dimensionais são menores, pois a zona afetada pelo calor é restrita, não se fazendo necessários o uso de ligas de solda e inclusão em revestimento, o que possibilita ser executada diretamente sobre o modelo em gesso (Sousa, 2003). Apesar do acurado técnico, porosidade no cordão de solda é freqüente, tendendo à maior fragilidade e eventual fratura da junção quando submetida a forças oriundas da mastigação (Wang & Welsh, 1995).

Assim, almejando a resistência das peças fundidas em monobloco e a precisão daquelas cortadas e soldadas, nova técnica foi desenvolvida e intitulada soldagem de bordas, na qual se obtém uma infra-estrutura vazada por fundição tipo monobloco, incorporando-se os cilindros protéticos por soldagem a *laser* de suas bordas à peça vazada (McCartey & Doud, 1993; Kleine, 2002). A resistência das conexões é significativamente aumentada já que não há nela união por

soldagem, que se restringe às bordas dos cilindros. Na técnica, todavia, muitos são os pontos de soldagem, sendo por vezes, necessário o acréscimo de material na região para o preenchimento dos espaços entre as bordas dos cilindros protéticos e a estrutura vazada. Quanto maior o número de pontos de solda, maior a possibilidade de alterações dimensionais, podendo comprometer a qualidade do trabalho.

Outro processo surgido para suprir as deficiências das técnicas anteriores quanto à adaptação da estrutura ao implante denomina-se eletroerosão. O processo é caracterizado por erosões provenientes da descarga elétrica gerada pelo contato entre o análogo metálico do implante e a infra-estrutura. O resultado é uma ótima adaptação entre os componentes (Sartori et al., 2004). Como empecilho à técnica – que impede inclusive sua plena difusão – é o elevado custo do equipamento utilizado e o longo período laboratorial.

Ao invés do uso de soldagem nas bordas, a cimentação com material resinoso de estrutura metálica vazada, obtida por fundição, a cilindros protéticos pré-fabricados parafusados aos implantes ou a pilares intermediários é outra técnica empregada (Hofstede et al., 1999; Jiménez-López, 2000). Consegue-se assim ótima adaptação de margens desde que se tratam de cilindros pré-fabricados, associada à resistência de uma peça fundida em monobloco. A adaptação de margens é tida como a melhor dentre todas as técnicas (Randi et al., 2001; Kleine, 2002). Contudo, a espessura do cimento resinoso que preenche o espaço entre o cilindro protético e a peça fundida pode atingir espessuras de até 1mm, carecendo de avaliações de longo prazo (Aparicio, 1994).

Assim, o modelo ideal seria o de peças obtidas livres de soldas ou cimentos, com a resistência de uma peça monobloco, com o máximo de adaptação a baixo custo relativo. Contudo, o que se sabe é que as distorções de fundições em monobloco - que por vezes impossibilitam o uso da técnica – são introduzidas antes da própria fundição, por alteração dimensional ou por tensões induzidas ao material de confecção do padrão - cera ou resina acrílica (Darveniza

& Martin, 1982). Na técnica monobloco, o padrão obtido é incluído isoladamente em revestimento, explicando em parte o problema. Na tentativa de minimiza-lo, Rubin & Sabella (1955) e Abramowsky (1960) propuseram que as próteses fixas fossem obtidas por associação com a técnica de fabricação de removíveis, ou seja, que o padrão encerado sobre o modelo de gesso fosse transferido para um modelo duplicado em revestimento, realizando então, a fundição-sobre-modelo. Pela proposta, as distorções seriam reduzidas desde que o padrão seria incluído sobre o refratário e não isoladamente, como na primeira técnica. Entretanto, o método proposto não foi avaliado quanto aos seus reais benefícios, principalmente quanto à adaptação marginal da peça obtida.

Partindo-se da idéia original, este trabalho se propôs a avaliar um novo método de confecção de estruturas metálicas implanto-retidas utilizando-se de fundição da peça diretamente sobre um modelo refratário. Os desajustes marginais da técnica proposta foram confrontados com os obtidos pela técnica dos cilindros cimentados indicada por Jiménez-López (2000), uma vez ser a última, a técnica que se sobressai no quesito menor desajuste. As estruturas obtidas pela técnica convencional tipo monobloco foram utilizadas como um controle aos resultados obtidos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Rubin & Sabella (1955) almejaram a aquisição de menores desajustes marginais nas fundições múltiplas em peça única - destinadas à obtenção de próteses parciais fixas acima de três elementos dentais. Com o intuito de minimizar as distorções oriundas da fundição pela técnica da cera perdida, foi proposta a técnica de fundição em monobloco sobre as unidades do modelo refratário. De acordo com os autores, as estruturas maciças eram preferíveis, haja vista as inúmeras desvantagens atribuídas às conexões soldadas, principalmente as relacionadas às alterações dimensionais da estrutura protética devido a contrações provenientes do resfriamento, bem como, imperfeições decorrentes da falta de destreza do operador no controle do escoamento e posicionamento da solda. Pacientes tiveram seus dentes preparados e moldados com hidrocolóide reversível a 46°C depois da remoção do fio afastador do sulco gengival. Nesta técnica, o modelo mestre em gesso foi removido do articulador e duplicado em material refratário. Uma vez concluída a escultura, o padrão em cera inicialmente confeccionado no modelo mestre foi deslocado para o refratário, onde se promoveu o selamento das margens. Padrão em cera juntamente com o modelo refratário foram incluídos em revestimento e em seguida fundidos. A peça protética foi acabada, polida e reposicionada no modelo mestre. Após a conclusão de todos os passos laboratoriais, a técnica de fundição sobre a réplica em refratário proporcionou estruturas precisas de próteses parciais fixas.

Abramowsky (1960) apontou os benefícios decorrentes da eliminação do processo de soldagem, como: a realização de uma única moldagem, menor número de consultas e a possibilidade de se ter um assentamento preciso dos retentores aos dentes preparados. Propôs então a realização de fundições em monobloco de próteses parciais fixas sobre um modelo de revestimento nas reabilitações de arcos completos. Para tal, foi moldada a arcada a ser preparada e confeccionada uma moldeira individual em resina acrílica auto-polimerizável, com alívio de 3 a 4mm sobre os dentes. Depois do preparo dos dentes, nova

moldagem foi realizada e obtidos dois modelos desse processo: o primeiro foi empregado na confecção de provisórias e o segundo na elaboração de uma nova moldeira que apresentou espaçamento de 1mm para o material de impressão. Antes da execução da moldagem final com polissulfeto, as provisórias foram removidas e os dentes reparamentos. Após a última impressão, foi obtida do modelo mestre uma cópia em revestimento para o posicionamento do padrão em cera. O conjunto modelo e padrão foram incluídos em revestimento e fundidos em ouro. Por meio desta técnica, a estrutura em monobloco teve os retentores bem assentados aos pilares, evitando-se o emprego do processo de soldagem.

Em 1977, Huling & Clark avaliaram a precisão da técnica de soldagem *laser*, comparando o procedimento com a técnica da soldagem por brasagem e com fundições em monobloco. Foi preparado um modelo em liga de cromo-cobalto contendo o primeiro pré-molar e o primeiro molar como dentes pilares e uma área desdentada no segundo pré-molar. O modelo metálico foi moldado com hidrocolóide reversível, sendo obtidas 15 réplicas em gesso. Com o propósito de realizar as técnicas de soldagem, as estruturas foram enceradas e os pânticos separados dos retentores para serem incluídos e fundidos individualmente em liga de ouro. Os padrões em cera foram submetidos à leitura por meio de microscópio de medição para avaliação da alteração dimensional das estruturas decorrente do processo de fundição em monobloco. Procedimento semelhante foi realizado antes da soldagem dos componentes individualizados. De acordo com os resultados, as distorções foram significativas para todos os grupos avaliados. O autor concluiu que as estruturas soldadas a *laser* foram consideradas menos distorcidas e de melhor aplicação que as soldadas por técnica convencional ou obtidas por fundição em monobloco.

Darveniza & Martin (1982) observaram que próteses parciais fixas extensas fundidas em monobloco apresentavam movimento de bscula quando reposicionadas no modelo mestre. As distorções e má adaptao foram atribudas a flexo sofrida pelos padroes em cera quando removidos para a incluso e

fundição. Visando minimizar as alterações dimensionais incorporadas nas estruturas fundidas, foram confeccionados padrões sobre troqueis metalizados com prata e a fundição da peça protética ocorreu sobre a réplica dos dentes preparados no modelo. Foram esculpidos *copings* com 0,6mm de espessura, os quais tiveram sua porção cervical preenchida com cera, sendo adaptadas por ação de um brunidor. Os conectores foram fabricados com resina autopolimerizável e unidos aos *copings*. O modelo foi incluído em revestimento e fundido em liga de ouro. Depois da desinclusão, foi avaliada a porosidade e adaptação da peça ao modelo com o auxílio de uma lupa. Esta técnica foi empregada na confecção de 50 próteses parciais fixas que não apresentaram movimento de báscula no modelo e exibiram adequada adaptação marginal nos dentes preparados. Depois de dezoito meses, as reabilitações permaneceram em padrões aceitáveis para a manutenção da saúde periodontal. A fundição sobre o modelo troquelizado representou uma alternativa ao procedimento de soldagem e foi amplamente vantajosa por ter proporcionado conectores resistentes e uma adaptação marginal precisa.

Numa revisão da literatura realizada por Skalak (1983), foi analisado o mecanismo de distribuição e transferência de carga à junção implante-osso oriunda de uma prótese parcial fixa implanto-suportada. O autor utilizou uma estrutura com *cantilevers* fixada a seis implantes distribuídos em toda a extensão de um arco mandibular. Por meio de fórmulas matemáticas, a carga estimada para cada implante foi estudada pelos vetores de força resultantes. Observou-se que a distribuição das cargas dependeu da rigidez da estrutura, do número de implantes e do posicionamento destes. Foi ressaltado que a rígida ferulização de todos os implantes proporcionou a redução das tensões na interface implante-osso, sendo detectado que desajustes entre os componentes protéticos e as unidades de suporte resultaram na elevação das tensões. Os *cantilevers* acarretaram maior sobrecarga aos implantes mais próximos e desde que aplicados com moderada extensão, foram bem tolerados. O autor concluiu que o evento da transmissão de forças do implante ao osso circunjacente deve ser minimizado com o emprego de

materiais restauradores estéticos, como dentes de resina acrílica, que possuam a propriedade de amortecimento do carregamento proveniente da mastigação.

Parr et al. (1985) estudaram a importância do titânio e de suas ligas para fins odontológicos. As ligas de titânio de maior interesse foram divididas de três formas: alfa, beta e alfa-beta. Estes tipos foram originados quando o titânio puro foi aquecido e depois resfriado, tendo se misturado a elementos como o alumínio e o vanádio. A reação com esses metais formou, respectivamente: o estabilizador fase alfa e fase beta. A incorporação do alumínio foi considerada importante para aumento da força e diminuição do peso da liga. A liga contendo 6% de alumínio e 4% de vanádio (Ti-6Al-4V) foi considerada excelente para implantes devido às propriedades físicas e mecânicas, uma vez que o osso e o implante deviam fletir de modo semelhante, promovendo adequada distribuição das tensões na interface osso-implante. O titânio puro e sua liga apresentaram uma camada passivadora estável de óxido na sua superfície (TiO_2) que se formou espontaneamente na exposição do metal ao ar. Devido à camada de óxido superficial, o metal tornou-se extremamente resistente à corrosão, podendo oxidar outros metais que possuíam alto potencial de corrosão - através do mecanismo de corrosão galvânica. Entretanto, quando em contato com metais passivos, promoviam combinação estável. O autor constatou que o Ti e suas ligas possuíam propriedades mecânicas ideais para aplicação clínica, haja vista se manterem estáveis no corpo pela ação de sua camada de óxido.

Schiffleger et al. (1985) compararam a precisão de próteses parciais fixas fundidas em liga de ouro, variando o comprimento das peças. Neste estudo, foram elaboradas próteses com diferentes extensões, as quais foram divididas em três diferentes grupos. Foi elaborada uma matriz metálica inoxidável representando as preparações coronárias do canino, primeiro e segundo pré-molares, primeiro molar e segundo molar, as quais possuíam 5,8 mm de altura, término cervical em ombro de 1mm e paredes axiais com 5° de convergência. O segundo molar foi sempre empregado como elemento de suporte distal e o

primeiro molar foi removido para no seu lugar serem confeccionados pânticos. O elemento de suporte mesial variou nos diferentes grupos, sendo, respectivamente, o canino, primeiro pré-molar e segundo pré-molar. Poliéter foi usado na impressão da matriz com o auxílio de moldeiras individuais. A partir dos moldes, foram obtidos modelos em gesso para a confecção dos padrões em cera. Nestes, foram inseridos condutos de alimentação e imediatamente incluídos em revestimento. A fundição foi processada numa máquina de fundição por centrifugação com liga a base de ouro-paládio, liquefeita a 1426°C. Depois de completada as fundições, as peças foram posicionadas na matriz e procedeu-se a leitura das discrepâncias marginais por meio de um microscópio mensurador. As próteses foram seccionadas com disco diamantado nos conectores entre os retentores do segundo molar e o pântico do primeiro molar. Em seguida, os segmentos foram unidos com resina acrílica, sendo iniciada nova leitura dos desajustes. As discrepâncias marginais das fundições foram comparadas antes e depois do processo de seccionamento, sendo observada melhora de 50% na adaptação após o seccionamento. Concluiu-se que as distorções foram menores em próteses de pequena extensão, com três unidades, e maiores nas estruturas longas de cinco elementos.

