

LUIZ HENRIQUE PEDROSO

**AVALIAÇÃO MICROSCÓPICA ENTRE A ADAPTAÇÃO DO CILINDRO DE
TITÂNIO E O MINI PILAR CÔNICO, APÓS A CONFECÇÃO DA INFRA-
ESTRUTURA METÁLICA, APLICAÇÃO DA CERÂMICA E CIMENTAÇÃO DO
CILINDRO DE TITÂNIO: ESTUDO IN VITRO**

CAMPINAS
2008

LUIZ HENRIQUE PEDROSO

**AVALIAÇÃO MICROSCÓPICA ENTRE A ADAPTAÇÃO DO CILINDRO DE
TITÂNIO E O MINI PILAR CÔNICO, APÓS A CONFECÇÃO DA INFRA-
ESTRUTURA METÁLICA, APLICAÇÃO DA CERÂMICA E CIMENTAÇÃO DO
CILINDRO DE TITÂNIO: ESTUDO IN VITRO**

Dissertação apresentada ao Centro de
Pós-Graduação / CPO São Leopoldo
Mandic, para obtenção do título de Mestre
em Odontologia.

Área de concentração: Implantodontia.

Orientador: Thomaz Wassall

CAMPINAS
2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

P372a Pedroso, Luiz Henrique.
Avaliação microscópica entre a adaptação do cilindro de titânio e o mini pilar cônico, após a confecção da infra-estrutura metálica, aplicação da cerâmica e cimentação do cilindro de titânio: estudo in vitro / Luiz Henrique Pedroso. – Campinas: [s.n.], 2008.
78f.: il.

Orientador: Thomaz Wassall.

Dissertação (Mestrado em Implantodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Titânio. 2. Osseointegração. 3. Implantes dentários.
I. Wassall, Thomaz. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

SÃO LEOPOLDO MANDIC
C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: “AVALIAÇÃO MICROSCÓPICA ENTRE A ADAPTAÇÃO DO CILINDRO DE TITÂNIO E O MINI PILAR CÔNICO, APÓS A CONFECÇÃO DA INFRA-ESTRUTURA METÁLICA, APLICAÇÃO DA CERÂMICA E CIMENTAÇÃO DO CILINDRO DE TITÂNIO: ESTUDO IN VITRO” apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: _____ em __/__/____, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. (a) Dr(a)

Prof. (a) Dr(a)

Prof. (a) Dr(a)

DEDICATÓRIA

Aos meus **Pais e Irmãos**, pelo convívio e seus exemplos de vida, que transmitiram-me ensinamentos valiosos na minha formação pessoal, fazendo-me acreditar que a vida é o bem mais valioso que recebemos de Deus.

A minha esposa **Silvia** e aos meus filhos **Guilherme e Giulia**, que me deram a mais bela das instituições, a nossa família; que com seus constantes incentivos e admiráveis experiências de vida, jamais permitiram render-me os desafios ou me deixar vencer pelas dificuldades. Com vosso amor e carinho sinto-me motivado todos os momentos de minha vida.

AMO VOCÊS!!!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Thomaz Wassall**, pela confiança, incentivo e amizade durante todas as etapas deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos!

Ao meu amigo, **Geninho Thomé**, pela convivência nos últimos anos, pela admiração de sua capacidade científica e por apresentar-me a técnica da “Cimentação Passiva” que me levou a escolha do tema deste trabalho.

Muito Obrigado!

A minha amiga, **Luciane Pires**, por todo apoio a mim dedicado na execução deste trabalho, pelo seu entusiasmo, motivação e competência em seu trabalho diário.

Minha eterna gratidão!

AGRADECIMENTO

Ao amigo, **Waldir Benincasa de Castro Lima**, pela amizade, pelo respeito, pela troca de experiências, pelo convívio em Campinas, minha eterna gratidão.

A todos os **Amigos do Mestrado**, pelos momentos de alegria e por compartilhar da árdua tarefa.

Aos **Profs. Saturnino Aparecido Ramalho e Antônio Marcos Montagner**, pelos ensinamentos a mim transmitidos e respeito para com os pacientes.

Ao Técnico em Prótese, **Claudenilson Malta**, pela execução dos trabalhos na fase laboratorial.

À **Profa. Dra. Flávia Martão Florio**, pela orientação e elaboração da análise estatística deste trabalho.

À **Neodent**, por todo apoio a minha clínica, aos meus cursos e pela doação dos componentes para realização do experimento.

À **Tatiana**, funcionária responsável pelo Laboratório de Ensaio de Materiais, pelo auxílio prestado para análise microscópica deste trabalho.

Aos **Funcionários do C.P.O. São Leopoldo Mandic**, por toda atenção a mim dispensada.

Meu muito obrigado!

RESUMO

A falta de adaptação entre os cilindros e os pilares intermediários, nas reabilitações protéticas parafusadas sobre implantes, pode ocasionar problemas, muitas vezes levando a perda da osseointegração. O presente estudo *in vitro* avaliou a adaptação do componente protético do tipo cilindro de titânio sobre o mini pilar cônico, após confecção de infra-estrutura sem realização de solda, aplicação da cerâmica e cimentação do cilindro de titânio sob a infra-estrutura metálica. Sobre uma plataforma de alumínio foram instalados linearmente quatro implantes que receberam os pilares distribuídos a uma distância de 10 mm entre eles. No grupo controle foram instalados individualmente os cilindros de titânio sobre os pilares com torque de 10N/cm, que foram submetido a análise microscópica da adaptação vertical, na face anterior e posterior dos 40 cilindros utilizado, totalizando 80 leituras. Foram realizadas 10 moldagens de arrasto, dos pilares, com transferentes unidos com resina autopolimerizável, obtendo 10 modelos de trabalho, sobre estes foram instalados os cilindros de latão e os cilindros calcináveis que foram unidos, encerados e fundidos obtendo as 10 infra-estruturas metálicas que receberam aplicação da cerâmica. Após a restauração das infra-estruturas realizou-se a cimentação dos cilindros de titânio, sob as mesmas, nos modelos de trabalho, finalizando as 10 próteses. No grupo experimental as próteses foram retidas no modelo-mestre, pelos parafusos com torque de 10N/cm. A análise microscópica da adaptação vertical entre os pilares/cilindros foi realizada na face anterior e posterior das 10 próteses totalizando 80 leituras. Os resultados obtidos apresentaram média de 6,29 μ m para o grupo controle e 6,31 μ m o grupo experimental e foram submetidos a análise de variância ANOVA ($p=0,9374$), observou que a desadaptação foi maior na face posterior do que na anterior. Concluímos que não houve diferença significativa na adaptação entre os pilares/cilindros para ambos os grupos, com adaptações verticais inferior a 10 μ m dentro dos limites clinicamente aceitáveis encontrados na literatura.

Palavras-chaves: Titânio. Osseointegração. Adaptação vertical. Abutments dental. Implantes dental.

ABSTRACT

The lack of adaptation between the cylinders and the intermediaries, in the prosthetic rehabilitations screwed on implants, may cause problems, many times leading to the loss of osseointegration. This in vitro study assessed the adaptation of the prosthetic component of the titanium cylinder on the conical mini-abutment intermediary, after conclusion of infrastructure without welding, application of ceramics and cementation of the titanium cylinder under the metallic infrastructure. Four implants that received the intermediaries distributed linearly to a distance of 10 mm were placed on an aluminum platform. In the control group the titanium cylinders were placed individually on the intermediaries with a torque of 10N/cm, and were submitted to a microscopic analysis of the vertical adaptation, on the lower and upper surface of the 40 cylinders used, totaling 80 readings. 10 trailing molds of the intermediaries were performed, with transferors united with self-polymerizable resin, obtaining 10 models of work, on which the brass cylinders and the calcinable cylinders that were united, concluded and fused were placed, obtaining the 10 metallic infrastructures that received application of ceramics. After the restoration of the infrastructures, the cementation of the titanium cylinders took place, under them, in the models of work, concluding de 10 prostheses. In the experimental group, the prostheses were kept on the master-model, by the screws with a torque of 10N/cm. The microscopic analysis of the vertical adaptation between the intermediaries/cylinders was performed on the lower and upper surface of the 10 prostheses totaling 80 readings. The data obtained showed an arithmetic average of 6,29 μ m for the control group and 6,31 μ m for the experimental group, which were submitted to the analysis of variance ANOVA ($p=0,9374$), noted that the desadaptation was higher in face later than in previous. The results have shown no significant difference in the adaptation between the intermediaries/cylinders for both groups, with vertical adaptations lower than 10 μ m within the clinically acceptable limits found in the literature.

Keywords: Titanium. Osseointegration. Vertical adaptation. Dental abutments. Dental implants.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Base metálica e Implantes Titamax II.	38
Figura 2 - Implantes instalados na base metálica e os Mini Pilares Cônico.	39
Figura 3 - Mini Pilares Cônico submetido ao torque de 20N/cm.....	39
Figura 4 - Modelo-mestre com os intermediários em posição.	40
Figura 5 - Corpo de prova do grupo controle.	41
Figura 6 - Torque de 10N/cm no parafuso de retenção do cilindro de titânio.	41
Figura 7 - Leitura microscópica do grupo controle.	42
Figura 8 - Transferentes parafusados sobre os intermediários.	42
Figura 9 - União dos transferentes com resina acrílica.	43
Figura 10 - Colocação do material de moldagem fluido sob os transferentes.	44
Figura 11 - Moldagem de captação dos intermediários instalados no modelo- mestre.....	44
Figura 12 - Análogos aparafusados nos transferentes capturados pela moldagem.....	45
Figura 13 - Vazamento do gesso.	45
Figura 14 - Modelos de trabalho.....	46
Figura 15 - Cilindros de latão, calcináveis e parafusos de trabalho.	46
Figura 16 - Cilindros calcináveis sobre os cilindros de latão fixados pelos parafusos de trabalho nos análogos.....	47
Figura 17 - Cilindros calcináveis unidos pela resina acrílica.	47
Figura 18 - Enceramento da infra-estrutura.	48

Figura 19 - Infra-estrutura metálica sem solda, fixada sobre cilindro de latão pelo parafuso de trabalho	49
Figura 20 - Restauração em porcelana, vista lateral.	50
Figura 21 - Restauração em porcelana, vista oclusal.....	50
Figura 22 - Aplicação do cimento nos cilindros de titânio.....	51
Figura 23 - Remoção do excesso de cimento, do orifício, antes da fixação do cimento.	52
Figura 24 - Remoção do excesso de cimento, da região cervical, após a fixação do cimento.....	52
Figura 25 - Prótese fixa sobre implante de 4 elementos.	53
Figura 26 - Dez próteses sobre os modelos de trabalho.....	53
Figura 27 - Corpo de prova do grupo experimental.....	53
Figura 28 - Leitura microscópica do grupo experimental.....	54
Figura 29 - Microdurometro.....	55
Figura 30 - Imagem microscópica da interface cilindro/intermediário.....	55
Figura 31- Resultado em micrômetro, no display digital do aparelho.....	55

LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

Tabela 1 - Análise de variância para os dados de desadaptação.	57
Gráfico 1 - Desadaptação (micrômetros) em função do grupo. Médias seguidas de letras iguais não diferem entre si pela ANOVA ($p=0,9374$).....	58
Tabela 2 - Desadaptação (micrômetros) em função do grupo e da face.....	58
Gráfico 2 - Desadaptação (micrômetros) em função do grupo e da face.	59