Johansson & Palmqvist (1990) estudaram a frequência de complicações e o tempo usado em tratamentos suplementares e de manutenção em pacientes com arcos reabilitados com implantes osseointegrados. Um total de 50 arcos desdentados tratados com implantes e próteses fixas foram estudados, retrospectivamente, num período de observação de no máximo 9 anos e no mínimo 3 anos, com média de 5,2 anos. Os registros dos pacientes foram cautelosamente avaliados e todas as complicações, bem como tratamentos adicionais, foram anotados. O tempo destinado a tratamentos extras foi avaliado por média de consultas agendadas e contas de laboratórios dentais. Dos 286 implantes colocados, 25 foram perdidos com média de insucesso de 17% na maxila e 3% na mandíbula. Parafusos de *abutments* danificados foram observados em três restaurações mandibulares e um parafuso de ouro fraturado foi encontrado em um paciente. Fratura da resina acrílica da superestrutura e/ou

dentes artificiais ocorreu em 11 arcos (22%) reabilitados, com mesma ocorrência para restaurações maxilares e mandibulares. Houve ruptura de uma estrutura fundida em ouro - numa restauração mandibular - em um paciente com severo bruxismo, associado à perda de dois implantes e um parafuso de *abutment* fraturado. Devido ao desgaste por atrito de dentes artificiais, foi imprescindível em três pacientes uma nova cobertura de resina acrílica da superestrutura. O autor concluiu que a fratura da cobertura de resina acrílica foi o problema mais comum encontrado e que, em média, 0,8 horas de serviço realizado por dentistas e 1 hora de serviço de laboratório dental foram despendidas com cuidados suplementares e manutenções.

Goll (1991) relatou uma seqüência técnica de confecção de estruturas metálicas de próteses totais ou parciais fixas implanto-suportadas. Neste estudo foi apresentada uma seqüência de procedimentos clínicos propondo minimizar a imprecisão da técnica de fundição em monobloco. A moldagem de transferência foi realizada utilizando poliéter de suficiente consistência para evitar a movimentação dos transferentes durante a sua remoção da boca. Sobre os intermediários, no modelo mestre, foram posicionados cilindros de ouro e estes unidos entre si com resina acrílica. O padrão encerado foi avaliado intraoralmente quanto a sua precisão de adaptação através de material evidenciador de contato. Quando constatadas discrepâncias marginais, a estrutura foi seccionada e realizado novo relacionamento com resina auto-polimerizável, sendo o análogo mal posicionado, eliminado do modelo mestre e substituído por outro. Antes do processo de fundição, o autor recomendou a limpeza com solvente da superfície de contato do cilindro ao intermediário, de modo a eliminar resíduos que pudessem interferir com o assentamento da estrutura depois de fundida em ouro. Após o polimento e jateamento da peça metálica, esta foi reposicionada sobre o modelo e realizado um teste para avaliar a desadaptação marginal da estrutura. Este consistiu no apertamento do parafuso de um cilindro em uma das extremidades e na observação do desajuste marginal no extremo oposto. Se não obtivesse a adaptação marginal desejada quando posicionada sobre os implantes,

a estrutura era seccionada com disco fino e suas partes unidas com resina acrílica. Foi observado, nas armações metálicas de maior extensão, que a ocorrência de distorções foi praticamente inevitável pela técnica de fundição em monobloco, fazendo do processo de soldagem, um meio auxiliar para a obtenção de uma peça protética passivamente assentada.

Em 1991, Jemt relatou o acompanhamento clínico por um ano de pacientes completamente edêntulos que foram restaurados com próteses fixas implanto-suportadas, cujo principal propósito foi identificar problemas e complicações relacionadas ao tratamento reabilitador no período. Foram selecionados 384 pacientes com média de idade entre 32 a 84 anos para serem tratados, excluindo-se os que tiveram os implantes ancorados em área receptora de enxerto ósseo. O tratamento protético foi realizado por nove dentistas e suportado por quatro laboratórios dentais que seguiram um rigoroso protocolo clínico:

- 1ª consulta: Moldagem de transferência dos implantes através de transferentes quadrados com modeira individual aberta e material elastomérico de impressão;
- 2ª consulta: Prova das bases-de-prova com planos em cera para o registro da relação maxilo-mandibular com material a base de óxido de zinco e eugenol;
- 3ª consulta: Verificação da posição vertical e horizontal da mandíbula por meio de dentes artificiais montados em cera. Atendido os requisitos fisiológicos, a infra-estrutura foi encerada e fundida pela técnica em monobloco usando liga de ouro tipo III;
- 4ª consulta: A peça fundida foi cuidadosamente provada sobre os implantes e procedeu-se o teste do aperto de um único parafuso para avaliar o assentamento passivo da peça. Consistiu no apertamento com torque entre 10 a 15 Ncm do parafuso de um dos implantes

posicionados em um dos extremos distais e observar o desajuste formado entre a estrutura e o último implante no lado oposto. O procedimento foi repetido para ambos os lados e, eventualmente, a estrutura seccionada e soldada na ausência de boa adaptação;

- 5ª consulta: a prótese foi parafusada aos implantes e o acesso ao parafuso selado com guta-percha. O paciente recebeu instruções de higiene e a oclusão foi ajustada.

O acompanhamento pós-inserção envolveu no mínimo três consultas durante o primeiro ano. Após duas semanas, foi realizada análise radiográfica periapical, avaliação clínica da prótese e da estabilidade do parafuso de ouro. A segunda consulta deu-se no terceiro mês e a última, após um ano. Ambas avaliaram a ocorrência de novos problemas. A maioria das próteses (75,5%) não necessitou mais do que duas a quatro consultas durante o primeiro ano, entretanto, os casos com mais que sete retornos foram observados com maior frequência nas restaurações maxilares. Em 69,3% das próteses, o parafuso de ouro permaneceu estável na primeira consulta de acompanhamento. Nenhuma ocorrência de fratura de parafuso no implante ou no *abutment* foi registrada. Alguns problemas foram relacionados com a dicção na maxila e a mordedura de lábio e bochecha na mandíbula, outros eventos ocorreram raramente, como: alterações gengivais, fístulas, hiperplasias e inflamações. O autor concluiu que a maioria dos problemas ocorreu na maxila e foram facilmente resolvidos, não representando perigo à estabilidade das próteses fixas.

Próteses totais fixas mandibulares confeccionadas com estruturas pré-fabricadas em titânio foram utilizadas por Jemt & Lindén (1992) num estudo que envolveu avaliações clínicas por um período de um ano e a comparação com pacientes reabilitados pela mesma modalidade de prótese, porém com estruturas fundidas. Pacientes com mandíbulas completamente edêntulas foram selecionados num total de 583 e tratados com próteses totais fixas. Para a maioria (85%) - grupo controle - foram confeccionadas próteses com estruturas enceradas

e fundidas em titânio. Todavia, para um menor número de pacientes (15%), foram inseridos 463 implantes seguindo o protocolo cirúrgico padrão. Depois de concluída as fases cirúrgicas, cilindros de titânio foram fixados aos intermediários e unidos entre si por meio de barras pré-fabricadas (Nobel). No local de união entre a barra e o cilindro, foi realizada a técnica de soldagem *laser*. Após a avaliação da peça soldada, foi dado andamento aos passos laboratoriais que culminaram na finalização do aparelho protético por meio da aplicação de resina composta ou acrílica sobre a superfície da estrutura. Uma vez fixada, foi realizada uma avaliação clínica com radiografias periapicais durante a fase de instalação da prótese e acompanhamento dos pacientes durante um ano para a avaliação da estabilidade do parafuso de ouro. A maioria dos pacientes (89%) não precisou mais do que quatro consultas durante o primeiro ano, sendo que a distribuição de consultas não foi significativamente diferente do que ocorreu para os demais pacientes que receberam estruturas fundidas. Cerca de 97% das peças soldadas apresentaram estabilidade do parafuso de ouro um ano depois de instalada as próteses. Esta estabilidade demonstrou ser significativamente maior quando comparada às próteses com estruturas fundidas. Foi concluído que a técnica proposta facilitou os procedimentos laboratoriais e clinicamente, no período avaliado, permitiu boa adaptação da prótese aos implantes, uma vez que a perda de parafusos foi insignificante.

Segundo Lautenschlager & Monaghan (1993), restaurações dentais a base de titânio puro e ligas de titânio foram avaliadas com relação às suas características para uso dental. O titânio puro (Ti c.p.) sofreu transformações quando aquecido a 883°C e se uniu a uma variedade de elementos que alteraram suas propriedades, principalmente, para o aprimoramento de suas propriedades mecânicas. Elementos como o alumínio e o vanádio foram incorporados para formar a liga de Ti-6Al-4V, apresentando-se com excelente biocompatibilidade e alta resistência à corrosão, sendo observada pequena ou nenhuma reação com os tecidos do corpo. A camada de óxido formado em sua superfície (TiO₂) o tornou passivo, impedindo a penetração do oxigênio e permitindo uma interação

fisiológica com fluidos, proteínas e uma íntima relação com tecidos moles e duros. A aplicação desse metal em reabilitações estéticas foi favorável, uma vez que aderiu a porcelana que é aplicada em sua superfície. Finalizada a revisão da literatura, o autor concluiu que o titânio podia ser empregado no processo de osseointegração por promover acelerada cicatrização e que novas tecnologias deviam ser desenvolvidas para se ter ligas com menor ponto de fusão e com as mesmas propriedades de resistência à corrosão e biocompatibilidade.

Uma precisa adaptação da interface prótese-implante foi recomendada por McCartney & Doud (1993) para minimizar a tensão no parafuso da prótese e evitar a perda óssea em torno do implante. A contração sofrida por estruturas metálicas longas decorrentes do processo de fundição promovia discrepâncias e dificuldades de adaptação no modelo de trabalho, tornando, portanto, indispensável à aplicação de métodos que visassem minimizar o desajuste marginal das próteses e assim uma relação passiva entre os implantes e os retentores. Nesse trabalho, foi proposta uma técnica visando a obtenção de assentamento passivo de próteses implanto-suportadas por meio de soldagem das bordas dos cilindros de ouro à estrutura fundida. Este procedimento almejou, com a obtenção de um modelo mestre preciso, verificar a exatidão do processo de soldagem. Inicialmente, cilindros pré-fabricados de ouro (Nobel) foram parafusados aos 5 intermediários no modelo mestre e cilindros calcináveis vazados, com espaçamento interno de 0,5mm foram fixados a estes, exceto no cilindro mediano. Foi obtido o padrão para inclusão por união de todos os componentes com resina acrílica. O cilindro de ouro mediano foi unido diretamente no acrílico para que depois de fundida a estrutura, orientasse o assentamento sobre os intermediários posicionados na boca do paciente. O espaço compreendido entre os cilindros de ouro e a peça metálica foi preenchido com resina e a estrutura removida com os cilindros de ouro incorporados. A seguir foi fixada, através de análogos, a um bloco de revestimento para a realização do processo de soldagem de bordos. Concluída a etapa anterior, a precisão de adaptação marginal dos cilindros foi averiguada no modelo mestre e depois

confirmado no paciente. Foi observada boa adaptação das fundições extensas pela técnica de soldagem de bordos de cilindros de ouro.

Weinberg (1993) descreveu os princípios de distribuição de forças aplicados no diagnóstico e tratamento das próteses implanto-suportadas. A distribuição de tensões no sistema esteve em função da relação de dureza/flexão de cada membro do sistema. A pouca flexão do tecido ósseo e a ausência de micromovimentos dos implantes osseointegrados fez com que a distribuição de tensões não fosse igual ao que ocorreu com dentes naturais. As cargas verticais tenderam a concentrar forças no ápice dos implantes e as cargas laterais resultaram em elevada tensão na crista óssea. Segundo o autor, a melhor forma de minimizar tensões na crista do rebordo foi à elaboração de uma relação oclusal cúspide-fossa ou a redução da inclinação das vertentes cuspídeas para minimizar a área de impacto. Nas reabilitações implanto-suportadas foi demonstrado que o parafuso de ouro que reteve a prótese representou a porção mais flexível do sistema com maior micromovimentação. O uso de *abutments* angulados ou cantilevers geraram maior sobrecarga no parafuso do *abutment* e em situações de precária adaptação entre próteses e *abutment* ocorreu maior tensão no parafuso de ouro, causando a sua fadiga e fratura. Em situações de elevado esforço, o parafuso do *abutment* se apresentou mais forte que o parafuso de ouro e, conseqüentemente, mais resistente à falhas. O autor concluiu que em virtude da flexibilidade do ligamento periodontal, nos dentes naturais a distribuição adequada de forças entre os retentores dependeu da confecção de uma estrutura rígida, enquanto que nos implantes a propagação de forças esteve diretamente relacionada à deformação do parafuso de ouro.