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
3 PROPOSIÇÃO	37
4 MATERIAL E MÉTODO.....	38
4.1 Confeção do modelo mestre	38
4.2 Confeção dos corpos de prova.....	40
4.2.1 Grupo controle: adaptação do cilindro de titânio com o mini pilar cônico	40
4.2.2 Grupo experimental: adaptação do cilindro de titânio com o mini pilar cônico, após confecção da prótese no modelo de trabalho.....	42
4.2.2.1 Moldagem de transferência	42
4.2.2.2 Obtenção dos modelos de trabalho.....	44
4.2.2.3 Enceramento	46
4.2.2.4 Inclusão	48
4.2.2.5 Fundição.....	49
4.2.2.6 Aplicação da cerâmica	50
4.2.2.7 Cimentação do cilindro de titânio	51
4.2.2.8 Instalação das próteses no modelo-mestre.....	53
4.3 Verificação microscópica	54
4.4 Análise dos dados.....	56
5 RESULTADO	57
6 DISCUSSÃO	60
7 CONCLUSÃO	67
REFERÊNCIAS.....	68
ANEXO A - Grupo controle.....	75

ANEXO B - Grupo Experimental.....	76
ANEXO C - Saída do Programa SAS.....	77
ANEXO D - Aprovação do Comitê de Ética	78

1 INTRODUÇÃO

Na história recente, a utilização de implantes intra-ósseo para pacientes edêntulos total ou parcial, se tornou uma alternativa no tratamento odontológico. Esse progresso é baseado no conceito de osseointegração, descrito por dois grupos (Branemark et al., 1969; Schroeder et al., 1981). Após 15 anos de estudos prospectivos e documentados obteve-se alta eficácia e previsibilidade dos implantes osseointegrados.

Sabe-se que o uso dos implantes osseointegrados de titânio para a reposição de um ou mais elementos dentários perdidos apresentam altas taxas de sucesso (Jemt et al., 1989; Adell et al., 1990), e a manutenção da osseointegração obtida depende dos conceitos biomecânicos e periodontais, com os quais são elaboradas as restaurações protéticas (Francischone et al., 1999).

O maior objetivo da confecção de restaurações implanto-suportadas é a obtenção de infra-estrutura que exibam uma adaptação passiva, quando conectadas a seus respectivos pilares (Jemt, 1994; Setgoz, 1997; Kano, 1998). Esta adaptação padrão é necessária em razão da qualidade singular do relacionamento implante/tecido ósseo (Zarb, Zarb, 1985; Assif et al., 1996).

As próteses múltiplas sobre implantes são confeccionadas sobre pilares intermediários sendo esta retida por parafusos, apresentando a vantagem da reversibilidade. Dessa forma o assentamento passivo da infra-estrutura metálica ao intermediário é responsável pelo bom desempenho mecânico de todo o sistema restaurador (Hebel, Gajjar, 1997).

Os implantes osseointegrados apresentam uma movimentação extremamente limitada, em torno de 10µm. Esta falta de micro movimento do implante significa que qualquer força de tensão, compressão ou torção induzida em uma restauração implanto-suportada, quando mal adaptada, certamente poderá persistir. Quando estas forças não forem aliviadas, problemas que variam desde o afrouxamento do parafuso até a perda da osseointegração, tem sido reportados na literatura (Jemt, 1991; Jorneus et al., 1992; Dellinges, Tebrock, 1993; Goodacre et al., 1999; Assif et al., 1996; Balshi, 1996).

Um dos obstáculos para a obtenção de uma boa adaptação entre os intermediários e os componentes protéticos são as variáveis clínicas e laboratoriais decorrente do próprio tratamento protético (Carr, 1991; Hsu et al., 1993; Gulbrasen, 1994; Kano, 1998; Sartori, 1999). Em função disto, as imprecisões são consideradas inerentes e inevitáveis, quando materiais e técnicas disponíveis atualmente são empregados. Mesmo assumindo que todos os procedimentos são executados corretamente, ainda assim existem fatores clínicos e laboratoriais que podem contribuir para a distorção final de uma prótese implanto-suportada (Wee et al., 1998). Entre estes possam ser citados:

- a) procedimento de moldagem: técnica de moldagem, material de moldagem, precisão de usinagem entre intermediários e transferentes de moldagem;
- b) confecção do modelo de trabalho: precisão de usinagem entre transferentes de moldagem e análogos dos intermediários, técnica de confecção do modelo de trabalho, material utilizado na confecção do modelo de trabalho;

- c) enceramento da infra-estrutura: precisão de adaptação entre os análogos dos intermediários e os componente protético e distorção da cera;
- d) confecção da infra-estrutura: procedimento de fundição;
- e) conclusão da prótese: aplicação do acrílico ou cerâmica;
- f) instalação da prótese: variação individual da checagem de adaptação da prótese sobre os intermediários.

Com a finalidade de padronizar a verificação da adaptação da estrutura metálica aos pilares ou intermediários, na reabilitação total com múltiplos implantes, vários autores sugeriram métodos de trabalho para facilitar esta análise:

- a) avaliação clínica: a adaptação é checada em um nível clinicamente aceitável, pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e os pilares sobre os implantes devem ser corrigidas. Devemos, porém, levar em consideração que nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva ao nível micrométrico;
- b) observar as possíveis fontes de imperfeições nos procedimentos de confecção da peça protética tais como: materiais de moldagem, técnica de transferência, inclusão, fundição, ligas metálicas, soldagem, etc;
- c) inspeção visual com aperto do parafuso mais distal, observando a adaptação do outro lado da peça. É uma técnica fácil de ser executada no laboratório e que pode ser repetida clinicamente tornando-se difícil apenas quando temos conexões subgengivais;
- d) o número de voltas necessárias para se apertar totalmente um parafuso pode ser um indicativo de desajuste, uma vez que um parafuso exige mais torque que os outros.

Na realidade, todos os testes para avaliar o nível de adaptação das peças protéticas são empíricos e sem base científica confiável. Embora existam vários métodos para melhorar os procedimentos de confecção da prótese, a maneira de avaliar o resultado final e ter certeza de sua adaptação ainda se baseia em aproximações subjetivas na clínica odontológica (Dinato, Polido, 2001).

A medida vertical da interface intermediário/prótese foi descrita como aceitável quando em torno de 10 μ m (Branemark, 1983). Visando obedecer a esse princípio, alguns sistemas comercializam cilindros protéticos usinados em metal nobre, denominados de cilindros de ouro, que se adaptam com precisão aos demais componentes. Estas peças usinadas possuem uma alta temperatura de fusão e são as bases para o enceramento da prótese sobre implantes. A qualidade e os cuidados com a fabricação preestabelecem as bordas e toda a superfície interna desses cilindros e assim, determinam a fidelidade marginal dos mesmos (Cheshire, Hobkirk, 1996).

Entre as opções de componentes para planejamento protético temos disponível no mercado atual os Cilindros de Titânio, Ouro, Tilite, Cobalto-Cromo e Calcinável. Na confecção da infra-estrutura estes componentes são fundidos (Calcinável), soldados a laser (Titânio) ou sobre-fundidos (Ouro, Cobalto-Cromo e Tilite), podendo sofrer alterações dimensionais (Carvalho et al., 2002; Lima, 2007).

Inúmeros aprimoramentos técnicos têm sido propostos para melhorar os procedimentos protéticos. Inicialmente, uma infra-estrutura em liga de ouro era soldada aos cilindros de ouro, os quais eram parafusados aos intermediários. Posteriormente, este processo foi substituído pela fundição direta da infra-estrutura em liga de ouro aos cilindros. Uma alternativa, desenvolvida na Universidade de

Toronto, foi a fundição de uma liga de prata-paládio diretamente aos cilindros de ouro (Cox, Zarb, 1985). Os resultados clínicos obtidos indicaram que este procedimento apresentava bons índices de precisão de adaptação, capacidade de absorção de forças e custo reduzido.

Quando da aplicação da cerâmica como material restaurador, a estrutura metálica poderá sofrer alterações dimensionais devido as altas temperaturas utilizadas para sua cocção (Lima, 2007).

A técnica do cilindro cimentado em próteses parafusadas consiste em deixar uma cavidade na estrutura metálica, aonde posteriormente irá cimentado o cilindro protético diretamente em boca ou no modelo de trabalho, objetivado o assentamento passivo das próteses (Jiménes-Lopes, 2000).

O presente trabalho tem como objetivo avaliar adaptação vertical do Cilindro de Titânio sobre o pilar intermediário Mini Pilar Cônico, após confecção de infra-estrutura, aplicação da cerâmica e cimentação do Cilindro de Titânio sob a infra-estrutura metálica no modelo de trabalho, sem que o Cilindro de Titânio seja sobre-fundido e submetido as altas temperaturas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A diferença na distribuição de forças nos implantes osseointegrados, quando comparada aos dentes naturais, se deve a falta de movimentação dos implantes, decorrente da rígida conexão implante / tecido ósseo (Weinberg, 1993).

Na dentição natural, a presença do ligamento periodontal permite certa movimentação dos dentes dentro de seus respectivos alvéolos. Os pequenos movimentos encontrados nos implantes osseointegrados são decorrentes da deformação dos parafusos de retenção do sistema e também da elasticidade do tecido ósseo sendo, portanto de menor magnitude. Deste modo, é de se esperar que, em uma prótese convencional, os dentes se movimentam para compensar pequenos erros de adaptação da peça protética, mas os implantes osseointegrados não mudarão de posição em resposta às forças que podem incidir sobre os mesmos frente a erros de adaptação (Assif et al., 1996; Isa, Hobkirk, 1996). Uma falta de flexão do implante significa que qualquer força de tensão, compressão ou torção induzida em uma restauração implanto-suportada, quando mal adaptada, certamente poderá persistir. Quando estas forças não forem aliviadas, problemas que variam desde o afrouxamento do parafuso até a perda da osseointegração, tem sido relatados.

Lekholm et al. (1985) observaram que a maioria das falhas nos tratamentos com implantes osseointegrados estavam relacionadas com a prótese. Através de estudos longitudinais, salientaram que a fratura do parafuso do intermediário e do implante são as únicas complicações referentes aos componentes

do sistema de implantes, sendo que a fratura dos parafusos do intermediário ocorre em menos de 3% dos parafusos usados e pode ser devido à falta de adaptação da prótese de sucesso de 87,5% dos implantes e de 96% das próteses. Entre as complicações relatadas observou-se um alto número de fratura das infra-estruturas, sendo o problema resolvido com a substituição da liga (liga de prata-paládio tipo III para tipo IV) e mudança no desenho da prótese. Salientaram que a falta de adaptação passiva da prótese pode colocar os componentes sob tensão, podendo levar à sua fratura ou micro-fratura do osso ao redor do implante ou perda óssea.

Worthington et al. (1987) relataram os problemas e complicações ocorridos durante os quatro anos de experiência com o Sistema Branemark. Salientaram que o afrouxamento ou fratura dos parafusos de ouro não é fato comum, mas quando comparado às falhas dos outros componentes, talvez seja o problema mais comum. Sugeriam como causa para estas fraturas, as forças excessivas colocadas sobre o sistema, a falta de adaptação entre a prótese e os intermediários e repetidos apertos nos parafusos.

Zarb & Schmitt (1990) realizaram em estudo longitudinal da efetividade clínica dos implantes osseointegrados. Foram observados e registrados os problemas e complicações encontrados desde a primeira etapa cirúrgica, até o tratamento restaurador e fase de manutenção, num período que variava de 4 a 9 anos. Em relação à fase protética, a falha encontrada com maior frequência foi a fratura do parafuso de ouro, o que poderia, segundo os autores, ser decorrente de sobrecarga ou falta de adaptação passiva da infra-estrutura.

Goll (1991) descreveu os possíveis erros que poderiam ocorrer durante a confecção da infra-estrutura de uma prótese total fixa implanto-suportada e fez

recomendações para que, através de procedimentos cuidadosos, as etapas clínicas pudessem ser controladas, de modo a obter uma adaptação precisa da peça fundida. Relatou que é preferível utilizar componentes pré-fabricados, ao invés de componentes plásticos fundíveis, porque, em geral, eles promovem uma melhor adaptação. Os intermediários devem ser recobertos com capas de proteção, para evitar acúmulo de resíduos em sua superfície. Se possível, fundir a infra-estrutura em peça única, pois assim as propriedades de endurecimento do metal são mantidas. Após a soldagem de dois ou mais partes da infra-estrutura, as propriedades estariam alteradas e esta peça soldada não poderia ser tratada termicamente. Os cilindros de ouro também deveriam ser protegidos com capas metálicas durante o polimento da infra-estrutura, pois o uso de materiais abrasivos poderia gerar discrepâncias no assentamento da peça.

Millington & Leung (1992) observaram que a imprecisão de adaptação entre a infra-estrutura e os intermediários poderia ser a causa da falha de alguns tratamentos. Desta forma propôs-se a investigar o relacionamento de discrepâncias específicas de adaptação, com a quantidade de estresse gerado na superfície de uma infra-estrutura para prótese fixa implanto-suportada, através de análise de fotoelasticidade. Foi confeccionado um modelo experimental contendo quatro intermediários de Sistema Brånemark e a infra-estrutura foi fundida em liga de ouro tipo IV. Discrepâncias variando de 6 a 10 μm foram criadas em diferentes locais, entre o intermediário e o cilindro de ouro correspondente, utilizando-se espaçadores metálicos. Verificaram que houve indução de estresse mesmo com discrepâncias pequenas como 6 μm . As maiores concentrações de estresse foram registradas nos intermediários mais centrais, ao invés dos terminais, independente do local onde a discrepância havia sido criada. O maior estresse observado foi da ordem de

144Mpa. Concluíram que a análise de fotoelasticidade demonstrou ser um método efetivo na avaliação da passividade da infra-estrutura.

Weinberg (1993) descreveu que o ligamento periodontal permite movimentos na ordem de 100 μ m e que a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação de 10 μ m, a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. O parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou uma pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro. Ele deve ser apertado adequadamente (10N/cm) para estabelecer a pré-carga nesta interface, de modo a limitar a força de cisalhamento exercida no parafuso de retenção. Uma pobre adaptação na interface intermediário / cilindro de ouro pode gerar maior estresse de cisalhamento no parafuso do que este está apto a suportar. Desse modo, uma falta de adaptação passiva pode levar a alta incidência de fadiga do metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível. No caso de uma prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário / cilindro de ouro e a subsequente falha do parafuso de ouro, deslocam a força oclusal para outros pontos onde há interface adaptada, com pré-carga adaptada. Como resultado os demais implantes podem ser sobrecarregados, especialmente, se a falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em cantilever.

Jaarda et al. (1993) relataram que o constante afrouxamento dos parafusos também pode ser atribuído a um torque inadequado. Os autores avaliaram a influência do operador na quantidade e consistência de torque obtido através do aperto manual dos parafusos protéticos de implantes. Para o estudo foram utilizados 16 indivíduos divididos em quatro grupos: grupo (1) - quatro alunos do segundo ano de graduação em Odontologia; grupo (2) - quatro dentistas sem experiência em

implantes; grupo (3) - quatro dentistas com menos de 12 casos de implantes; grupo (4) - quatro dentistas com mais de 12 casos de implantes. Cada indivíduo foi instruído a dar o aperto nos parafusos de ouro, simulando uma situação clínica. Para isso foram usadas chaves de 20 mm e 37 mm. Os resultados mostraram uma diferença significativa na variação entre os grupos, quando comparado à variação dentro de cada grupo com os dois comprimentos de chaves, sendo que a chave de 20 mm produziu significativamente valores menores de torque de inserção que a chave de 37 mm. Os autores concluíram que: a) indivíduos com pouca experiência em implante (grupo 3) não foram capazes de dar o toque necessário aos parafusos; b) indivíduos com experiência em implantes (grupo 4) tenderam a gerar mais torque que o recomendado; c) nenhum dos indivíduos apresentou consistência na aplicação do torque; d) se o conceito de torque ideal e pré-carga é válido, os cilindros devem usar algum tipo de dispositivo eletrônico de torque para assegurar a obtenção de um torque consistente.

Kohavi (1993), baseado em observações clínicas, enumerou algumas complicações relacionadas aos componentes de próteses implanto-suportada. Relatou que as duas principais razões para as complicações são a falta de adaptação passiva entre a restauração protética e o intermediário e os contatos oclusais destrutivos. A sobrecarga ou o momento de torção exercida sobre esta prótese, através destes contatos oclusais, resulta no afrouxamento ou fratura de um dos componentes da prótese implanto-suportada.

Waskewicz et al. (1994), através de uma análise fotoelástica, relataram a necessidade de se obter próteses com adaptação passiva. Os autores compararam os padrões de estresse gerados ao redor de implantes ao parafusar uma infraestrutura com adaptação passiva e não-passiva aos intermediários. Um modelo

fotoelástico simulando a curva da mandíbula foi construído com cinco implantes Nobelpharma (3,75 mm x 10 mm), numerados de 1 a 5, no sentido horário. Utilizaram intermediários convencionais de 4 mm (Nobelpharma), que receberam um torque de 20N/cm através de um torquímetro. Sobre esse conjunto, foram posicionados os cilindros de ouro de 3 mm (Nobelpharma) que, após um torque de 10 N/cm foram unidos entre si com resina autopolimerizável, para a confecção do enceramento da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada a presença de uma adaptação inadequada da peça, sem um contato íntimo entre cilindros de ouro e intermediários. Essa peça sem adaptação passiva foi analisada fotoelásticamente, sendo parafusada em posição com um torque de 10N/cm em três combinações diferentes, ou seja, em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos de ouro: a) 1,2,3,4,5; b) 5,4,3,2,1; c) 3,2,1,5. Após todas as análises, a peça foi seccionada entre cada intermediário para receber a solda. Cada parafuso de ouro foi apertado com um torque de 10Ncm e as partes foram unidas com resina acrílica Duralay. A peça foi então incluída em revestimento e soldada, de modo a obter uma infra-estrutura adaptada passivamente. O aperto da infra-estrutura sem adaptação passiva produziu uma concentração de estresse ao redor dos implantes, observado através da presença de franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve a produção de estresse nos implantes. A produção dos estresses na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas três seqüências de aperto testadas, sendo que os implantes 1 e 5 (nas extremidades), demonstraram maior concentração de franjas. A concentração de estresse foi maior no terço médio de cada implante e menor nos terços cervicais e apicais dos implantes. Os autores que, devido à presença de força elástica, quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada e devido à impossibilidade de se

predizer a resposta biológica dos implantes frente a essa força, é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação o mais passiva possível.

Hulterström & Nilsson (1994) consideraram desejável buscar alternativas que substituíssem o ouro, como material para a confecção de infra-estruturas para próteses fixas implanto-suportadas, em função de razões econômicas. Baseados nisso, realizaram um estudo com o objetivo de desenvolver uma técnica para a utilização de ligas de cobalto-cromo na confecção de infra-estrutura para prótese fixa implanto-suportada. Avaliaram os resultados obtidos, após três anos de acompanhamento, de pacientes tratada os com esta técnica. Sessenta e seis pacientes, 46 mulheres e 20 homens, portadores de implantes do Sistema Brånemark (Nobelpharma) receberam próteses fixas implanto-suportadas, onde as infra-estruturas eram confeccionadas em liga de cobalto-cromo, totalizando 67 restaurações. Duas ligas de cobalto-cromo foram utilizadas: a) Wiront (BEGO); b) formula super cast (Williams Dental Service AB). A infra-estrutura foi desenhada de forma que, as porções voltadas para a mucosa e parte da superfície lingual permanecessem em metal, enquanto que as demais partes eram confeccionadas em resina acrílica. Três tipos de conexões entre a infra-estrutura e os cilindros de ouro foram avaliadas: a) Grupo 1 – cilindros de ouro compactados à infra-estrutura através de resina acrílica autopolimerizável; b) Grupo 2 – cilindros de ouro parcialmente soldados à infra-estrutura, combinados com conexões em resina acrílica autopolimerizável; c) Grupo 3 – cilindros de ouro totalmente soldados á infra-estrutura. As próteses foram avaliadas clinicamente após uma semana, seis meses, um, dois e três anos. Observaram que nenhuma complicação em relação aos materiais foi verificada, assim como nenhuma reação tecidual. As infra-

estruturas não apresentaram descoloração ou corrosão. Segundo os autores, das três técnicas apresentadas, a soldagem parcial, usada no grupo 2, seria o método mais recomendado. Concluíram que as ligas de cobalto-cromo, como material para confecção de infra-estrutura para prótese fixa implanto-suportada, oferecem uma combinação favorável de biocompatibilidade, resistência à corrosão, fundibilidade, peso, rigidez e baixo custo.

Kallus & Bessing (1994) avaliaram a ocorrência de parafusos de ouro e do intermediário soltos após cinco anos da instalação das próteses. Nas próteses confeccionadas com ouro tipo III e com dentes de resina, utilizaram-se componentes do sistema Branemark e tiveram os parafusos de ouro apertados manualmente, com força máxima em seqüência padronizada. Os autores concluíram que parece haver uma correlação clinicamente significativa entre a desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos, mas os resultados não são totalmente conclusivos, já que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos e próteses com pobre adaptação também podem ter parafusos bem apertados. As falhas dos parafusos de ouro puderam ser relacionadas com as desaptações das próteses e consideradas como sendo dependente do operador de alguma forma, já que o aperto, a avaliação clínica e a adaptação em si, são variáveis dependentes do operador.