Aparicio (1994) avaliou durante dois anos de acompanhamento clínico, próteses metalocerâmicas que incorporaram 214 cilindros de ouro à sua estrutura por meio de agente de cimentação resinoso. Foi planejada a confecção de 64 próteses fixas para ancoragem em pilares tipo *Estheticone* (Nobel) ou pilares angulados e posterior monitoramento nas seguintes fases: 2^a a 4^a semana,

3^a mês, 1^a ano e 24^a mês. A seguir, foi descrita a técnica de elaboração, a qual utilizava, fixados aos pilares, os cilindros modificados cobertos com uma fina película de resina acrílica (Duralay) de 0,3mm espessura. O padrão em cera foi esculpido sobre os cilindros, incluído e fundido em monobloco. A estrutura metálica foi ajustada para se avaliar a ausência de espaço interno maior que 0,3mm entre os cilindros e a peça, impedindo que a capacidade de resistência do cimento resinoso fosse reduzida, minimizando a possibilidade de fratura da película de cimento. A prótese foi posicionada e cimentada sobre os cilindros fixados aos análogos no modelo de trabalho. Aguardado a polimerização da resina e removidos os excessos, o artefato com os cilindros incorporados foi polido e parafusado na boca do paciente. A avaliação da passividade de assentamento sobre os pilares foi determinada por três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante o posicionamento; apertamento final de todos os parafusos sem exceder a meia volta dos mesmos (180°); e, pelo teste do aperto do parafuso único. Nenhum dos 214 *abutments* mostraram sinais de perda da cimentação e todos os parafusos permaneceram apertados durante as etapas de monitoramento. Concluído o período de acompanhamento clínico, a técnica de cimentação das próteses fixas metalocerâmicas sobre cilindros foi considerada de grande valia na obtenção de passividade na relação com os implantes.

Carlson & Carlsson (1994) procuraram descrever as complicações protéticas mais freqüentes que ocorreram em pacientes reabilitados com próteses removíveis e fixas implanto-suportadas. Dezesesseis clínicas foram incluídas no estudo e uma média de dois dentistas por clínica atuaram nas restaurações protéticas. Foram selecionados 561 pacientes que retornaram durante um específico período e possuíam 600 reabilitações. As próteses foram colocadas durante dois a três anos e 6% foram do tipo removíveis, 8% restauração unitária e 86% foram próteses parciais fixas. O material mais empregado no recobrimento oclusal foi à resina acrílica, seguida pela porcelana e pelo ouro. A maioria dos pacientes (85%) expressou grande satisfação com o tratamento, enquanto 17% apresentaram uma variedade de complicações. Os problemas foram mais

freqüentes nas próteses removíveis e menos freqüentes nas restaurações unitárias. A complicação mais comum ocorreu com o revestimento de resina acrílica que comumente se apresentou fraturado ou com defeito estético. A mobilidade da superestrutura ocorreu em 8% das complicações e esteve relacionado à não osseointegração dos implantes, perda do parafuso do *abutment* e/ou do parafuso de ouro. Fratura do parafuso do *abutment* ocorreu em apenas dois casos (2%) e em cinco pacientes (3%) foi necessário refazer a reabilitação protética devido à dimensão vertical de oclusão ter-se apresentado insatisfatória. Os resultados do estudo indicaram que mudanças e complicações ocorrem constantemente, exigindo permanente atenção profissional que devia ser administrada por meio de visitas regulares dos pacientes.

Em um estudo realizado por Waskewicz et al. (1994) foi comparado o padrão de tensão gerada ao redor dos implantes por infra-estruturas adaptadas de forma passiva e sem passividade. Um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula humana desdentada foi fabricado a partir de um bloco de resina fotoelástica. O modelo apresentou dimensões de 4 x 1,3 x 11cm, sendo obtido exemplar uniforme por meio de processo de fresagem. Na porção equivalente à crista do rebordo, foram preparados leitos receptores para a colocação de cinco implantes de 3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento. Um implante foi inserido na posição mais mediana e os demais foram distribuídos bilateralmente de forma eqüidistante a 7mm um do outro, totalizando cinco implantes. Intermediários com cinta 4mm de altura foram parafusados aos implantes com torque de 20Ncm, procedendo-se ao enceramento da infra-estrutura sobre cilindros de ouro fixados aos pilares. A infra-estrutura fundida em liga de ouro teve sua adaptação avaliada por meio de inspeção em microscópio binocular durante o teste do aperto de um único parafuso aos implantes mais distalmente posicionados. A estrutura sem passividade foi seccionada e relacionada para ser soldada. As franjas representando as tensões formadas ao redor dos implantes foram visualizadas quando a infra-estrutura sem adequada adaptação foi parafusada numa seqüência de apertamento com 10Ncm em todos os implantes.

Estruturas com boa adaptação apresentaram nível de tensão insignificante, entretanto na situação de maior concentração de tensões, estas se deram nos implantes mais distais localizados bilateralmente, principalmente no terço médio de cada implante, com menor tensão nos terços cervical e apical. O autor concluiu que a transmissão de tensões aos implantes pode ser diminuída desde que seja preconizada uma boa adaptação entre os componentes protéticos.

Jemt & Lie (1995) estudaram a adaptação de próteses do tipo protocolo em implantes posicionados em modelos mestres, procurando estabelecer um padrão aceitável de desajuste marginal das infra-estruturas. Pacientes edêntulos tratados com implantes osseointegrados foram selecionados para a reabilitação. Cinco pacientes tiveram implantes inseridos na maxila e dez pacientes na mandíbula, seguindo o padrão de colocação de cinco implantes na arcada inferior e seis na superior. Após o período de cicatrização, foram executados procedimentos de moldagem de transferência com postes quadrados, obtenção do modelo mestre e confecção da infra-estrutura fundida pela técnica em monobloco. Concluída as etapas laboratoriais, a adaptação da prótese sobre os pilares foi avaliada usando o teste do parafuso único, pela técnica fotogramétrica tridimensional. Espelhos dispostos paralelamente em frete à lente de uma câmera fotográfica geraram imagens que foram captadas e analisadas em um programa de computador. Os espaços entre as estruturas e os pilares foram avaliados em três eixos de orientação, cuja média tridimensional de precisão atingiu 12 μ m. Os resultados mostraram que a média de distorção tridimensional das estruturas foi de 42 μ m na mandíbula e, significativamente, maior na maxila ($P<0,01$) com média de 74 μ m de desajuste marginal. Foi também observada significativa distorção associada a maior largura ($P<0,05$) e curvatura ($P<0,001$) das estruturas fundidas. Segundo o autor, uma média de desadaptação da peça menor que 150 μ m em relação ao modelo mestre, podia ser indicada para pacientes nas reabilitações totais fixas. O impacto biomecânico acarretado pelo nível de desajuste entre os implantes e a estrutura era complexo e não estava bem elucidado.

Wang & Welsh (1995) examinaram as propriedades mecânicas de resistência à tração e alongamento de peças de titânio e Ti-6Al-4V unidas por processo de soldagem *laser*, soldagem em ambiente de gás inerte e soldagem por brasagem com aquecimento por radiação infra-vermelha. Foram elaborados 16 bastões cilíndricos com 3 mm de diâmetro por 40mm de comprimento para cada grupo experimental. Destes, metade foi fundido em Ti e a outra metade em Ti-6Al-4V. Um grupo com estruturas maciças do metal e da liga foram utilizados como controle. Após a soldagem dos corpos-de-prova, estes foram montados em uma máquina de teste e submetidos a carregamento conduzido em única direção. O carregamento foi aplicado com velocidade de 0,5mm/minuto até a ruptura da junção soldada ou fratura da barra. Durante o teste tração, foi mensurado o alongamento por meio de um extensômetro. Os resultados demonstraram que o grupo controle apresentou resistência à tração superior aos demais e os fragmentos soldados em Ti-6Al-4V foram mais resistentes. A resistência foi maior para os cilindros soldados com gás inerte, seguido pelos soldados a *laser* e por brasagem. Os espécimes soldados tiveram menores valores de alongamento quando comparados às estruturas do grupo controle. O autor concluiu que os cilindros maciços em Ti e Ti-6Al-4V apresentaram maior resistência à tração e alongamento que as estruturas soldadas.

Em um trabalho realizado em 1996, Carr et al. verificaram a reação do tecido ósseo ao redor de implantes osseointegrados rigidamente conectados por uma prótese com inadequada adaptação marginal. Foram extraídos todos os dentes posteriores de seis babuíños adultos e, após dois meses, inseridos bilateralmente dois implantes de 3,8 x 10mm, distando um do outro aproximadamente 15mm. Foram elaboradas 12 próteses parciais fixas divididas em dois grupos experimentais com diferentes níveis de adaptação. Próteses parafusadas fundidas em monobloco apresentaram média de desajuste de 345 μ m, enquanto que as submetidas a secionamento e soldagem por brasagem tiveram média de 38 μ m. Um mês após a instalação de todas as restaurações, os animais

foram sacrificados e suas mandíbulas seccionadas para a análise do tecido ósseo numa área de 3mm circunjascente aos implantes. Os resultados mostraram média percentual de osseointegração de 53,8% para todos os implantes analisados. Os dois grupos não apresentaram diferenças estatísticas significantes para o percentual de osseointegração. A avaliação qualitativa por radiografia não evidenciou defeitos ou radiolucências em torno dos implantes para ambos os grupos. Desde que o estudo não considerou a aplicação de cargas oclusais sobre as restaurações fixas, não foi possível extrapolar os resultados para pacientes humanos.

A técnica fotogramétrica tridimensional foi empregada por Jemt (1996) para avaliar a precisão de adaptação de próteses implanto-retidas em modelos mestres em comparação a situação intra-oral. Foram confeccionadas 17 próteses fixas provenientes de 7 modelos mestres maxilares e 10 mandibulares. Cinco peças foram confeccionadas em titânio a partir de segmentos soldados a *laser* e as 12 estruturas restantes foram obtidas em liga de ouro pela técnica de fundição em monobloco. O método de leitura dos desajustes - pelo método fotogramétrico tridimensional - foi baseado em fotografias realizadas por câmera fotográfica modificada com espelhos dispostos paralelamente em frente à lente do aparelho. As imagens captadas foram analisadas por programa de computador sendo identificadas - em relação ao ponto central dos cilindros protéticos - as medidas de discrepância vertical entre as estruturas e os implantes. Foram encontrados valores de desajuste para mandíbula e maxila nas próteses posicionadas aos respectivos modelos mestres e na cavidade bucal. Nos modelos e em implantes na mandíbula, foram encontradas médias de 37 μ m e 90 μ m, respectivamente. Nos modelos e em implantes maxilares, foram obtidas médias de 75 μ m e 111 μ m, respectivamente. Foram identificadas diferenças estatisticamente significativas em relação às médias de assentamento sobre os modelos mestres e sobre os implantes na cavidade bucal. As diferenças de desajuste foram mais significativas para mandíbula ($P<0,001$) que para a maxila ($P<0,05$). O autor concluiu que distorções foram encontradas tanto nas avaliações

da maxila quanto da mandíbula e que maiores distorções foram identificadas nos modelos mandibulares.

Helldén & Dérand (1998) descreveram uma nova técnica (*Cresco Ti Precision*) para a correção das distorções oriundas do processo de fundição de infra-estruturas em monobloco implanto-retidas e avaliaram a passividade da peça através do método fotoelástico e por medidores de tensão. Após a fundição em titânio, o corpo-de-prova foi posicionado sobre análogos dos implantes nos modelos mestres e fixados com cera. O conjunto foi levado a um articulador específico e elaborada uma cobertura de gesso sobre a peça metálica preservando a relação horizontal e vertical entre as duas unidades. Após a remoção da infra-estrutura, foram fixados cilindros pré-fabricados de titânio sobre os análogos e cortados ao longo do plano horizontal. O mesmo procedimento foi realizado para as porções de adaptação do corpo-de-prova e, em seguida, este foi reposicionado passivamente sobre os cilindros seccionados e realizada a soldagem *laser* das partes. Para avaliação da passividade da técnica, foram colocados 3 implantes num modelo fotoelástico e confeccionadas 4 peças metálicas (2 em monobloco e 2 com adaptação corrigida) com diferentes padrões de desajustes marginais (180 μ m e 30 μ m). O mesmo procedimento foi realizado para o emprego dos medidores de tensão. Após todos os parafusos das estruturas serem apertados a 40Ncm, foi observado pelo método fotoelástico redução da tensão transmitida aos implantes pela técnica do *Cresco Ti Precision* e aumento da tensão gerada nas estruturas com maiores desajustes marginais. A interpretação dos métodos empregados indicou que estruturas distorcidas devem ser corrigidas para prevenir transmissão de tensões aos componentes protéticos, aos implantes e ao osso, sendo a técnica descrita eficaz para este propósito.

Medidas de deformação mensuradas entre osso e infra-estruturas foram avaliadas por Jemt & Lekholm (1998), utilizando a técnica de fotogramétrica tridimensional em próteses implanto-suportadas com desajustes marginais. Imediatamente após a primeira sessão cirúrgica, a qual foram inseridos 3

implantes osseointegrados na tíbia de 4 ratos, foram realizados procedimentos visando à obtenção de modelos mestres contendo réplicas dos implantes. A seguir, foram posicionados cilindros de titânio sobre os análogos e realizada a união entre os componentes por meio de barras soldadas a *laser*, sendo padronizado um desajuste marginal de 1mm entre os implantes centrais e as infra-estruturas. Depois de oito semanas, os implantes foram expostos e a infra-estrutura parafusada com torque de 15Ncm aos implantes distais, então foi empregada a técnica de fotogrametria digital para avaliação das unidades protéticas e do tecido ósseo antes e após o apertamento do implante central com média de torque de 25,5Ncm. As imagens obtidas foram superpostas num programa de computador que permitiu o registro do espaço marginal na junção prótese-implante e a visualização da deformação óssea por linhas que indicaram aumento ou diminuição de volume do tecido. Os resultados mostraram que devido à flexibilidade apresentada pelas infra-estruturas e pelo osso, ambos sofreram deslocamento axial de respectivamente, 177 μ m e 123 μ m, em média. Foi também observado que após o apertamento do parafuso central foi gerada tensão de 246N de magnitude e redução do espaço marginal. Os autores afirmaram que o estudo das deformações geradas em restaurações mal adaptadas precisa ainda de melhor entendimento quanto a sua relevância clínica, sendo que o fenômeno pode estar associado ao processo de remodelação óssea inicial ocorrido durante o primeiro ano de função.

A discrepância na adaptação entre a estrutura fundida de uma prótese total fixa e *abutments* de implantes, como observado por Hofstede et al. (1999), foram compensadas com a utilização da técnica de cimentação da prótese, reduzindo as tensões transmitidas à interface implante-osso. Nessa modalidade de reabilitação, foi preconizada a utilização de resina acrílica na elaboração da prótese, uma vez que, além do alto custo, as restaurações cerâmicas poderiam promover distorções na estrutura durante o seu ciclo de queima, sendo de difícil reparação quando fraturadas. Portanto, foi descrita uma técnica alternativa para a fabricação de dentaduras implanto-suportadas em resina acrílica e retidas aos

abutments por um agente cimentante. Foi realizada moldagem de transferência sendo obtido o modelo mestre. Em seguida, tomada à relação maxilo-mandibular e montagem de dentes para a confecção de uma muralha. Sobre o modelo, foram posicionados *abutments* do tipo UCLA e estes foram fresados com ângulo de 2 graus de expulsividade. Depois de fundidos, os pilares UCLA foram reposicionados sobre o modelo mestre e observado o espaço para os dentes de resina. Com material a base de silicone, o modelo de gesso foi duplicado e obtido uma réplica em material refratário, sobre o qual foi elaborado o padrão em cera e, imediatamente, fundido em liga de Co-Cr. Depois de avaliada a adaptação intra-oralmente, a estrutura metálica foi assentada no modelo mestre para a realização da montagem de dentes e polimerização da resina acrílica, sendo a prótese cimentada sobre os *abutments* com cimento provisório (Temp-Bond - Kerr). Concluíram que a prótese total fixa cimentada apresentou apropriada estética, retenção, estabilidade e resistência, mantendo a relação de passividade com os componentes protéticos.

Em 1999, Kan et al. revisaram vários métodos clínicos sugeridos para avaliação do ajuste marginal de infra-estruturas. Baseados em estudos prévios relatados, os autores destacaram que discrepâncias menores que 150µm são necessárias na busca de próteses implanto-suportadas que se adaptem passivamente. Entretanto, foi ainda considerado que fatores como o número de implantes e sua distribuição, a rigidez da estrutura e a qualidade óssea podem influenciar na tolerância ao nível de desadaptação da prótese. A identificação de distorções foi possível por métodos empregados durante a prova da estrutura metálica. Estes, inicialmente, consistiram na aplicação de pressão alternada exercida pelos dedos sobre a prótese com o propósito de localizar pontos de fulcro, sendo associado com meios de inspeção visual e tátil através de explorador em margens supragengivais e com tomadas radiográficas periapicais em situações subgengivais. A seqüência de apertamento de parafusos - do centro para os extremos - foi considerada relevante, devendo ser avaliada a resistência do parafuso após o apoio da sua cabeça à base de assentamento, não devendo

ser exercida mais que meia volta no parafuso (180°) antes do torque. Diante das limitações das técnicas anteriores, foi preconizado o uso de um teste denominado de parafuso único, o qual avalia o desajuste no segmento em balanço quando a prótese é apertada por um único parafuso num *abutment* mais distalmente posicionado, sendo indicado em associação aos métodos tácteis e visuais em peças supragengivais ou com radiografias em casos subgengivais. Os autores consideraram que o nível de desadaptação marginal tolerado em diferentes situações clínicas ainda não havia sido determinado, destacando que a combinação de métodos para detectar desajustes foi recomendada no intuito de minimizar as distorções.

Jimenes-López (2000) preconizou que estruturas implanto-retidas fossem cimentadas diretamente na boca do paciente sobre cilindros de ouro parafusados aos *abutments*. A técnica foi denominada pelo autor com a dos cilindros cimentados. A grande vantagem seria a obtenção de peças maciças, que dispensavam o secionamento e soldagem, proporcionando excelente ajuste de margens. O padrão em cera era confeccionado sobre o modelo mestre e fundido em liga de ouro. Para orientação do posicionamento da estrutura na boca, o cilindro central em ouro foi incorporado ao padrão e sobre-fundido. Uma vez aplicado o revestimento estético na estrutura, os demais cilindros de ouro foram parafusados com torque de 10Ncm aos *abutments* e incorporados por meio de agente de cimentação resinoso. O autor atestou que o método possibilitou passividade entre a peça metálica e os componentes protéticos, com maior agilidade dos procedimentos e ótimos resultados.

Técnicas de sobre-fundição, soldagem de segmentos e eletroerosão para correção de discrepâncias marginais em próteses implanto-retidas foram descritas por Romero et al. (2000). A partir de uma matriz metálica constituída por dois implantes foram obtidas, de padrões elaborados com cilindros calcináveis conectados em resina acrílica, 30 estruturas em liga de ouro fundidas em monobloco. Desse total, 20 foram secionadas, sendo 10 estruturas

reunidas com resina acrílica para soldagem e as outras 10, reunidas pelos segmentos a partir de inclusão em revestimento para sobre-fundição. Nas 10 estruturas maciças remanescentes, foi realizada a eletroerosão das bordas contra análogos de cobre dos implantes, sendo as bordas dos cilindros protéticos retificadas. Foi procedida a leitura dos desajustes marginais na junção estrutura/implante para todos os grupos, sendo o protocolo do aperto de um único parafuso adotado com mensurações nas faces vestibular, lingual e distal no segmento alçado. Os resultados mostraram menor desajuste de margens para as estruturas submetidas a eletroerosão (7,5 μ m), seguido pelas submetidas à sobre-fundição (15 μ m) e, por fim, pelas que tiveram seus segmentos soldados (72 μ m). Foi possível concluir que o processo envolvendo eletroerosão promoveu melhor correção das discrepâncias marginais, evitando modificações estruturais nas peças causadas por reunião de segmentos seccionados.

Complicações mecânicas relacionadas às restaurações implanto-suportadas foram relatadas numa revisão da literatura realizada por Schwarz (2000). Foi considerado que os implantes são mais propensos às falhas nos seus componentes de fixação em casos de desajustes marginais e sobrecargas oclusais. Ocorrências de perdas ou fraturas de parafusos foram fenômenos freqüentemente mencionados tanto para pacientes parcialmente quanto completamente edêntulos. A precisão do ajuste marginal foi estimada como fator primordial para a manutenção da estabilidade do parafuso do *abutment*, sendo observado - em diferentes sistemas com hexágono externo - maior incidência de movimentos rotacionais e folga do parafuso quando comparado a sistemas de conexões internas do *abutment* por fricção. As fraturas de componentes e estruturas foram comuns na região posterior e relacionadas a próteses suportadas por um ou dois implantes em associação à *cantilevers* e nos pacientes com hábitos parafuncionais. A falência das reabilitações em situações de extensões em balanço foi prevenida com fixações de largo diâmetro e pela adoção de maior número de implantes e a disposição tripode dos mesmos. Assim sendo, concluiu-

se que as forças que incidem fora do eixo axial devem ser evitadas para que os componentes protéticos sejam menos solicitados e, portanto, para se obtenha maior longevidade das fixações.

Num estudo laboratorial realizado por Randi et al. (2001), o ajuste marginal de próteses implanto-retidas fundidas em monobloco foi comparado com o de peças cimentadas, sendo também avaliada a força de união ao agente cimentante mediante duas condições de tratamento da superfície metálica interna da prótese. Numa matriz metálica confeccionada em alumínio, foram posicionados 3 implantes e parafusados *abutments* do tipo *EsthetiCone* com torque de 20 Ncm. Estruturas do grupo monobloco foram enceradas a partir da união de cilindros protéticos em liga de ouro posicionados sobre os *abutments*, em seguida foram realizadas sobre-fundições com a mesma liga e obtidas 10 peças metálicas. No grupo cimentado, sobre os *abutments* foram fixados cilindros modificados em liga de ouro com cobertura de espaçador de 0,3 mm para o agente de união resinoso. A seguir, padrões em cera foram elaborados sobre os cilindros modificados e fundidos pela mesma técnica adotada para monoblocos. Adicionalmente, as peças do grupo cimentado (10) foram divididas em mais dois subgrupos assim definidos: 5 estruturas a serem cimentadas mediante uso de agente de união ao metal (*Panavia metal primer*) e 5 a serem cimentadas sem tratamento da superfície interna do metal. Nos grupos monobloco e cimentado, foram avaliados os desajustes marginais das estruturas empregando o teste do aperto de um único parafuso e ainda, no grupo cimentado, foram realizados ensaios de tração para avaliar a força de retenção do sistema adesivo. Os resultados mostraram que as discrepâncias verticais das margens foram significativamente reduzidas para o grupo cimentado ($P < 0,01$) e que não houve diferenças estatisticamente significantes ($P > 0,06$) entre estruturas cimentadas que tiveram ou não tratamento de suas superfícies. Os autores concluíram que a técnica de obtenção de estruturas cimentadas eliminou as distorções incorporadas durante o processo de manufatura dos padrões e durante a fundição das estruturas em monobloco.

Sahin & Çehreli (2001) estudaram em revisão da literatura alguns fatores que governavam a conservação da osseointegração e, portanto o sucesso das reabilitações sobre implantes, relacionando o nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infra-estruturas. Uma precisa adaptação marginal entre a estrutura protética e os implantes foi considerada como um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da união osso-implante, sem que fossem gerados carregamentos indesejados ao tecido ósseo circundante. Em situações de união rígida entre implantes decorrentes das restaurações protéticas foram, eventualmente, observadas forças indutoras de tensões promovendo complicações relacionadas à perda ou fratura do parafuso do *abutment*, fratura da estrutura metálica e até a perda óssea peri-implantar. O estabelecimento do nível de desajuste tolerável foi considerado bastante complexo e de definição pouco provável, uma vez que foi influenciado por diversos fatores. Mesmo em circunstâncias extremas de desajuste marginal entre os componentes protéticos, freqüentemente, não foram registrados comprometimentos da osseointegração. Portanto, foi relevante a avaliação da qualidade óssea, número, localização, comprimento e diâmetro dos implantes. Os métodos clínicos para o julgamento da adaptação passiva foram bastante empíricos, visto que se basearam em visualização direta e sensibilidade táctil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. As estruturas metálicas longas geraram uma soma de desajustes na união com os *abutments* e espaços marginais em torno de 150µm foram considerados inaceitáveis, requerendo o emprego de técnicas que promovessem passividade. Dentre as quais foi priorizado o seccionamento da peça e união por soldagem tipo brasagem ou *laser*. Baseado na literatura revisada, concluíram que os materiais e técnicas usados para a fabricação de estruturas fundidas foram dimensionalmente imprecisos e que a obtenção da adaptação passiva podia não ser alcançada.

Em 2002, Kleine comparou a precisão de adaptação marginal de infra-estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro obtidas pela técnica de cilindros cimentados com as submetidas à soldagem a *laser* de seus

bordos a cilindros de titânio. A partir de uma matriz metálica mandibular contendo 5 réplicas de *abutments* Esteticone, foram obtidos 20 modelos em gesso e confeccionados padrões em cera que foram fundidos em monobloco. Os padrões dos grupos cilindro cimentado e soldagem de bordos foram encerados sobre cilindros de titânio cobertos com espaçador de 0,3mm de espessura. Uma vez realizada a cimentação e soldagem das estruturas aos cilindros, foi procedida a leitura de desajustes por microscópio com precisão de 0,5µm e empregado o teste do aperto de um único parafuso. Os resultados mostraram médias de desajuste para os grupos em relação a posição central e a distal, respectivamente. O grupo cilindro cimentado (25,60µm e 29,17µm) apresentou diferenças estatísticas significantes em relação ao grupo soldado (99,06µm e 70,21µm), quando submetidos à análise de variância e teste estatístico ($P<0,01$ e $P<0,05$). Conclui-se que a técnica de confecção de estruturas com cilindros cimentados proporcionou menor desajuste marginal em relação à técnica dos cilindros soldados a *laser*.