Calsson (1994) ressaltou a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese com adaptação passiva significa que esta pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto dos parafusos gera uma certa deformação da prótese e/ou osso, introduzindo algum estresse ao sistema. O estresse e tensão, resultados de uma prótese mal adaptada, são fatores que afetam significativamente

a longevidade dos componentes. Segundo o autor existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessa desadaptação através de um microscópio de medição. O autor relatou ainda que, devido às características do sistema Branemark, uma desadaptação lateral de $50\mu\text{m}$ não gera qualquer tensão ao sistema, mas um erro angular da mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

Gyllenram (1994), analisando os parâmetros clínicos para avaliar a adaptação passiva da prótese implanto-suportada, relatou que qualquer desadaptação gera forças estáticas que vão atuar sobre todo o conjunto e esses efeitos negativos serão acentuados quando as forças dinâmicas da mastigação atuarem sobre este mesmo conjunto. Em um osso mais resistente, um certo grau de desadaptação pode ser melhor tolerado que em nosso osso esponjoso, como na região posterior da maxila, que, além de menos volumoso, também é sujeito a maiores forças durante a mastigação. A desadaptação pode ser de três tipos: vertical, horizontal e angular. Um erro vertical leva à desadaptação que é proporcional ao erro; o erro horizontal pode levar a duas situações diferentes dependendo do grau da desadaptação e do tipo de implante que está sendo usado. Se o sistema de implantes apresente uma folga interna para prevenir contatos internos, há um certo grau de liberdade horizontal entre o intermediário e o cilindro de ouro. A desadaptação angular é considerada a pior, porque seus efeitos são acentuados à medida que o grau de desadaptação aumenta. Deste modo, nem todos os sistemas de implantes são iguais, pois existem diferenças funcionais. Em uma boa moldagem ainda há a possibilidade de um erro de $50\mu\text{m}$ em todos os eixos, assim, em um sistema com uma adaptação melhorada, ou seja, onde todas as

faces internas do cilindro de ouro se adaptam perfeitamente ao intermediário, esse grau de adaptação pode gerar não apenas um erro horizontal, mas um erro angular três vezes maior.

Segundo Jemt (1994), a verificação da adaptação da infra-estrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implanto-suportada e isto porque nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva a nível micrométrico. Ressaltou a necessidade de uma técnica clínica, ou seja, a adaptação é checada em nível clinicamente aceitável, onde pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e os implantes, antes do aperto dos parafusos, são aceitáveis.

Gulbransen (1994) relatou que de vem ser observadas as possíveis fontes de imperfeições que nos procedimentos de confecções da peça protética, ou seja, os procedimentos de transferências, inclusão e fundição, propriedades das ligas e dos materiais de moldagem assim como características dos componentes usados.

Segundo Parel (1994), a adaptação de peças com adaptação passiva ainda é irreal embora haja vários métodos para melhorar os procedimentos de fundição, assim como de confecção da prótese como um todo, a maneira de se avaliar clinicamente o produto final desses procedimentos, em termos de passividade, permanece relativamente sem qualquer base científica. Desse modo, acredita que a melhor forma de avaliar a adaptação é através da inspeção visual e da utilização do parafuso, ou seja, apertar o parafuso mais distal e observar a adaptação do outro lado da peça. Essa técnica é facilmente utilizada em laboratório e deve ser repetida clinicamente, embora não seja efetiva quando a área a ser examinada se encontra subgengivalmente localizada. Neste caso, o autor

recomendou observar a quantidade de voltas necessárias para apertar totalmente o parafuso e, se um parafuso exige mais voltas, isso pode ser indicativo de um desajuste vertical. Os autores também salientaram a necessidade de se verificar a fidelidade do modelo obtido. Este procedimento é fundamental para a obtenção de uma peça bem adaptada e permitir a verificação da adaptação já no próprio modelo.

Segundo Spiekermann (1995), a mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro*: obtêm dados mais precisos a respeito das forças exercidas sobre os implantes ou dentes e transferidas às estruturas de suporte. Experimentos *in vivo* são entretanto, de difícil execução porque é complicado incorporar sensores apropriados (strain gauges) em aparatos intra-orais, tanto do ponto de vista técnico como biológico. Por outro lado, *in vitro* obtêm resultados valiosos.

Carr et al. (1996) analisaram os efeitos dos procedimentos de confecção, acabamento e polimento na pré-carga de próteses fixas implanto-suportadas, utilizando cilindros de ouro pré-fabricados (Nobel biocare e 3i – Implant Innovations) e cilindros de plásticos (3i – Implant Innovations). Este estudo mediu e comparou a pré-carga produzida na união parafusada, quando se utilizaram cilindros de ouro pré-fabricados isolados (gold standard) e cilindros fundidos em uma liga de ouro, de baixa-fusão, (Jelenko No. 7 – Jelenko) e uma liga de paládio, de alta-fusão, (IS-85 – Williams Dental Service), antes e após o processo de fundição e posteriormente ao acabamento e polimento. Os resultados demonstraram que a pré-carga no intermediário, cilindro de ouro e parafuso de ouro pode ser afetada pelos procedimentos de fundição. A escolha do tipo de cilindro, liga para fundição, revestimento e técnicas de acabamento e polimento podem afetar a pré-carga resultante quando comparados com o cilindro pré-fabricado. Os dados deste estudo indicaram que quando se deseja uma pré-carga máxima, o uso de cilindros

metálicos pré-fabricados oferece vantagens sobre os cilindros plásticos, tanto na magnitude, como precisão da pré-carga. Os cilindros plásticos fundidos com a liga de baixa-fusão produziram uma pré-carga significativamente maior, que os fundidos com a liga de alta-fusão.

Sertgöz (1997) realizou um estudo utilizando análise tridimensional de elemento finito, em decorrência da necessidade de se avaliar os efeitos, tanto dos materiais utilizados na confecção da infra-estrutura, como da superfície oclusal, na distribuição de estresse em próteses fixas implanto-suportadas e no tecido ósseo de suporte. Simulou uma típica prótese total fixa no arco mandibular, suportada por seis implantes localizados na região anterior e com extensões em cantilever bilaterais de 16 mm. O objetivo de seu estudo era determinar a melhor combinação da restauração protética. Para tanto, utilizou resina acrílica, resina composta e porcelana como materiais para superfície oclusal e ligas de ouro, prata-paládio, cobalto cromo e titânio, como materiais para a infra-estrutura. Foi utilizada uma carga vertical total de 172N, que correspondia à média de força durante a mastigação em uma prótese fixa implanto-suportada mandibular com duas unidades em cantilever, posterior bilaterais, ocluindo contra prótese total superior. Os pontos de aplicação estavam localizados no centro dos implantes terminais, no final das extremidades livres, à meia distância entre o centro dos implantes terminais e o final dos cantilevers e também em quatro pontos distribuídos na região anterior, entre os centros dos implantes distais. Os resultados demonstraram que o estresse no tecido ósseo ao redor dos implantes foi de pequena magnitude. Os estresses máximos foram bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A utilização de materiais mais resilientes para a confecção da infra-estrutura não alterou o prognóstico biológico das próteses fixas implanto-suportadas, isto é, não

teve efeito deletérico no tecido ósseo. Do ponto de vista mecânico, a utilização de um material mais rígido para a confecção da infra-estrutura diminui o estresse gerado nos parafusos de ouro. Isto provavelmente significa que, a alta resistência da infra-estrutura à torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, especialmente em infra-estruturas com extensões em cantilever. Isto sugere que a utilização de materiais mais rígidos ajuda a prevenir as falhas protéticas. Do ponto de vista biomecânico, a melhor contribuição de materiais encontrada foi a infra-estrutura em liga de cobalto-cromo com a superfície oclusal em cerâmica.

Ma et al. (1997) avaliaram a tolerância de usinagem ou ausência de adaptação entre os componentes utilizados em próteses sobre implantes. Através da análise de adaptação horizontal entre intermediário/componente de transferência quadrado, os autores puderam observar uma tolerância variando entre 22 e 100 μ m. A diferença de tolerância entre cilindro de ouro/intermediário (23,1 μ m) e réplica/cilindro de ouro (37,1 μ m) mostra que a adaptação passiva no laboratório não define uma adaptação passiva clinicamente. Segundo os autores, embora essa tolerância possa ser vista como desadaptação, a sua magnitude da tolerância também é importante pois distorções poderão ser suportadas, sem indução de estresse, se esta for menor ou igual aos valores medidos para tolerância. Os autores também sugeriram a inclusão dos valores de tolerância entre os componentes nos estudos futuros de adaptação, já que é uma característica inerente aos componentes em si.

Sartori (1999) analisou comparativamente a interface que se estabelece entre intermediários do tipo estético/cilindro protético, torneados em ouro, ou em plástico, antes e após as fundições. Foram selecionados 15 cilindros das empresas

Nobelbiocare, 3I e Conexão e Carbontec, produzidos em plástico. A observação marginal, realizada em microscópio óptico, encontrou, medidas que variaram de 5,7 μ m a 10,49 μ m com os cilindros de ouro e de 17,8 μ m a aproximadamente 20,0 μ m com os cilindros de plástico. Após as leituras iniciais, os cilindros de cada empresa foram divididos em três grupos de cinco e receberam enceramento. A inclusão foi realizada com cinco componentes em cada anel (um de cada empresa). Foram realizadas cinco fundições para cada grupo tendo sido com as ligas a base de ouro, de prata/paládio e de níquel/cromo; totalizando 75 amostras. As leituras mostraram medidas que variaram de 5,8 μ m a 20,4 μ m, quando os cilindros de ouro foram fundidos com as diferentes ligas, e de 23,10 μ m a 141 μ m quando os cilindros em plásticos foram trabalhados de forma similar. Os resultados mostraram que os cilindros usinados em plástico sofrem variabilidade de comportamento quanto à estabilidade dimensional das margens, em grau muito maior do que os cilindros usinados em ouro. Foram encontradas diferenças estatisticamente significante entre os dois tipos de matrizes plásticas utilizadas.

Wee et al. (1999) publicaram um trabalho de revisão de literatura a respeito de estratégias para a obtenção de adaptação passiva em próteses implanto-suportadas. Como métodos intra-oral para a verificação e obtenção de uma adaptação passiva salientaram a verificação do modelo de trabalho com o auxílio de uma matriz em resina auto-polimerizável, procedimentos de soldagem e cimentação da infra-estrutura. Para métodos que utilizam modelo de trabalho salientaram o uso de soldagem a laser e erosão eletroquímica.

Hollweg (2000) avaliou a passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese sobre implantes, em função de dois tipos de ligas metálicas. Corpos de prova simulando uma situação de prótese total fixa mandibular foram

confeccionados em cobalto-cromo e paládio-prata, posicionados sobre um modelo mestre. Extensômetros foram fixados nas faces mesial e distal de cada intermediário para capturar a deformação, quando os parafusos de fixação eram apertados. Os dados obtidos foram submetidos ao teste Mann-Whitney para a análise estatística. Os resultados não foram estatisticamente diferentes entre si, sendo verificado um nível de passividade similar entre as infra-estruturas fundidas em cobalto-cromo e em paládio-prata. Sugere-se a utilização de ligas em cobalto-cromo na realização de pesquisas clínicas.

Jiménes-Lopez (2000) publicou a técnica do cilindro cimentado em prótese parafusada sobre implante. Esta técnica consiste em realizar uma cavidade na estrutura metálica, que posteriormente irá cimentado o cilindro com ajuste passivo. O autor recomenda também a utilização de próteses híbridas inferiores, construindo uma estrutura metálica que leve incorporado um só cilindro de ouro. Os outros cilindros de ouro serão cimentados nas cavidades da estrutura metálica, tal cimentação poderia ser realizada diretamente em boca ou no modelo de trabalho, utilizando cimento resinoso que após o seu endurecimento, procederá ao desparafusamento da prótese, na qual já estarão incluídos os cilindros. A possibilidade de conseguir ajuste passivo mediante está técnica, possibilita também efetuar a readaptação de cilindros de ouro isolados, em caso de existir desajuste em próteses sobre implante previamente elaboradas.

Naconecy (2001) relatou a necessidade de uma adaptação passiva em próteses implantossuportadas constitui-se em uma das principais características para o sucesso na terapia de implantes. Dentre as inúmeras distorções inerentes ao tratamento protético, a técnica de moldagem para a transferência da posição dos implantes para o modelo de trabalho é ainda responsável por grande preocupação e

controvérsia. Em estudo *in vitro* avaliou a passividade de adaptação de uma estrutura metálica conectada a cinco análogos de pilares provenientes de três técnicas de transferência. Cinco modelos em gesso foram confeccionados para cada uma das técnicas testadas, por meio de moldes em um modelo mestre de resina epóxi. Poliéter foi o material de impressão de escolha para todos os procedimentos de transferência. As técnicas avaliadas foram as seguintes: Técnica Direta Esplintada (transferentes quadrados esplintados com pinos de aço e resina acrílica autopolimerizável, e moldeira individual aberta) - Grupo I; Técnica Direta Não Esplintada (transferentes quadrados não esplintados e moldeira individual aberta) - Grupo II; Técnica Indireta (transferentes cônicos e moldeira individual fechada) - Grupo III. Dezesesseis extensômetros foram colados ao longo da estrutura metálica de secção retangular, sendo seu grau de formação medido em cada modelo. A análise da variância revelou que uma diferença significativa existiu entre o grupo I comparado com os grupos II e III. Entretanto, o experimento apontou não haver diferenças estatísticas entre os grupos II e III.

Dinato & Polido (2001) descreveram que não existe um consenso sobre as características e condições ideais da “adaptação passiva”, nem sobre a possibilidade concreta de sua existência. Uma prótese com adaptação passiva sugere que esta pode ser parafusada sem que tensões sejam geradas. A ausência de bácia ou solução de continuidade vertical ou horizontal na prótese fixa sobre implantes, sem os parafusos ou com apenas um único parafuso apertado, é diferente da prótese fixa má adaptada onde os apertos dos parafusos, muitas vezes, eliminam as fendas, dando uma aparência de adaptação satisfatória. A adaptação de uma prótese pode ser avaliada em três eixos: vertical, horizontal e angular, que é a combinação dos dois primeiros. Entretanto, a maioria dos trabalhos apenas

avaliam a adaptação vertical. Essas considerações prejudicam qualquer tipo de conclusão sobre o assunto, denotando uma lacuna em uma importante fase da reabilitação oral que usa implantes osseointegrados como suporte. O sistema implante, pilar e prótese oferecem uma série de alternativas ao profissional, cada uma com suas respectivas possibilidades de falhas. O aperto inadequado de parafusos, próteses mal elaboradas, falta de adaptação entre os componentes, carga excessiva, qualidade e elasticidade do osso, entre outras, são algumas das variáveis, muitas vezes incontroláveis para o cirurgião dentista, que dificultam ainda mais o resultado e a previsibilidade final. O comportamento de vários materiais usados nas estruturas metálicas também pode modificar a distribuição de forças aos implantes. Os materiais estéticos parecem sofrer maior estresse no sentido horizontal do que no vertical, e esses valores são transferidos para os implantes, podendo gerar perda óssea ao nível cervical do osso alveolar. Os materiais resinosos reduzem o nível de estresse em diferentes situações de recebimento de carga. Resinas acrílicas ou compósitos modificados reduzem o estresse em cerca de 15% a 25% quando comparados com porcelana e metal de mesma espessura (Carlsson, 2004).

Estas afirmações nos induzem a refletir sobre as diversas situações clínicas com que nos deparamos. A diversidade de materiais existentes no mercado força o profissional a fazer comparações e a variar na escolha do melhor material, personalizando cada caso.

A individualidade de cada paciente, bem como a complexidade do caso, pode definir escolha do material correto. Levando-se em conta que a adaptação passiva é um assunto extremamente polêmico, e que todas as ações com potencial de minimizar os riscos do processo deverão ser implementadas, concluímos que a

escolha dos materiais de cobertura (estéticos) é, igualmente, um fator crítico importante. Portanto, é mais uma variável a ser considerada e que, no conjunto, pode influenciar a passividade da adaptação protética.

Múltiplos implantes suportando uma prótese fixa acabam por exigir uma técnica muito sensível, onde várias etapas são necessárias. Nestes casos, um certo grau de distorção é considerado inevitável. O seccionamento das peças pode melhorar as discrepâncias, mas ainda não cria uma adaptação total. As próprias próteses cimentadas parecem compensar de alguma forma a perda de adaptação.

Carvalho et al. (2002) avaliaram o assentamento dos componentes protéticos do tipo Gold UCLA à plataforma do implante e UCLA em teflon fundidos em liga de níquel-crômio-titânio. Foram utilizados 10 componentes protéticos do tipo UCLA calcináveis com hexágono, distribuídos em dois grupos. O grupo "T", de cinco UCLA foi fundido em titânio CP e o outro, grupo "N", de cinco, em níquel-crômio-titânio-molibdênio. Para o grupo controle, foram utilizados cinco intermediários Gold UCLA. Uma plataforma em aço inoxidável de forma poligonal de dois centímetros de altura recebeu, em seu centro, um implante de 3,75 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento (da marca 3i Implant Innovations). Este estudo avaliou, com o auxílio de um Microscópio Comparador Olympus, as discrepâncias de assentamento dos componentes protéticos. Os dados numéricos foram submetidos à Análise de Variância ($p < 5$) em parcelas subdivididas. De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que o grupo fundido com níquel-crômio-titânio-molibdênio mostrou-se com melhores resultados de assentamento ao implante do que o grupo fundido com titânio CP, porém ambos foram inferiores ao grupo controle Gold UCLA.

Cobb et al. (2003) relataram a importância de um espaço de 10 μ m ou

menos deverá existir entre a base da prótese e o suporte do intermediário para que a prótese parafusada seja considerada passiva e com justeza na sua adaptação.

Costa et al. (2004), em estudo sobre a adaptação de copings de titânio ao implante, construídos sobre pilares UCLA pelas técnicas de fundição e fundição com soldagem a laser de bordo, observaram que a instabilidade da estrutura protética e do intermediário é uma consequência de peças fundidas não passivas de forças oclusivas desequilibradas (compressiva e de tensão). Uma adaptação passiva pode ser possibilitada pela utilização de componentes produzidos por tornos computadorizados, mas é importante afirmar que outros diversos fatores podem induzir a distorção, podendo estes ocorrer desde a moldagem até a instalação final da peça protética.

Simamoto et al. (2005) avaliaram *in vitro* o grau de desajuste antes e após o uso do retificador de cilindros fundíveis, em próteses fixas de três elementos, anteriormente à etapa de soldagem. Dezoito pilares plástico tipo UCLA (Conexão Sistemas de Próteses) foram fundidos em Níquel-Cromo (Verabond II) para restaurações metalo-cerâmicas, a partir de modelo mestre. Após a confecção dos corpos-de-prova, sobre os modelos de trabalho retornaram ao modelo mestre e parafusado com torque de 20 N/cm. A leitura do desajuste vertical foi realizada sob microscópio eletrônico de varredura de pressão variável (LEO-435 VP), analisando as faces mesial e distal de cada pilar, totalizando 72 medições. Os resultados foram submetidos a tratamento estatístico, por meio do Teste de Wilcoxon ($p < 0,01$). Foi observada diferença estatística significativa após a retificação dos pilares. Na análise da Frequência acumulada relativa (Fr) foi constatado que 64% dos pilares apresentaram desajuste $\leq 10\mu\text{m}$, sendo observada otimização após retificação, com aumento para 94% dos pilares com medidas $\leq 10\mu\text{m}$. Pode-se concluir que a

retificação promoveu melhoria significativa na adaptação marginal de pilares fundíveis tipo UCLA.

Lima (2007) avaliou o desajuste vertical médio da interface entre o cilindro pré-fabricado de titânio, a infra-estrutura em titânio obtida através do acoplamento de coping fundido em titânio sobre este cilindro com as bordas soldadas a laser e após a aplicação da porcelana sobre a infra-estrutura no Mini Pilar Cônico, durante as diferentes fases da confecção da prótese utilizando uma única liga metálica, o titânio. O grupo controle sem fundição (GCSF) foi montado numa plataforma de alumínio onde foram fixados quatro implantes Titamax II (Neodent®) distribuídos linearmente que receberam quatro intermediários do tipo Mini Pilar Cônico, estabilizados com torque de 20N, sendo as infra-estruturas GESL (Grupo Experimental Solda a Laser) e GESLAP (Grupo Experimental Solda a Laser após a Aplicação da Porcelana) fixadas sobre estes intermediários com torque de 10N. Sequencialmente foram processadas as leituras através de um microdurômetro, os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística e calculadas as médias de cada grupo nas faces anterior e posterior de cada fixação. As medidas obtidas nos três grupos foram comparadas por meio de uma análise de variância. As médias das medidas obtidas foram: GCSF (6,8 μ m), GESL (7,1 μ m) e GESLAP (21,4 μ m) comparadas usando o teste de Tukey ao nível de 5% de significância ($p < 0,05$). Observou-se que a desadaptação no GESLAP foi maior do que a observada nos grupos controle e experimental antes da aplicação da porcelana (GESL) comprovando uma alteração dimensional significativa.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem como objetivo:

- a) avaliar por meio da análise microscópica a adaptação vertical do componente protético do tipo cilindro de titânio sobre o pilar intermediário Mini Pilar Cônico, antes e após confecção das prótese parafusadas;
- b) verificar se a metodologia proposta para confecção de próteses sobre implantes parafusadas, através da técnica da cimentação do cilindro de titânio na infra-estrutura metálica, após a aplicação da cerâmica exibe uma adaptação clinicamente aceitável.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Confeção do modelo mestre

Uma base metálica plana foi confeccionada através de usinagem em torno mecânico de um cilindro maciço de alumínio, obtendo uma forma retangular com 20 mm de altura, 20 mm de espessura e 50 mm de comprimento. Quatro perfurações, com 3,15 mm de diâmetro e 9 mm de profundidade, foram realizadas na porção superior da base metálica, de modo que em cada perfuração pudesse ser instalado por auto-rosqueamento um implante titamax II 3,75 x 9 mm altura (código 9.234 – Neodent – Curitiba – Brasil), com precisão e ótima estabilidade, totalizando quatro implantes distribuídos linearmente sobre a base metálica a uma distância 10mm entre cada um deles.

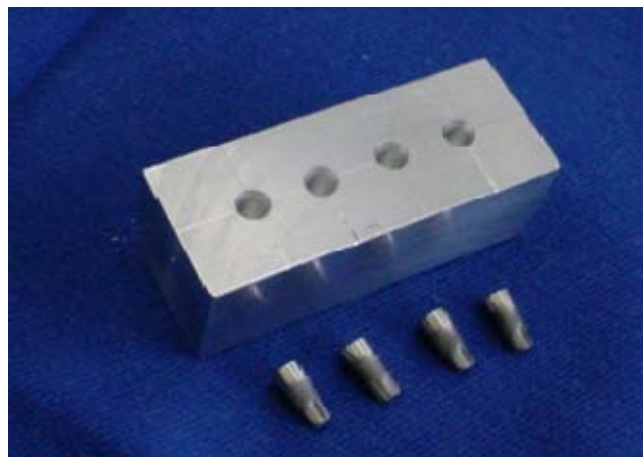


Figura 1 - Base metálica e Implantes Titamax II.