Sousa (2003) avaliou o desajuste marginal de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas em monobloco e soldadas a *laser*, antes e após procedimento de correção de margens por eletroerosão. Foi utilizada uma matriz metálica mandibular e confeccionaram-se 20 estruturas, assim distribuídas: 5 fundidas em monobloco, 5 fundidas em monobloco e submetidas a eletroerosão, 5 soldadas a *laser* a partir de componentes pré-fabricados e 5 soldadas a *laser* a partir de componentes pré-fabricados e submetidas a eletroerosão. Foi avaliado o desajuste marginal em todos os grupos por meio do teste do parafuso único e foram tomadas medidas nos cilindros centrais e distais. Os resultados mostraram que as estruturas soldadas apresentaram melhor ajuste (103µm e 159µm) que as estruturas em monobloco (182µm e 326µm). Nos grupos das estruturas submetidas a eletroerosão, houve uma redução significativa da fenda marginal. Houve também diferenças significativas entre as técnicas monobloco após a eletroerosão e soldagem a *laser* após a eletroerosão, sendo os melhores

resultados para a técnica de soldagem a *laser*. Concluiu-se que os processos de soldagem a laser e eletroerosão são eficazes na redução do desajuste marginal.

Em 2003, num estudo realizado por Takahashi & Gunne, foi comparada a precisão de adaptação de infra-estruturas obtidas pelo sistema Procera e por fundição em monobloco utilizando liga de ouro. Foram empregadas 19 peças das quais 14 foram elaboradas pelo sistema Procera e 5 provenientes de fundição em liga de ouro. Antes do assentamento das infra-estruturas sobre os *abutments* nos modelos mestres, foi depositado por seringa, material de impressão de consistência leve. As peças foram então adaptadas sob pressão de 8 a 10kg. Concluída a polimerização, foram obtidas películas que representavam a discrepância vertical entre os corpos-de-prova e os *abutments*. Foi utilizado microscópio mensurador - com precisão de aproximadamente 0,5 μ m - para avaliar a espessura das películas coletadas. Os resultados mostraram média de 26,9 μ m de desajuste para peças oriundas do sistema Procera e 46,8 μ m para as fundidas em liga de ouro. Foi demonstrado que no aspecto desajuste marginal, as peças confeccionadas pelo sistema Procera foram significativamente melhores que as fundidas empregando liga nobre.

Koke et al. (2004) compararam estruturas fundidas em dois tipos de metal (liga de Co-Cr e Ti c.p.) avaliando as tensões transmitidas aos *abutments* quando obtidas em monobloco e por soldagem *laser*. Foram fixados dois implantes do tipo hexágono interno com diâmetros de 5,5mm num bloco de alumínio por meio de resina epóxica, distando 21mm um do outro. Dois grupos com 20 estruturas foram fundidas em monobloco (Co-Cr e Ti c.p.) e num terceiro grupo 10 estruturas de Co-Cr foram soldadas a *laser*. Todas as peças foram posicionadas sobre os *abutments* e tiveram seus parafusos apertados em 18 Ncm. Os desajustes marginais foram mensurados por microscópio óptico com aumento de 160X e precisão de aproximadamente 1,7 μ m. As tensões foram avaliadas por medidores com dimensões de 1,2 X 0.6mm alocados no espaço entre os implantes e os *abutments*. Os resultados indicaram que espaços marginais nas

infra-estruturas de Co-Cr foram maiores (72 μ m) quando comparadas com as de Ti c.p. (40 μ m), entretanto os segmentos em Co-Cr soldados mostraram desajustes significativamente menores ($P<0,001$) que as peças de Co-Cr em monobloco. Os medidores de tensão registraram o deslocamento horizontal e vertical dos *abutments* após o procedimento de torque. Os autores concluíram que as infra-estruturas transmitiam maiores tensões aos *abutment* à medida que os valores de desajustes marginais eram maiores.

A desadaptação marginal de próteses implanto-retidas foi comparada por Sartori et al. (2004) em peças fundidas em monobloco com liga de ouro e titânio comercialmente puro antes e após procedimento de eletroerosão. Matriz metálica com 2 implantes fixados – correspondendo ao segundo pré-molar e segundo molar – foi elaborada e sobre cada implante foi parafusado por torque de 20 Ncm, pilar protético do tipo cônico. Foram constituídos 2 grupos – peças obtidas em liga de ouro e as obtidas em titânio – com 5 padrões confeccionados para cada. Os padrões foram em resina acrílica e tiveram dimensões padronizadas pelo auxílio de uma matriz de silicone, sendo utilizados cilindros protéticos em ouro para as fundições das estruturas nessa liga e cilindros plásticos para fundições realizadas em titânio. Destinados à retificação de margens por eletroerosão, foram construídos modelos em gesso contendo análogos em cobre - estes obtidos a partir do *index* dos *abutments* na matriz metálica. O processo de leitura dos desajustes nas margens foi realizado pelo teste de um único parafuso e, também, quando todos os parafusos protéticos foram apertados. Previamente a execução da eletroerosão, os resultados não demonstraram diferenças entre os grupos quanto ao desajuste avaliado pelo teste de um único parafuso, sendo, ainda, observada menor discrepância nas estruturas fundidas em liga de ouro quando todos os parafusos estavam apertados ($P<0,001$). Após a retificação das margens, a fenda marginal foi reduzida para ambos os grupos ($P<0,001$). Entre os grupos, após a eletroerosão, não houve diferenças significativas quando se avaliou o segmento alçado pelo aperto de só um parafuso, mas estruturas em ouro se apresentaram melhor adaptadas que as de titânio quando ambos

parafusos estavam apertados ($P < 0,001$). Concluíram que o processo de eletroerosão era eficaz em reduzir os espaços marginais nas estruturas fundidas em liga de ouro e em titânio comercialmente puro quando avaliado por diferentes critérios de mensuração de desajuste.

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram:

1- Avaliar o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas de próteses implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro utilizando-se da técnica de fundição-sobre-análogos;

2- Comparar os resultados com estruturas obtidas pela técnica de incorporação de cilindros cimentados e por fundição convencional tipo monobloco (como grupo controle).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento geral

Para execução do estudo foram constituídos 3 grupos experimentais a partir de uma matriz metálica, a saber:

- a) grupo 1: composto por 10 estruturas metálicas obtidas pela técnica de fundição-sobre-análogos;
- b) grupo 2: formado por 10 estruturas metálicas fundidas pela técnica convencional em monobloco;
- c) grupo 3: composto por 10 estruturas metálicas vazadas para a incorporação por cimentação dos cilindros de titânio.

A variável de resposta foi adaptação marginal, onde foram obtidas médias de desajuste marginal (μm) para cada estrutura. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste estatístico de Tukey.

4.2 Características da matriz metálica

A matriz metálica foi confeccionada em aço inoxidável em forma de hemicírculo com altura de 20mm. A sua configuração simulou a distância média entre os forames mentonianos e apresentou superfície plana (Kleine, 2002). Um torno computadorizado (GU800 CNC; Index, Alemanha) foi empregado na elaboração da peça a partir de um bloco de aço inoxidável refratário (ASTM 310).

Foram realizados cinco furos paralelos entre si de 3,38 mm de diâmetro, dispostos simetricamente a partir da linha mediana do arco. Cinco réplicas de pilares tipo Micro Unit (A, B, C, D e E) – (147000; Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, SP) - foram instaladas por fricção nos furos e imobilizadas por parafusos transversais (Figura 1a e 1b). A medida entre as réplicas foi de 10 mm de centro a centro, portanto distando 6 mm de borda a borda. Com o intuito de

viabilizar as observações de adaptação das peças instaladas, as réplicas ficaram 3 mm em altura acima do rebordo do protótipo de aço.

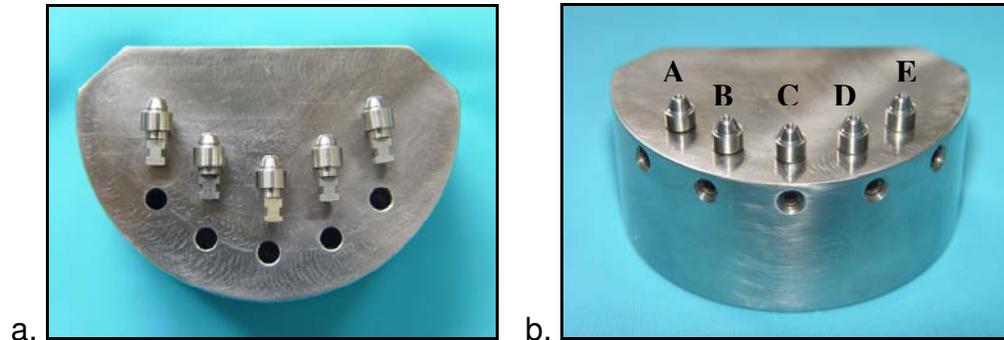


Figura 1- a. Matriz metálica em vista oclusal. b. Vista frontal dos parafusos transversais de fixação dos análogos.

4.3 Confeção da moldeira individual

Foi realizada moldagem preliminar da matriz metálica com transferentes cônicos (103000; Conexão Sistemas de Prótese) por meio de uma moldeira de estoque perfurada e hidrocolóide irreversível (Jeltrate; Dentsply, Petrópolis, RJ). Os análogos dos pilares Micro Unit (147000; Conexão Sistemas de Prótese) foram incorporados ao modelo preliminar em gesso pedra (Herodent; Vigodent, Rio de Janeiro, RJ). Com cera nº 7 (Wilson; Polidental, Cotia, SP) todo o modelo foi aliviado para se obter o espaço para o material de moldagem, exceto numa área da região anterior e duas da região posterior, servindo como limitadores no assentamento da moldeira durante a operação de moldagem.

A moldeira individual foi confeccionada em resina acrílica ativada quimicamente (Clássico Ltda, Campo Limpo Paulista, SP) portando abertura superior para o acesso dos parafusos dos transferentes de moldagem quadrados (094000; Conexão Sistemas de Prótese).

4.4 Moldagem de transferência

Para a moldagem de transferência foi utilizado o sistema de postes de impressão quadrados (094000; Conexão Sistemas de Prótese). Os transferentes foram amarrados com fio dental seguido pelo recobrimento com resina acrílica (Parttern Resin LS; GC America Inc., EUA). Em seguida, com um disco diamantado fino, foi feita a separação dos postes de impressão visando minimizar a contração de polimerização da resina acrílica. Depois de readaptados os componentes de impressão, o conjunto foi novamente ferulizado com pequenas porções de resina acrílica (Figura 2). Na moldagem de transferência foi empregado elastômero tipo poliéter (Impregum F; 3M Espe, Sumaré, SP) manipulado de acordo com as recomendações do fabricante, sendo injetado ao redor dos transferentes e inserido na moldeira.



Figura 2- Transferentes quadrados unidos com resina acrílica.

A impressão foi realizada com o posicionamento do conjunto moldeira/material de moldagem sobre a matriz metálica com pressão digital constante até que ocorresse a extrusão do excesso do material de moldagem (Figura 3a). Após 6 minutos do início da manipulação do material de moldagem, como recomendado pelo fabricante, foi cessada a pressão digital e os parafusos foram desrosqueados através da abertura superior da moldeira (Figura 3b). A

moldeira foi sacada e os transferentes quadrados permaneceram fixos no molde permitindo a acomodação dos análogos.

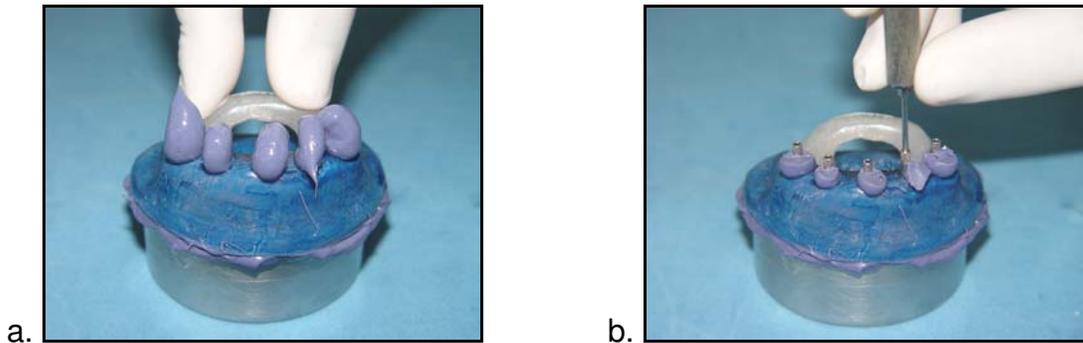


Figura 3- a. Moldeira sob pressão digital durante moldagem de transferência.
b. Desrosqueamento dos parafusos dos transferentes quadrados.

4.5 Modelos de trabalho

4.5.1 Obtenção dos modelos do grupo 1

Nos moldes desse grupo foram fixados análogos metálicos de cobre (147000; Conexão Sistemas de Prótese). Em seqüência, foi vertido revestimento especial para a fundição de titânio (Rematitan Ultra; Dentaurum, Alemanha) proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante. O conjunto foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente por 2 horas. O modelo refratário foi então removido e levado à estufa a 70°C para secagem por um período de 40 minutos. A seguir, foi imerso por aproximadamente 10 segundos em líquido endurecedor de superfície (Okodur; Dentaurum) e levados novamente à estufa por mais 10 minutos. Foram obtidos 10 modelos de revestimento.

4.5.2 Obtenção dos modelos dos grupos 2 e 3

Após a fixação dos análogos metálicos (147000; Conexão Sistemas de Prótese) nos moldes do grupo 2 e 3, foi realizado, sob vibração, o preenchimento com gesso tipo IV (Durone; Dentsply), proporcionado e manipulado de acordo com instruções do fabricante. Após a completa cristalização do gesso, foi realizada a separação dos modelos e distribuição aleatória entre os grupos, obtendo-se 10 modelos de gesso para o grupo 2 e outros 10 para o grupo 3.

4.6 Obtenção dos padrões para fundição

4.6.1 Padrões dos grupos 1 e 2

Para a confecção dos padrões foram empregados 100 cilindros protéticos em plástico (144001; Conexão Sistemas de Prótese) os quais foram parafusados sobre os análogos. Barras cilíndricas de cera (Dentaurum) de secção transversal de 4 mm foram recortadas e colocadas entre os cilindros protéticos e unidos a estes através de cera liquefeita (Kota Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP) (Figura 4). Nas extremidades livres, foi padronizada extensão distal de 10 mm de comprimento. As barras foram posicionadas 1 mm acima da interface entre o cilindro e a réplica do pilar.



Figura 4- Padrão de fundição posicionado sobre as réplicas dos *abutments* para os grupos 1 e 2.

Completada a confecção dos padrões, realizou-se o teste da adaptação que consistiu no aperto de um único parafuso numa das extremidades e avaliação da adaptação no lado oposto (Jemt, 1991; Kan et al., 1999; Sartori et al., 2004). Com o procedimento, as distorções visualizadas foram eliminadas pelo seccionamento de conexões e reunião por nova adição de cera.

Para o grupo 1 foram enceradas 10 estruturas sobre os análogos metálicos de cobre do modelo refratário e no grupo 2 foram enceradas 10 estruturas sobre os análogos metálicos do modelo em gesso.

4.6.2 Padrões dos grupos 3

Para a confecção dos padrões foram utilizados 50 cilindros calcináveis (036003; Conexão Sistemas de Prótese). Os cilindros continham alívio interno de 0,4 mm para que após a fundição das infra-estruturas, fossem incorporados os cilindros de titânio (036001; Conexão Sistemas de Prótese) por cimentação. Para a obtenção dos padrões, os cilindros calcináveis foram fixados sobre os cilindros de laboratório (036002; Conexão Sistemas de Prótese) por meio de parafusos de estabilização (036004; Conexão Sistemas de Prótese). Uma barra cilíndrica em cera de 4 mm de diâmetro foi recortada (Dentaurum) e posicionada entre os cilindros calcináveis e cera liquefeita (Kota Indústria e Comércio Ltda) foi aplicada unindo os cilindros entre si (Figura 5). Nas extremidades livres, foi padronizada uma extensão distal de 10 mm de comprimento. As barras foram dispostas a 1 mm da interface entre o cilindro protético e o cilindro de laboratório.



Figura 5- Padrão de fundição confeccionado sobre os cilindros de laboratório adaptados as réplicas dos *abutments* para o grupo 3.

4.7 Inclusão dos padrões de fundição

4.7.1 Padrões do grupo 1

Sobre a superfície livre dos padrões em cera foram fixados 6 cilindros de cera (Dentaurum) de 4 mm de diâmetro. Estes foram unidos a uma barra em forma de “U” de 5 mm de diâmetro. Sobre esta barra foram fixados perpendicularmente outros 2 cilindros de cera com 5 mm de diâmetro, as quais foram unidas a um cone plástico pré-fabricado (Dentaurum) que correspondeu a base formadora de cadinho (Figura 6).

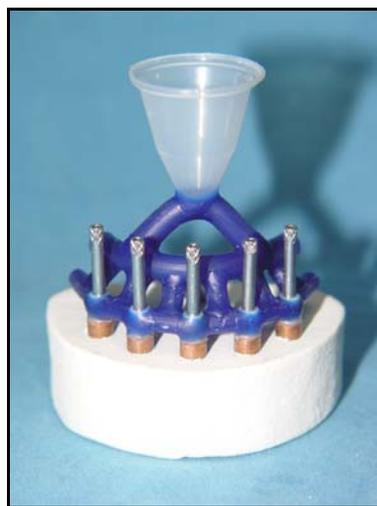


Figura 6- Padrão em cera com arranjo de condutos para fundição para o grupo 1.

Os modelos de revestimento com os padrões encerados foram adaptados e fixados com cera pegajosa liquefeita (Kota Indústria e Comércio Ltda) à base do anel de inclusão metálico de tamanho compatível. Os cones plásticos foram centralizados no sentido horizontal e vertical para não que excedessem o limite superior do anel (Figura 7).



Figura 7- Padrão posicionado no anel de inclusão.

Os padrões foram pulverizados com líquido redutor de tensão de superfície (Waxit; Degussa AG, Alemanha). Foram aguardados 5 minutos à temperatura ambiente para a secagem. Para a inclusão, primeiramente os padrões foram cobertos com camada de revestimento (Rematitan Ultra; Dentaurum) aplicada com pincel (Figura 8). Foi utilizado anel metálico revestido com folha de amianto umedecida em água (Figura 9a). O preenchimento do anel com revestimento (Rematitan Ultra) deu-se sob vibração, sendo o material proporcionado (250g de pó para 35ml de líquido) e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante (Figura 9b).



Figura 8- Camada de revestimento depositada sobre o padrão.

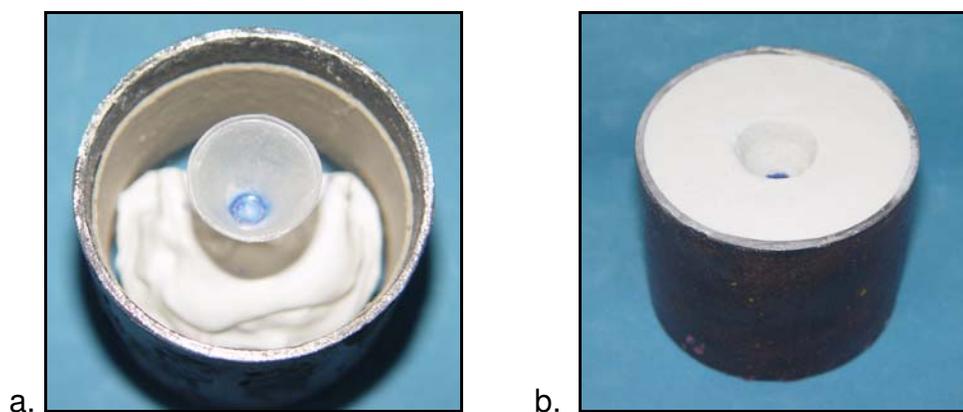


Figura 9- a. Anel metálico revestido internamente com amianto. b. anel metálico preenchido com revestimento.

4.7.2 Padrões do grupo 2 e 3

Sobre a superfície livre dos padrões, foram fixados 6 cilindros de cera (Dentaurum) de 4 mm de diâmetro. Estes foram unidos a uma barra em forma de “U” com 5 mm de diâmetro. À barra foram conectados perpendicularmente outros 2 cilindros de cera com 5 mm de diâmetro, os quais foram adaptados à base

formadora de cadinho de um anel de inclusão de silicone de tamanho compatível (Dentaurum) (Figura 10).



Figura 10- Padrão em cera para os grupos 2 e 3 na base formadora de cadinho do anel de inclusão.

Líquido redutor de tensão de superfície (Waxit; Degussa AG) foi aplicado sobre todos os padrões em cera e deixado para secagem a temperatura ambiente por 5 minutos. Em seguida, anel de silicone compatível foi acomodado sobre a base formadora de cadinho e o revestimento especial para fundição de titânio Rematitan Plus (Dentaurum, Alemanha) foi vertido, tendo sido proporcionado (250g de pó para 40ml de líquido) e manipulado seguindo as instruções do fabricante. Completado o preenchimento do anel, o conjunto foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente por 2 horas.

4.8 Processo de fundição

Os blocos de revestimento foram colocados com a base formadora de cadinho voltada para baixo em forno elétrico (Vulcan 3.550 NDI Box Furnace; Degussa, EUA) previamente programado. O programa de aquecimento para o grupo 1 e para o grupo 2 e 3 estão representados nos quadros abaixo:

Quadro 1 – Ciclo de aquecimento dos anéis de revestimento do grupo 1:

Programa	Temperatura (°C)	Velocidade de aquecimento (°C/min.)	Tempo de aquecimento (min.)
Ciclo 1	250	5	90
Ciclo 2	900	5	40
Ciclo 3	430	5	90

Quadro 2 – Ciclo de aquecimento dos anéis de revestimento dos grupos 2 e 3:

Programa	Temperatura (°C)	Velocidade de aquecimento (°C/min.)	Tempo de aquecimento (min.)
Ciclo 1	250	7	60
Ciclo 2	1000	7	90
Ciclo 3	550	7	120

Concluído o ciclo de aquecimento, os anéis de revestimento foram levados à máquina de fundição (Rematitan; Dentaurum) (Figura 11). Foi utilizado o titânio comercialmente puro (Ti c.p.) na forma de pastilhas de 31 gramas (Tritan; Dentaurum). Após a fundição, o bloco de revestimento foi imediatamente esfriado em água, conforme as recomendações do fabricante.



Figura 11- Pastilha e bloco de revestimento dispostos na máquina de fundição.

4.9 Desinclusão e Acabamento

As amostras foram desincluídas do revestimento através de um desinclusor pneumático (Silfradent; F.LLI Manfred, Itália) e jateadas com óxido de alumínio com partículas de 100 μ m de granulação (Figura 12). Os condutos de alimentação foram então seccionados com disco de óxido de alumínio (Dentaurum).



Figura 12- Infra-estrutura desincluída e jateada.

Pela fundição-sobre-análogos das estruturas do grupo 1, excessos marginais criados nas bordas dos cilindros metálicos (Figura 13a) foram removidos por um dispositivo de retificação manual (304123; Conexão Sistemas de Prótese) (Figura 13b). Uma vez acoplado aos cilindros metálicos, o retificador removeu os excessos após poucas voltas do instrumento em sentido horário (Figura 13c e 13d).

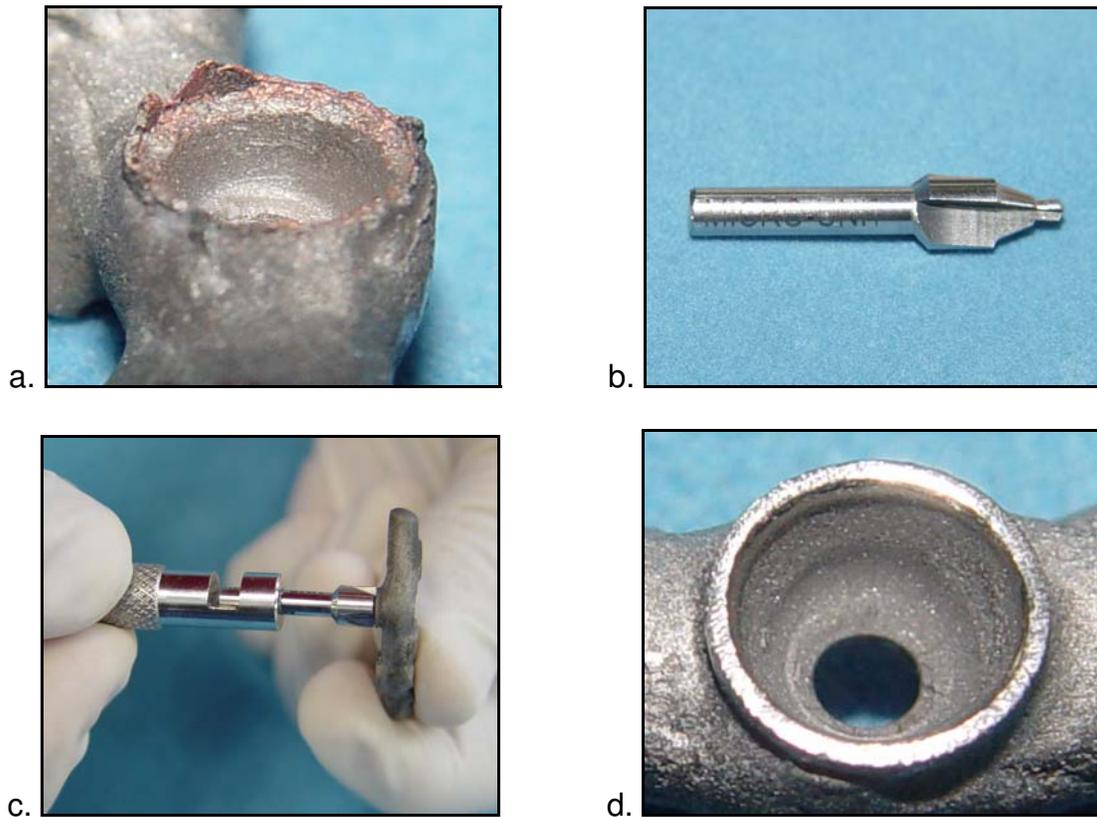


Figura 13- a. Excessos na borda do cilindro após fundição. b. Dispositivo de retificação para o *abutment* Micro Unit. c. Aplicação do retificador manual. d. Borda do cilindro após retificação.