Sobre os quatro implantes foram instalados os intermediários Mini Pilar Cônico II 4.3 x 1 mm altura (código 15.066 – Neodent – Curitiba – Brasil), sendo

estes estabilizados com torque de 20/Ncm, através da catraca torquímetro protética (código 4.026 – Neodent – Curitiba – Brasil).



Figura 2 - Implantes instalados na base metálica e os Mini Pilares Cônico.



Figura 3 - Mini Pilares Cônico submetido ao torque de 20N/cm.

Para verificar a viabilidade das leituras microscópicas, levou-se o corpo de prova contendo os Cilindros de Titânio instalado sobre os Minis Pilares Cônico, ao microscópio. Com a objetiva de 10x de aumento não foi possível obter o foco, das adaptações dos Cilindros de Titânio com os Minis Pilares Cônico, devido à espessura de 20 mm da base metálica. Então a espessura da base metálica foi reduzida, através da usinagem em torno mecânico, sem que os implantes sofressem alterações no posicionamento já pré-estabelecido, obtendo uma nova espessura de

7 mm, mantendo a altura com 20 mm e o comprimento com 50 mm, o que possibilitou as leituras das adaptações dos Cilindros de Titânio com os Minis Pilares Cônico, com aumento de 100x.

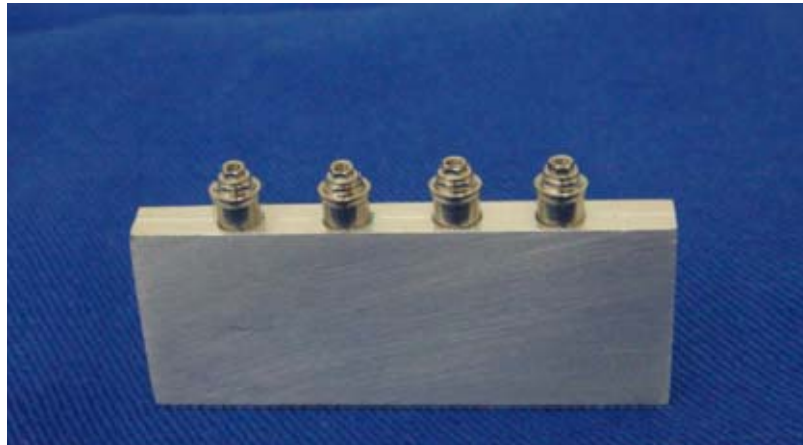


Figura 4 - Modelo-mestre com os intermediários em posição.

4.2 Confecção dos corpos de prova

4.2.1 Grupo controle: adaptação do cilindro de titânio com o mini pilar cônico

Foram utilizados 40 Cilindros Carga Imediata do Mini Pilar Cônico 4.1 mm de Titânio (código 18.082 – Neodent – Curitiba – Brasil), que individualmente foram instalados sobre o Mini Pilar Cônico, no modelo-mestre, pelo parafuso de retenção com torque de 10N/cm. Como o modelo-mestre recebeu quatro Cilindros de Titânio simultaneamente para cada de análise microscópica, repetimos tal procedimento por 10 vezes.

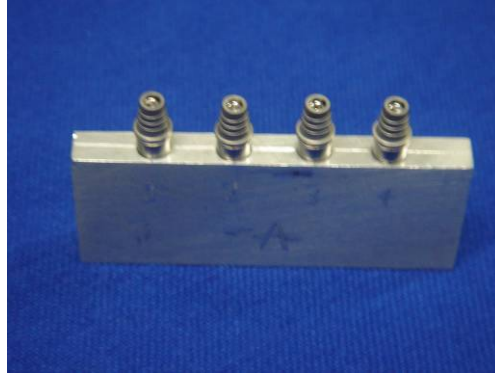


Figura 5 - Corpo de prova do grupo controle.



Figura 6 - Torque de 10N/cm no parafuso de retenção do cilindro de titânio.

A leitura microscópica da adaptação entre o Mini Pilar Cônico e o Cilindro de Titânio foi realizada no sentido vertical, na face anterior e posterior, quando o corpo de prova era girado em 180 graus, obtendo 80 medidas em micrômetros (Anexo A)

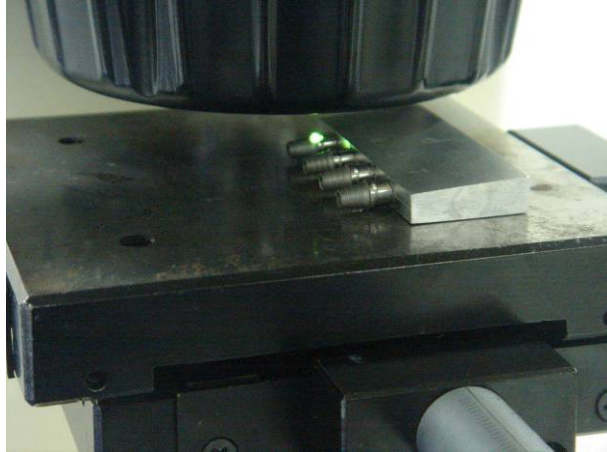


Figura 7 - Leitura microscópica do grupo controle.

4.2.2 Grupo experimental: adaptação do cilindro de titânio com o mini pilar cônico, após confecção da prótese no modelo de trabalho

4.2.2.1 Moldagem de transferência

Todos os 40 Transferentes do Mini Pilar Cônico de Arrasto 4.1 mm (código 8.022 – Neodent – Curitiba – Brasil) receberam aplicação da resina acrílica autopolimerizável (Pattern Resin - GC Corporation – Tokyo - Japan), circunferencialmente em suas ranhuras com a técnica do pincelamento. Após a instalação individual dos transferentes sobre o Mini Pilar Cônico no modelo-mestre, os quatros transferentes foram unidos com a mesma resina e técnica. Tal procedimento foi repetido por 10 vezes.

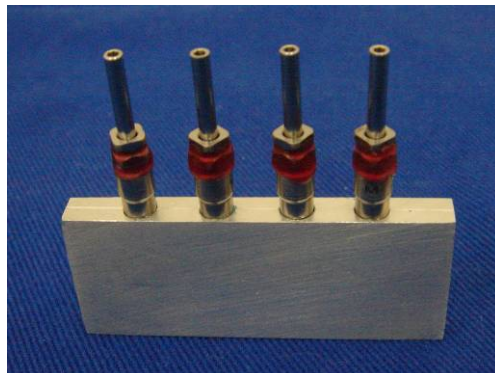


Figura 8 - Transferentes parafusados sobre os intermediários.

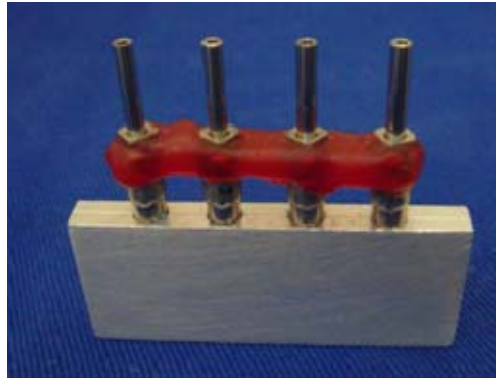


Figura 9 - União dos transferentes com resina acrílica.

Foram realizadas dez moldagens de arrasto, utilizando moldeiras plásticas que foram perfuradas, permitindo a passagem livre dos parafusos dos transferentes, através das perfurações, ficando este aparente do lado externo das moldeiras. O material de moldagem utilizado foi o silicone de condensação (Speedex putty – Coltène – Suíça). A massa densa foi dosada através de uma colher de medição e espalhada sobre a palma da mão. O catalisador universal foi dosado ao comprimento pelo círculo-diâmetro impregnado na massa densa pela colher de medição. A mistura foi realizada com dobre e amasse vigoroso da massa densa e catalisador, com a ponta dos dedos por 30 segundos, até que uma cor uniforme da mistura foi obtida. Após a inserção do material de moldagem na moldeira, realizou-se a primeira moldagem dos transferentes, com a massa densa, aguardando o tempo de fixação por 3 minutos. A segunda moldagem dos transferentes foi realizada com o material fluido de correção, dosando em proporções iguais com o catalisador. Com auxílio de uma seringa de moldagem, o material fluido foi injetado entre os transferentes e sob a primeira impressão. Uma vez obtido a fixação do material de moldagem, os parafusos dos transferentes foram desapertados e os transferentes capturados pela moldagem.

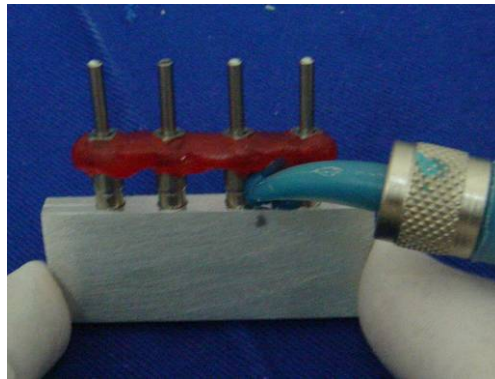


Figura 10 - Colocação do material de moldagem fluido sob os transferentes.



Figura 11- Moldagem de captação dos intermediários instalados no modelo-mestre.

4.2.2.2 Obtenção dos modelos de trabalho

Os Análogos do Mini Pilar Cônico 4.1 mm de Titânio (código 1.020 – Neodent – Curitiba – Brasil) foram instalados nos transferentes retidos na moldagem e aparafusados manualmente. Nesse momento verificou-se a estabilidade de todos os análogos antes do vazamento do gesso.



Figura 12 - Análogos aparafusados nos transferentes capturados pela moldagem.



Figura 13 - Vazamento do gesso.

Foi utilizado gesso especial DURONE IV (Dentsply) micro-granulado para vazamento das moldagens, sendo este manipulado nas proporções corretas pó/água, isto é, para cada 100g de pó foram utilizados 19 ml de água, de acordo as recomendações do fabricante. O gesso DURONE IV apresenta propriedades físicas na proporção água/pó correta, um tempo de presa inicial de oito minutos, resistência a compressão de 7.000psi em uma hora e 15.000psi em sete dias e uma expansão de presa de 0,09%. Após a presa do gesso todos os parafusos dos transferentes foram soltos e os modelos separados da moldagem. Todos os 10 modelos de gesso foram recortados para ter acabamento, contendo cada modelo quatro análogos do Mini Pilar Cônico 4.1 mm de Titânio.



Figura 14 - Modelos de trabalho.

4.2.2.3 Enceramento

Nos modelos de trabalho, o Cilindro Carga Imediata do Mini Pilar Cônico 4.1 mm de latão (código 18.081 – Neodent – Curitiba – Brasil) e o Cilindro Carga Imediata do Mini Pilar Cônico 4.1mm Calcinável (código 18.083 – Neodent – Curitiba – Brasil) foram estabilizados sobre o análogo com o parafuso de Trabalho Carga Imediata 4.1 mm (código 16.086 – Neodent – Curitiba – Brasil), sendo o Cilindro Calcinável sobre o Cilindro de latão.



Figura 15 - Cilindros de latão, calcináveis e parafusos de trabalho.