4.10 Cimentação dos cilindros protéticos do grupo 3

Para o correto posicionamento das infra-estruturas durante a incorporação dos cilindros de titânio por cimentação, as infra-estruturas metálicas foram estabilizadas, uma a uma, sobre os cilindros de titânio por meio dos parafusos de estabilização nos análogos dos pilares Micro Unit diretamente na matriz metálica, com torque de 10 Ncm. Os cilindros centrais foram fixados com resina acrílica (Partern Resin LS; GC America Inc.) às infra-estruturas e incorporados a elas por soldagem num aparelho de soldagem *laser* (Desktop Laser; Dentaureum), programado a 280V, pulso de 5 ms e focus igual a zero.

As infra-estruturas eram removidas e os demais cilindros adaptados contra os análogos dos pilares Micro Unit na matriz metálica. Agente de cimentação resinoso (Panavia F; Kuraray Co., Japão) foi inserido nas lojas das infra-estruturas correspondentes aos cilindros de titânio (Figura 14a). O conjunto foi re-parafusado pelo cilindro central à matriz metálica e os excessos do agente de cimentação removidos. As interfaces foram fotopolimerizadas com o auxílio de um fotopolimerizador (Curing Light XL 3000; 3M Espe), durante 20 segundos em cada uma das faces, vestibular e lingual (Figura 14b).

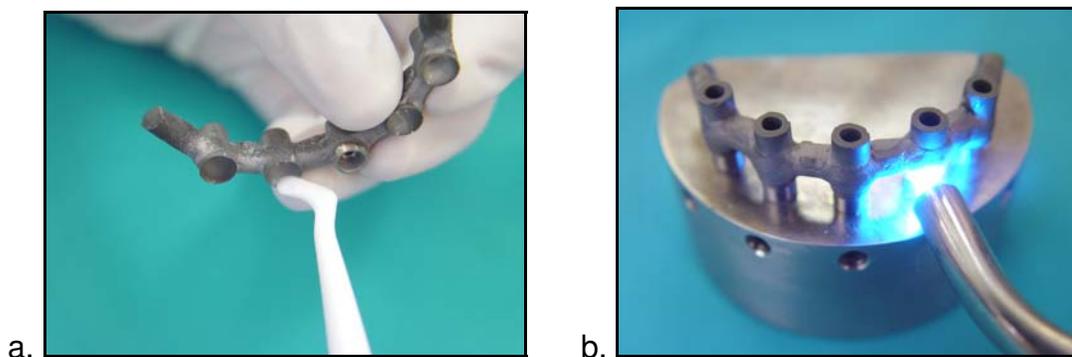


Figura 14- a. Inserção do cimento nas lojas da estrutura. b. Fotopolimerização para incorporação dos cilindros pré-fabricados.

4.11 Análise dos desajustes marginais

Para avaliação do desajuste marginal entre as infra-estruturas metálicas e os análogos do pilar Micro Unit, foi utilizado microscópio (Mikro Vision; Leika, Alemanha) com precisão de $0,5\mu\text{m}$ e sob aumento de 120 vezes, sendo este acoplado ao sistema de medição Quadra – Chek 200 (Figura 15).



Figura 15- Microscópio acoplado ao sistema de medição Quadra – Chek 200.

As infra-estruturas metálicas dos grupos 1, 2 e 3 foram adaptadas aos análogos da matriz metálica e o parafuso de titânio (157004; Conexão Sistemas de Prótese) correspondente ao implante A foi apertado com um torque de 10 Ncm por meio de um torquímetro manual (Conexão Sistemas de Prótese). Foi então verificado a fenda marginal formada entre a peça metálica e os análogos nas posições C e E. O mesmo procedimento foi realizado com o outro parafuso do componente E para a medição das fendas nos implantes A e C (Jemt, 1991; Kan et al., 1999; Sartori et al., 2004).

Para leitura dos desajustes, a matriz metálica foi fixada a uma base em aço inox que permaneceu sobre a platina do microscópio de medição (Figura 16 e

17). A base metálica possibilitou a alteração de posição das estruturas para que os procedimentos de leitura pudessem ser efetuados nas faces vestibular (V) e lingual (L), diametralmente opostas, na interface *abutment*/estrutura dos três implantes que foram denominados com letras A, C e E. O plano focal do microscópio foi ajustado pela focalização de ambas as margens sem mudança de foco. Em cada interface, foram obtidas três leituras no ponto central da distância mesio-distal de cada *abutment* e feita a média aritmética entre os valores.

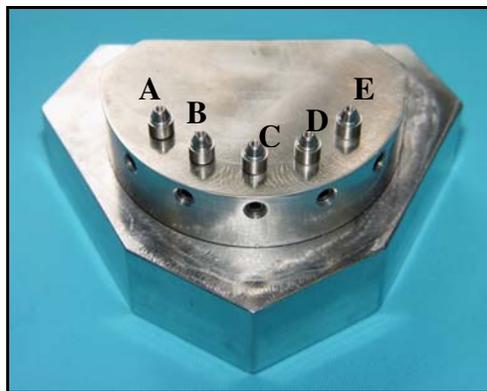


Figura 16- Matriz metálica adaptada à base para leitura dos desajustes marginais.

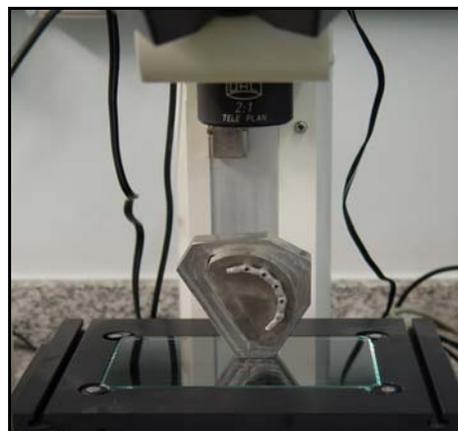


Figura 17- Matriz e base metálicas sobre a platina do microscópio para leitura dos desajustes marginais.

Uma vez obtidas médias de desajuste marginal para cada estrutura, foi realizada uma análise exploratória dos dados e uma transformação logarítima para atender os pressupostos necessários da Análise de Variância. A seguir, foram realizados a Análise de Variância e o teste estatístico de Tukey, em nível de 1% de probabilidade.

5 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta a Análise de Variância concernente aos grupos avaliados. Os valores médios (e desvio padrão) referentes ao desajuste marginal das infra-estruturas dos grupos monobloco, cilindro cimentado e fundição-sobre-análogos foram comparados pelo teste de Tukey (Anexo) e são visualizados na Tabela 2.

Tabela 1 - Análise de Variância dos grupos com relação ao desajuste.

Fonte da variação	DF	SQ	QM	valor-F	Pr > F
Grupo	2	5,82725151	2,91362576	189,72	<,0001
Resíduo	27	0,41465501	0,01535759		
Total	29	6,24190652			

Tabela 2 - Média (em μm) e desvio padrão de desajuste marginal das infra-estruturas dos grupos monobloco, cilindro cimentado e fundição-sobre-análogos.

Grupo	Média	Desvio padrão
Monobloco	332,87 A	63,91
Cilindro cimentado	27,90 B	6,61
Fundição-sobre- análogos	97,70 C	40,53

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($P \leq 0,01$).

Foram verificadas diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos: monobloco (332,87 μm), cilindro cimentado (27,90 μm) e fundição-sobre-

análogos (97,70 μ m). O grupo cilindro cimentado apresentou os menores valores médios de desajuste marginal. O grupo fundição-sobre-análogos apresentou médias de desajuste marginal menores que as do grupo monobloco, porém significativamente maiores que as do grupo cilindro cimentado.

6 DISCUSSÃO

Distorções e imprecisões no ajuste marginal podem limitar a longevidade das restaurações implanto-retidas e das próprias fixações, principalmente por conduzirem a falhas de ordem mecânica e biológica. A ausência de micromovimentos na interface implante-osso faz com que as distorções das próteses intensifiquem as tensões, comprometendo a osseointegração (Skalak, 1983; Johansson & Palmqvist, 1990; Jemt, 1991; Weinberg, 1993; Carlson & Carlsson, 1994; Waskewicz et al., 1994; Schwarz, 2000). Níveis elevados de desajustes nas peças parafusadas geram sobrecarga nos componentes protéticos sendo freqüentes a fadiga e fratura de parafusos da prótese e/ou dos *abutments*, ruptura da estrutura metálica e perda óssea marginal (Weinberg, 1993; Carlson & Carlsson, 1994; Schwarz, 2000).

Como as próteses suportadas por implantes são retidas por parafusos, a análise de desajustes marginais pela observação direta das fendas não deve se dar quando todos estes estiverem apertados. Se assim o for, grandes desajustes são muitas vezes reduzidos em consequência da aproximação dos *abutments* à peça metálica por ação das forças axiais de tração geradas após o aperto dos parafusos (Jemt & Lekholm, 1998). Assim, Aparicio (1994) e Kan et al. (1999) propuseram métodos que verificassem o assentamento da estrutura pela localização de pontos de fulcro e pelo teste do apertamento final de todos os parafusos, sem que, contudo, se excedesse a meia volta de rotação no aperto. Outros métodos são, por exemplo, respaldados apenas na sensibilidade tátil, sendo por muitos, considerados insuficientes devido ao empirismo (Jemt, 1991; Jemt & Lie, 1995). Já o método que se baseia na atuação de um único parafuso é recomendado pela grande maioria dos autores (Goll, 1991; Jemt, 1991; Waskewicz et al., 1994; Jemt & Lie, 1995; Romero et al., 2000; Randi et al., 2001; Sartori et al., 2004). Fundamenta-se no aperto de um único parafuso localizado num extremo distal da estrutura e da análise das fendas marginais do segmento em alça do lado oposto: o chamado teste do parafuso único.

No presente estudo foi adotado o método da análise de desajustes pelo protocolo do parafuso único, tendo sido verificados nas infra-estruturas obtidas pela técnica idealizada de fundição-sobre-análogos, desajustes ($97,70\mu\text{m}$) reduzidos em relação às peças em monobloco ($332,87\mu\text{m}$). Nas peças sobre-análogos, pode-se considerar que as medidas estão dentro de padrões de desajuste clinicamente aceitáveis (Jemt & Lie, 1995; Sahin & Çehreli, 2001). É parâmetro a osseointegração ser preservada e serem poucas as evidências de complicações mecânicas observadas em pacientes reabilitados com próteses totais fixas com discrepâncias marginais inferiores a $150\mu\text{m}$.

A média de desajuste marginal das infra-estruturas fundidas-sobre-análogos mostrou-se compatível às obtidas por técnicas outras, como a de segmentação e posterior soldagem – a rotina mais utilizada por clínicos e técnicos especializados. Os resultados de desajuste tiveram similaridade aos encontrados por Jemt (1996) ($90\mu\text{m}$) e por Sousa (2003) ($103\mu\text{m}$) - os quais empregaram a técnica da soldagem de segmentos a *laser* - e ao avaliado por Romero et al. (2000) ($72\mu\text{m}$) - utilizando segmentos fundidos em liga de ouro e soldados por brasagem. Pelos resultados obtidos, pode-se acreditar que na técnica de fundição-sobre-análogos as distorções sejam minimizadas, apesar de uma peça fundida em monobloco ser obtida. Nela, tem-se a inclusão do padrão em conjunto com o modelo, evitando-se as distorções que se dão quando de sua remoção e inclusão isolada (Rubin & Sabella, 1955; Darveniza & Martin, 1982). Os valores mais elevados de desajuste nas peças do grupo monobloco ($332,87\mu\text{m}$) reiteram esta aclaração de deformação (Jemt & Lindén, 1992; McCartney & Doud, 1993; Jemt, 1996).

Para a fundição-sobre-análogos foram utilizadas réplicas em liga de cobre, cuja zona de fusão está em torno de 1083°C (Parr et al., 1985). Para se evitar a fusão dos análogos, utilizou-se revestimento especial para titânio (Rematitan Ultra) com ciclo de aquecimento com patamar máximo de temperatura em 900°C , sendo necessário para este, anel metálico na inclusão. Contudo, as

fundições contra os análogos criam arestas serrilhadas nas bordas dos cilindros metálicos, necessitando ser regularizadas. Para a técnica, fez-se primordial o uso de retificadores manuais após a fundição, os quais foram desenvolvidos em tungstênio. Por atrição contra as bordas dos cilindros, desbastavam as arestas, regularizando o assentamento.

Por outro lado, as estruturas obtidas pela técnica de incorporação de cilindros de titânio por cimentação exibiram baixos valores de discrepâncias marginais (27,90 μ m), dados estes, semelhantes aos encontrados por Kleine (2002) (25,60 μ m e 29,17 μ m). Estes dados podem ser atribuídos à precisão de adaptação das bordas dos cilindros – originalmente pré-fabricados em titânio – aos respectivos *abutments* e à incorporação por cimentação destes à peça fundida.

Todavia, clinicamente, para os cilindros cimentados é interessante observar que as discrepâncias marginais não são eliminadas. Apenas migram das interfaces cilindros protéticos/*abutment* para aquelas entre a peça fundida/cilindro protético. As lojas abertas na estrutura fundida necessitam ser aliviadas o bastante para permitir a incorporação dos cilindros sem quaisquer interferências. Estes alívios são tidos como propiciadores de espessuras variadas de película de cimento, atingindo até 1mm (Aparicio, 1994). A falta de uniformidade e as grandes espessuras podem aumentar a fragilidade da união, suscetibilizando ao fracasso diante de esforços funcionais. Adicionalmente, o protocolo para execução da técnica dos cilindros cimentados estipula que a incorporação se dê intraoralmente (Hofstede et al., 1999; Jiménez-López, 2000). Esta conduta é tida como de alto grau de dificuldade, uma vez que contaminações das lojas ou do material resinoso podem comprometer os mecanismos de adesão (Randi et al., 2001).

Numa acareação da técnica dos cilindros cimentados com a fundição-sobre-análogos, vantagens e desvantagens podem ser apontadas quanto a custos relativos e facilidade de procedimentos. Para os cilindros cimentados, maiores custos são esperados: componentes pré-fabricados, agente de cimentação

(Panavia F) e maior números de etapas clínicas ou laboratoriais são exigidos. A arrematação da peça exige a fundição e posterior incorporação dos cilindros protéticos. Na fundição-sobre-análogos, além das peças serem obtidas numa única etapa, os procedimentos podem ser abreviados percebendo-se que o molde final de transferência pode ser obtido diretamente em revestimento. Obter-se-á assim um modelo final com os análogos em material refratário a ser utilizado para a fabricação dos padrões e para a fundição.

Independentemente da técnica de fabricação, as estruturas do presente estudo foram avaliadas quanto aos níveis de desajuste pelo teste do parafuso único, sendo oportuna uma discorrência sobre o tópico. Neste protocolo, pode-se imaginar que irregularidades na base de assentamento do parafuso protético tenham efeito igual ou maior que as próprias deficiências de margens. Quando um único parafuso é apertado contra uma superfície irregular de uma base de assentamento, pode-se supor que o segmento oposto da peça irá alçar conduzindo a discrepâncias marginais severas. Estas podem, erroneamente, ser confundidas com deficientes margens de cilindros protéticos. Nas peças monoblocos e fundidas contra os análogos em cobre, desde que se empregam cilindros plásticos calcináveis, imprecisões nas bases de assentamento dos parafusos são prováveis, o que em parte, vem autenticar os maiores valores de desajuste nestas observados.

Na técnica do cilindro cimentado, além do melhor ajuste marginal dado pelas bordas precisas dos cilindros protéticos pré-fabricados, os menores valores de desajuste poderiam ser originários da regularidade das bases de assentamento dos parafusos, que da mesma maneira, são bastante precisas. Adicionalmente, para a incorporação dos cilindros à peça vazada, estes permanecem apertados contra os *abutments*, permitindo uma correta inserção e reduzindo ainda mais eventuais interferências das bases de assentamento.

Finalmente, desde que preconizado o uso de ligas odontológicas que possuam propriedades físicas e mecânicas compatíveis aos implantes e tecidos

bucais (Helldén & Dérand, 1998), o Ti c.p. foi utilizado em todas as fundições. A opção é avalizada pelo baixo custo relativo (Jemt, 1996; Takahashi & Gunne, 2003; Koke et al., 2004) e aceitáveis valores de desajustes marginais.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo com relação a infra-estruturas metálicas de próteses implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro, pôde-se concluir que:

1- A técnica de fundição-sobre-análogos proporcionou menor desajuste marginal ($97,70\mu\text{m}$) que as fundições em monobloco ($332,87\mu\text{m}$), embora com discrepâncias marginais maiores que as estruturas obtidas com cilindros cimentados ($27,90\mu\text{m}$);

2- Os desajustes marginais obtidos pela técnica de fundição-sobre-análogos foram considerados dentro de padrões clinicamente aceitáveis.

REFERÊNCIAS*

Abramowsky ZL. Fixed partial dentures by one-piece casting. **J Prosthet Dent.** 1960; 10(5): 938-45.

Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Bränemark osseointegrated implants: a tow-year report. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 1994; 14(5): 405-19.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994; 9(1): 90-94.

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(6): 500-9.

Darveniza M, Martin JR. One-piece casting for fixed bridgework. **Aust Dent J.** 1982; 27(1): 5-10.

Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. **J Prosthet Dent.** 1991; 66(3): 377-84.

Hellden LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1998; 13(2): 190-96.

Hofstede TM, Ercoli C, Hagan ME. Alternative complete-arch cement-retained implant-supported fixed partial denture. **J Prosthet Dent.** 1999; 82(1): 94-99.

* De acordo com a norma UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. **J Dent Res.** 1977; 56(2): 128-34.

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Clin oral Implants Res.** 1995; 6: 172-80.

Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 1992; 12(3): 177-83.

Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1996; 11(2): 151-58.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1991; 6(3): 270-76.

Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. **Clin oral Implants Res.** 1998; 9: 272-80.

Jiménez-López V. **Reabilitação bucal em Prótese sobre implantes.** São Paulo: Quintessence; 2000.

Johansson G, Palmquist S. Complications, supplementary treatment and maintenance in edentulous arches with implant supported fixed prostheses. **Int J Prosthodont.** 1990; 3(1): 89-92.

Kan JYK. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent.** 1999; 81(1): 7-13.

Kleine A. **Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser.** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. *In vitro* investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. **J Oral rehabilitation.** 2004; 31: 477-82.

Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental material. **Int Dent J.** 1993; 43(3): 245-53.

McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. **J Prosthet Dent.** 1993; 70(1): 17-20.

Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J Prosthet Dent.** 1985; 54(3): 410-11.

Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2001; 16(4): 547-56.

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

Rubin JG, Sabella AA. One-piece castings for fixed bridgework. **J Prosthet Dent.** 1955; 5(6): 843-47.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent.** 2001; 10(2): 85-90.

Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J Prosthet Dent.** 2004; 92(2): 132-38.

Schieffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece casting. **J Prosthet Dent.** 1985; 54(6): 770-76.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. **Clin oral Implants Res.** 2000; 11(suppl): 156-58.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent.** 1983; 49(6): 843-48.

Sousa SA. **Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas à eletroerosão.** [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Takahashi T, Gunne J. Fit of implants frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. **J Prosthet Dent.** 2003; 89(3): 256-60.

Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding and infrared brazing. **J Prosthet Dent.** 1995; 74(5): 521-30.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994; 9(4): 405-11.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supporting prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1993; 8(1): 19-31.

ANEXO

Dados Originais

GRUPO MONOBLOCO

ESTRUTURA														MÉDIA
1	Face Vestibular	346	340	349	214	216	225	270	263	272	565	573	566	
	Face Lingual	233	233	228	116	123	122	207	209	212	523	503	507	308,958333
2	Face Vestibular	352	356	357	189	194	191	247	261	254	645	646	640	
	Face Lingual	236	251	255	91	98	95	202	208	207	574	580	571	320,833333
3	Face Vestibular	566	563	562	249	240	244	146	142	144	402	411	414	
	Face Lingual	463	469	462	177	172	173	96	93	92	326	326	325	302,375
4	Face Vestibular	539	532	543	195	216	202	294	298	298	531	535	541	
	Face Lingual	396	396	405	135	128	136	222	219	222	386	385	390	339,333333
5	Face Vestibular	575	574	576	255	262	260	220	223	224	535	527	536	
	Face Lingual	478	471	467	171	172	181	159	163	174	400	395	401	349,958333
6	Face Vestibular	710	708	715	265	260	259	291	278	271	625	629	635	
	Face Lingual	561	558	557	201	200	197	204	208	219	499	504	506	419,166667
7	Face Vestibular	725	719	725	255	265	256	298	304	296	693	696	691	
	Face Lingual	584	587	589	195	188	195	198	197	197	552	554	555	438,083333
8	Face Vestibular	350	365	344	223	228	231	205	204	194	200	205	212	
	Face Lingual	315	319	312	125	125	130	118	130	129	169	170	167	215,416667
9	Face Vestibular	526	516	520	268	267	266	244	244	248	502	504	500	
	Face Lingual	430	427	432	199	203	202	205	219	215	414	406	415	348,833333
10	Face Vestibular	473	475	475	286	272	281	188	184	191	332	315	312	
	Face Lingual	407	406	412	231	221	213	139	141	142	252	257	254	285,791667

GRUPO CILINDRO CIMENTADO

ESTRUTURA													MÉDIA	
1	Face Vestibular	14	13	14	23	20	26	41	42	46	41	50	44	32,25
	Face Lingual	24	19	19	22	24	16	43	45	50	51	40	47	
2	Face Vestibular	23	25	29	16	19	18	24	23	23	22	25	30	29,458333
	Face Lingual	26	28	31	43	36	39	50	52	50	27	24	24	
3	Face Vestibular	30	23	21	17	13	15	22	17	17	30	30	24	24,625
	Face Lingual	26	18	20	39	38	37	26	26	27	30	22	23	
4	Face Vestibular	31	30	33	13	10	8	24	17	23	16	18	22	28,791667
	Face Lingual	32	25	34	64	61	56	42	36	38	17	23	18	
5	Face Vestibular	28	23	32	14	14	11	26	17	22	20	16	19	26,5
	Face Lingual	21	33	25	44	36	39	54	53	49	13	16	11	
6	Face Vestibular	47	45	51	57	46	48	20	26	26	30	27	33	42,208333
	Face Lingual	45	42	41	69	69	70	42	46	50	31	23	29	
7	Face Vestibular	23	22	22	21	19	26	17	18	19	34	31	32	31,666667
	Face Lingual	21	24	23	36	40	38	52	43	52	47	50	50	
8	Face Vestibular	20	17	19	25	16	17	21	21	23	6	10	8	20,625
	Face Lingual	10	9	14	40	27	39	43	46	35	13	9	7	
9	Face Vestibular	30	22	31	17	20	18	13	12	9	10	7	9	20
	Face Lingual	44	31	37	17	19	18	21	16	15	19	26	19	
10	Face Vestibular	25	27	20	18	15	17	19	18	21	14	12	11	22,916667
	Face Lingual	18	19	21	41	36	40	46	46	45	6	7	8	

GRUPO FUNDIÇÃO-SOBRE-ANÁLOGOS

ESTRUTURAS													MÉDIA	
1	Face Vestibular	44	41	41	126	129	131	101	102	91	79	76	74	
	Face Lingual	12	12	10	55	44	51	53	59	49	165	164	175	78,5
2	Face Vestibular	85	84	82	112	91	95	276	277	264	341	339	337	
	Face Lingual	37	36	37	102	89	88	186	181	180	352	347	350	182
3	Face Vestibular	39	38	33	82	85	89	40	30	26	129	135	136	
	Face Lingual	43	42	46	50	47	49	42	43	49	81	75	90	63,29167
4	Face Vestibular	342	331	341	135	140	143	18	20	21	199	200	209	
	Face Lingual	301	301	315	40	35	36	8	7	10	142	141	137	148,8333
5	Face Vestibular	33	28	27	37	33	42	151	137	140	261	258	267	
	Face Lingual	35	36	35	23	22	26	89	85	83	186	174	175	99,29167
6	Face Vestibular	94	85	83	110	119	119	174	153	153	194	194	191	
	Face Lingual	45	42	43	19	14	15	15	14	15	112	107	105	92,29167
7	Face Vestibular	136	133	129	84	89	89	60	64	57	33	33	44	
	Face Lingual	56	62	54	139	142	140	113	120	112	18	21	21	81,20833
8	Face Vestibular	75	73	68	131	122	129	152	158	154	116	114	108	
	Face Lingual	32	28	33	31	28	32	27	19	15	28	25	24	71,75
9	Face Vestibular	217	223	225	52	53	66	116	117	123	116	117	115	
	Face Lingual	150	153	158	65	65	63	66	72	75	81	80	91	110,7917
10	Face Vestibular	12	17	15	44	45	47	73	66	67	75	69	64	
	Face Lingual	47	37	35	75	74	63	46	41	43	44	43	36	49,08333

Análise Estatística

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
grupo	3	1 2 3

Number of observations 30
14:03 Wednesday, September 29, 2004 10

The GLM Procedure

Dependent Variable: logdesadap

Source	Sum of DF	Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	2	5.82725151	2.91362576	189.72	<.0001
Error	27	0.41465501	0.01535759		
Corrected Total	29	6.24190652			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	logdesadap Mean
0.933569	6.291458	0.123926	1.969746

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	2	5.82725151	2.91362576	189.72	<.0001

14:03 Wednesday, September 29, 2004 11

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for logdesadap

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ

Alpha	0.01
Error Degrees of Freedom	27
Error Mean Square	0.015358
Critical Value of Studentized Range	4.49438
Minimum Significant Difference	0.1761

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	grupo
A	2.51473	10	1
B	1.95919	10	3
C	1.43532	10	2