Figura 16 - Cilindros calcináveis sobre os cilindros de latão fixados pelos parafusos de trabalho nos análogos.

Os quatro Cilindros Calcináveis foram unidos com resina acrílica autopolimerizável (Pattern Resin - GC Corporation – Tokyo - Japan) com a técnica do pincel. Após a presa da resina, com o uso de cera para incrustação (Hard Inlay Wax – Corning's Rubber CO, Inc.), foi esculpida uma estrutura de quatro elementos unidos, compatível a uma infra-estrutura de prótese fixa sobre implantes de quatro elementos. Tal procedimento de enceramento foi realizado por 10 vezes, sobre os 10 modelos de trabalho.



Figura 17 – Cilindros calcináveis unidos pela resina acrílica.



Figura 18 - Enceramento da infra-estrutura.

4.2.2.4 Inclusão

Cada conjunto em cera, com os quatro Cilindro Calcinável à ele incorporados, foi removido do modelo de trabalho e fixado em uma base formadora de cadinho. Aplicou-se um agente redutor de tensão superficial (Anti-bolhas Kota – Kota – Indústria e Comércio – São Paulo – SP), em toda a superfície do conjunto em cera. Em seguida, um anel de silicone com capacidade de 120g, foi adaptado à base formadora de cadinho e utilizou-se um revestimento do tipo aglutinado por fosfato de micro-partículas (Talladium Micro-Fine 1700 – Talladium do Brasil Inc. – Comércio de Materiais de Prótese Odontológica), de acordo com as especificações do fabricante, sendo 16 ml de líquido específico, 6 ml de água para cada envelope de 90g. Para a espatulação do revestimento foi utilizada a técnica preconizada pelo fabricante do mesmo, que consistiu em incorporar o pó ao líquido, espatular por aproximadamente 10 segundos e levar à espatulação mecânica (Vacuum Power Mixer Plus – Whip Mix Corporation – USA), por 40 segundos.

Para a inclusão foi utilizada a técnica manual, com auxílio de vibração mecânica. Num primeiro momento, os Cilindros Calcináveis foram pincelados com o revestimento na sua porção interna e, posteriormente, foi realizado o preenchimento completo do anel de silicone. Aguardou-se o tempo de presa do revestimento, de

acordo com as especificações do fabricante (25 minutos, a uma temperatura de 22°C). Tal procedimento de inclusão foi realizado por 10 vezes, pois tínhamos 10 conjuntos em cera, com quatro Cilindros Calcináveis cada, um encerado em um dos 10 modelos de trabalho.

4.2.2.5 Fundição

Após a remoção da base formadora de cadinho e do anel de silicone, cada conjunto obtido na inclusão foi colocado no interior do forno (EDG – Brasil), à uma temperatura de 900°C, para a eliminação da cera.

O cadinho cerâmico aquecido, foi posicionado no braço da centrífuga para fundição que foi ativada, sempre com a mesma quantidade de voltas. A liga metálica em Ni-Cr (VeraBond II – Aalba Dent – USA) foi colocada no local apropriado e fundida de forma uniforme e gradual, através de um maçarico com proporções adequadas de propano/oxigênio. A obtenção do aspecto da liga em ponto de liquefação determinou o momento de liberar a trava da centrífuga, para que o metal fosse injetado no interior do molde. Tal procedimento de fundição foi realizado por 10 vezes, obtendo 10 infra-estruturas metálicas.



Figura 19 - Infra-estrutura metálica sem solda, fixada sobre cilindro de latão pelo parafuso de trabalho.

4.2.2.6 Aplicação da cerâmica

Todas as estruturas metálicas receberam a aplicação da cerâmica (Vision Classic – Wohlwend AG – Liechtenstein) e a realização do seu ciclo de cocção (queima das camadas da cerâmica) foram efetuadas no forno (Knebel – Keramat II – Porto Alegre - Brasil) de acordo com as instruções do fabricante para preparo das massas, condensação, temperatura e tempos de cocção. Iniciou-se com a queima do opaco, em seguida a queima da dentina e queima da correção a uma temperatura de aproximadamente 910°C, por um tempo de um minuto utilizado vácuo. Finalmente foi realizada a queima de brilho.



Figura 20 - Restauração em porcelana, vista lateral.



Figura 21 - Restauração em porcelana, vista oclusal.

4.2.2.7 Cimentação do cilindro de titânio

Após a restauração da infra-estrutura metálica, com cerâmica, foi realizada a cimentação dos Cilindros de Titânio sob a mesma. Nesta fase realizaram-se no metal e jateamento com oxido de alumínio, nas cavidades que alojará os cilindros de titânio, com objetivo de aumentar embricamento mecânico do cimento resinoso. No modelo de trabalho, onde os Cilindros de Titânio foram retidos individualmente sobre os análogos, pelo parafuso de retenção com torque de 10N/cm, nesse momento, checou-se a adaptação da peça protética sobre os cilindros e a possibilidade de acessar os parafusos de retenção, com a chave digital 1.2, através dos orifícios oclusal. Em seguida colocou-se cera utilidade sobre os parafusos de retenção para que não escoassem cimento sobre eles, tomando o cuidado de não extravazar cera ao redor dos cilindros, que deveriam permanecer limpos para melhor contato com o cimento resinoso (Panávia – Dual cure dental adhesive system). De acordo com as orientações do fabricante, aplicou-se inicialmente o PRIMER e posteriormente a pasta de cimento nas cavidades da infra-estrutura e ao redor dos cilindros de titânio, procedendo a cimentação.



Figura 22 - Aplicação do cimento nos cilindros de titânio.

O excesso de cimento que extravasou pelo orifício de acesso ao parafuso, foi removido antes do endurecimento, com auxílio de microbrush. Na porção cervical, entre a base da prótese e o cilindro de titânio, o excesso de cimento polimerizou-se e após a sua fixação foi removido com auxílio de sonda exploradora.

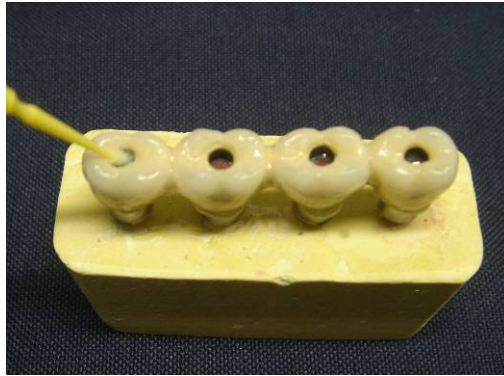


Figura 23 - Remoção do excesso de cimento, do orifício, antes da fixação do cimento.



Figura 24 - Remoção do excesso de cimento, da região cervical, após a fixação do cimento.

Todos os parafusos de retenção foram afrouxados, pelo orifício oclusal da prótese, ficando os Cilindros de Titânio retidos na estrutura metálica, finalizando as 10 próteses fixas.



Figura 25 - Prótese fixa sobre implante de 4 elementos.



Figura 26 - Dez próteses sobre os modelos de trabalho.

4.2.2.8 Instalação das próteses no modelo-mestre

As próteses fixas sobre implantes foram fixadas no modelo-mestre, pelos quatro parafusos de retenção com torque de 10N/cm.



Figura 27 - Corpo de prova do grupo experimental.

A leitura microscópica da adaptação entre o Mini Pilar Cônico e o Cilindro de Titânio cimentado na infra-estrutura, foi realizada no sentido vertical, na face anterior e posterior, quando o corpo de prova era girado em 180 graus. Como foram realizadas dez próteses de quatro elementos cada uma, obteve-se 80 medidas em micrômetros (Anexo B).

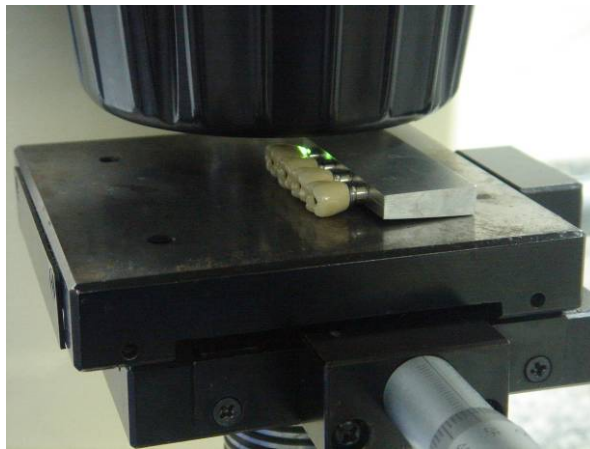


Figura 28 - Leitura microscópica do grupo experimental.

4.3 Verificação microscópica

As leituras microscópicas tanto para o grupo controle e experimental foram realizadas no mesmo período, por um único examinador, com auxílio do microscópio óptico (Microdurometro Digital Tester – 1000), com a objetiva padrão proporcionando aumento de 10x e ocular padrão aumento de 10x, totalizando um aumento final de 100x. O ponto da leitura da adaptação entre cilindro/intermediário foi determinado quando era obtido o melhor foco, verificando uma boa imagem da interface cilindro/intermediário. Nesse momento duas linhas eram superpostas paralelamente à imagem da aresta de um dos componentes, quando o cursor era deslocado até a imagem da outra aresta do outro componente, determinava-se a

desadaptação em micrômetros entre os componentes no display digital do aparelho. Os dados coletados foram anotados em uma planilha do Microsoft Office Excel.



Figura 29 - Microdurometro.

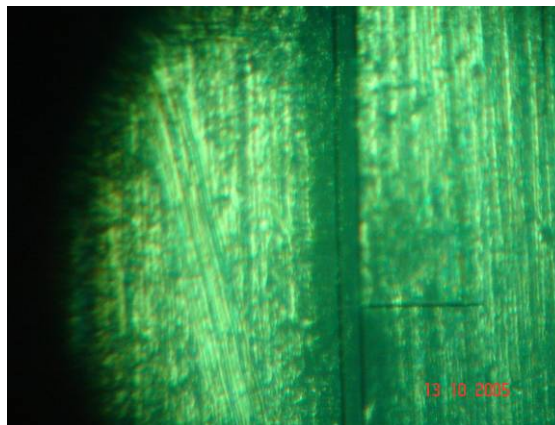


Figura 30 - Imagem microscópica da interface cilindro/intermediário.



Figura 31- Resultado em micrômetro, no display digital do aparelho.

4.4 Análise dos dados

Inicialmente foi realizada análise exploratória dos dados utilizando o procedimento PROC LAB do programa estatístico SAS¹ observando-se que os dados atendiam as pressuposições da Análise de variância. Foi, então, realizada análise de variância (ANOVA) dois critérios em esquema de parcela subdividida, sendo a parcela representada pelos grupos (experimental e controle) e a subparcela pelas faces (anterior e posterior) com nível de significância de 5%.

¹SAS Institute Inc., Cary, NC, USA, Release 8.2, 2001.

5 RESULTADO

Observa-se na tabela 1 que não houve diferença significativa entre os grupos controle e experimental ($p=0,9374$) (gráfico 1). Também não houve significância estatística na interação grupo x face ($p=0,1395$).

Tabela 1 - Análise de variância para os dados de desadaptação.

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado Médio	F	Pr<F
Grupo	1	4725,189063	4725,189063	0,01	0,9374
Resíduo (a)	18	13393496,59	744083,14		
Face	1	2408478,31	2408478,31	8,97	0,0078
Grupo*Face	1	641545,58	641545,58	2,39	0,1395
Resíduo (b)	18	4830641,89	268368,99		
Total	39	21278887,56			

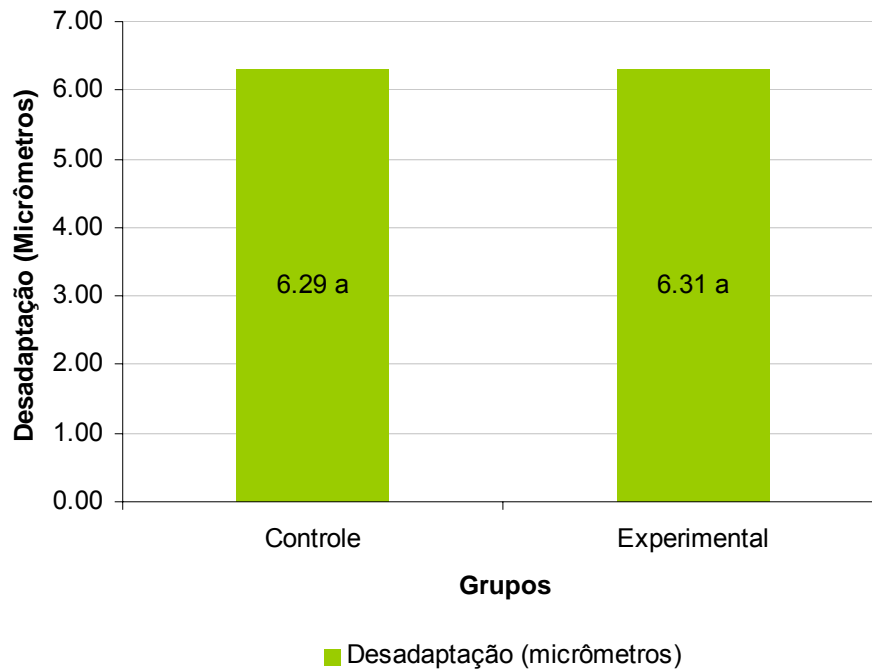


Gráfico 1 - Desadaptação (micrômetros) em função do grupo. Médias seguidas de letras iguais não diferem entre si pela ANOVA ($p=0,9374$).

No gráfico 2 pode-se observar que a desadaptação foi maior na face posterior do que na anterior tanto no grupo controle como no experimental, não havendo diferença significativa entre os grupos.

Tabela 2 - Desadaptação (micrômetros) em função do grupo e da face.

Grupo	Face			
	Anterior		Posterior	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Controle	6,17 Ba	0,85	6,41 Aa	0,43
Experimental	5,94 Ba	0,80	6,68 Aa	0,68

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical) diferem entre si pela ANOVA, $p \leq 0,05$.

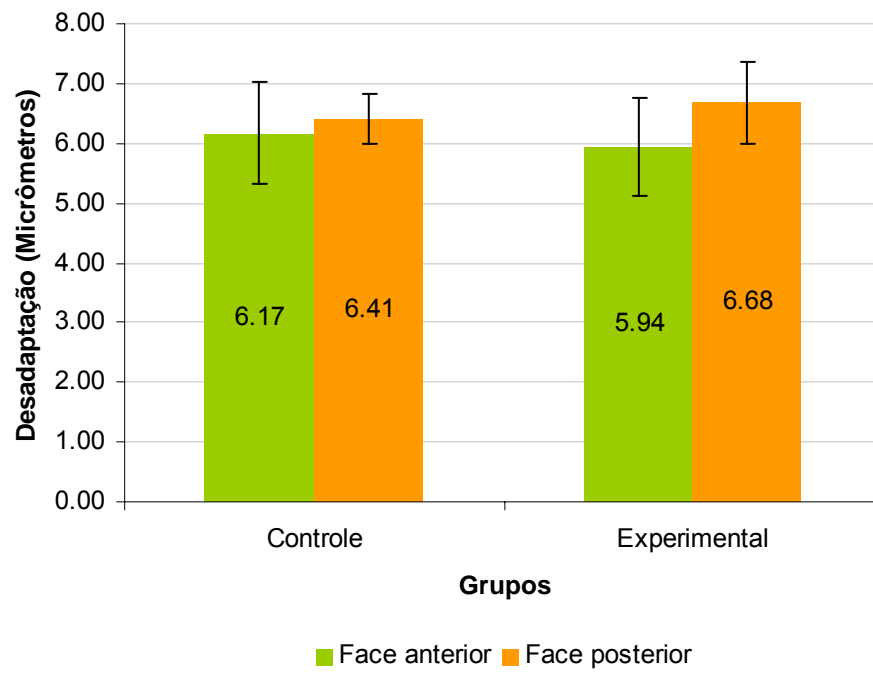


Gráfico 2 - Desadaptação (micrômetros) em função do grupo e da face.

6 DISCUSSÃO

É de fundamental importância que sejam entendidos os fatores biomecânicos que atuam neste tipo de trabalho, para que possa analisar aqueles que podem estar envolvidos como causa dos insucessos nas reabilitações protéticas sobre implantes. As forças que atuam sobre este tipo de sistema são qualitativamente diferentes daquelas situações onde há dentes naturais como suporte de próteses. A ausência do ligamento periodontal nos implantes faz com que a distribuição de cargas seja dependente do grau de deformação do tecido ósseo, da estrutura rígida da prótese e da elasticidade dos parafusos de fixação. Enquanto o ligamento periodontal permite movimentos em torno de $100\mu\text{m}$, a parte mais flexível de um sistema de implantes não permite um movimento maior que $10\mu\text{m}$. Isso faz com que um desajuste na prótese sobre implantes funcione como gerador de tensões entre os parafusos (Weinberg, 1993).

Jemt (1991) verificou que cerca de 12% dos parafusos de ouro apresentam afrouxamento durante o primeiro ano de uso, devido a falta de estabilidade e rotação do sistema. Deve-se analisar as tolerâncias dimensionais dos implantes e os ajustes dos acoplamentos entre as partes. Binon (1995) constatou que a falta de ajuste entre o implante e a conexão provoca instabilidade das articulações do sistema. Ou seja, a diferença entre as dimensões do hexágono do implante e da conexão altera a estabilidade do sistema. Por conseguinte, deve-se tomar especial atenção às tolerâncias dimensionais dos implantes e das próteses, as quais dependem de fatores relacionados ao processo de fabricação das peças, da qualidade dos materiais, do planejamento cirúrgico e protético. Portanto, a

confeção de uma prótese sobre implantes deve seguir critérios rigorosos para que as etapas clínicas e laboratoriais possam ser controladas com a finalidade de se obter uma adaptação, sendo recomendado procedimentos tais como: Procedimento de moldagem (Carr, 1991; Assif et al., 1992, 1994, 1996; Hsu et al., 1993), confecção do modelo de trabalho (Hsu et al., 1993; Jemt, 1996; Ma et al., 1997; Wee et al., 1998) enceramento da infra-estrutura (Binon, 1995; Ma et al., 1997), procedimento de fundição (Carr, Stewart, 1993; Tan et al., 1993; Gulbransen, 1994; Goodacre et al., 1999), aplicação do acrílico ou cerâmica e instalação da prótese de acordo com a variação individual da checagem de adaptação da prótese sobre os intermediários (Tan et al., 1993; Gulbransen, 1994; Jemt, 1994; Parel, 1994; Wee et al., 1999).

A adaptação passiva das próteses implanto-suportadas tem merecido grande destaque na literatura pertinente (Assif et al., 1994; Benzing et al., 1995; Cheschire, Hobkirk, 1996). No entanto, nenhuma definição ou parâmetro foi estabelecido para descrever o que constitui uma adaptação passiva (Assif et al., 1992; Parel, 1994). Na realidade, todos os testes para avaliar o nível de adaptação das peças protéticas são empíricos, e sem base científica confiável. Embora existam vários métodos para melhorar os procedimentos de confecção da prótese, a maneira de avaliar o resultado final e ter certeza de sua adaptação ainda se baseia em aproximações subjetivas na clínica odontológica (Dinato, Polido, 2001). O profissional tem a tarefa de obter a adaptação passiva sem parâmetros clínicos aceitáveis de discrepâncias horizontal, vertical ou angular (Hebel, Gajjar, 1997).

Há grande preocupação em se definir métodos clínicos para avaliação da qualidade de adaptação das próteses implanto-suportadas. As formas descritas para se medir o grau de desadaptação variam entre: medição da tensão que se

desenvolve entre os parafusos (Interrugui, 1993; Cheshire, Hobkirk, 1996), avaliação do tempo de fadiga dos parafusos, análise da interface intermediário/cilindro protético ao microscópio, medindo a extensão vertical da interface (Ma et al., 1997; Salenbauch, Laugner, 1998) ou a quantidade de ajustes e desajustes, adaptação de medidores de tensão nos intermediários e análises fotoelásticas.

A adaptação de uma prótese pode ser avaliada em três eixos (horizontal, vertical e angular), porém observa-se que a maioria dos trabalhos de adaptação considera apenas o eixo vertical, sendo o termo “adaptação passiva”, constantemente empregado na literatura como sinônimo de adaptação vertical (Interrugui et al., 1993; Kansu, Aydin, 1996; Salenbauch, Langner, 1998; Wee et al, 1998). Parece haver uma correlação clinicamente significativa entre a adaptação protética e o afrouxamento dos parafusos, mas os resultados não são totalmente conclusivos, já que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos e próteses com pobre adaptação também podem ter parafusos bem apertados (Kano, 1998). As falhas dos parafusos podem estar relacionadas com a adaptação das próteses e consideradas como sendo dependente do operador de alguma forma, já que o aperto, a avaliação clínica e a adaptação dos componentes são variáveis dependentes dos operadores.

O parafuso afrouxa apenas se as forças externas, que tentam separar as partes (forças de separação), forem maiores que as forças que as mantêm unidas (forças de união). A força de união geralmente é proporcional ao torque de apertamento. O torque é uma maneira conveniente e mensurável de desenvolver a tensão desejada. O torque aplicado desenvolve uma força no interior do parafuso chamada de pré-carga, que é a força inicial de tensão (tração) no parafuso. Esta

força de tração desenvolve uma força compressiva de união entre as partes (McGlumphy, Mendel, 1998).

As próteses sobre implantes estão continuamente submetidas às forças de separação, em função de contatos excursivos, contatos cênicos fora do longo eixo, contatos em extremidades livres e adaptação não passiva da infra-estrutura. Os incidentes de afrouxamento do parafuso aumentam quando uma infra-estrutura com adaptação não-passiva é forçada a adaptar, através do apertamento do parafuso. A infra-estrutura produz forças de separação ao sistema porque tenta retornar à sua posição original. Quando uma prótese não apresenta um contato completo com o intermediário, haverá uma fenda entre as superfícies, fazendo com que a carga seja utilizada para aproximá-las. Nesta situação praticamente, nenhuma proteção à fadiga é obtida, pois qualquer força externa aplicada para separar a prótese do intermediário causa uma tensão adicional no parafuso, que não é dissipada quando se alivia o estresse de compressão nas partes unidas.

O presente trabalho avaliou a adaptação vertical entre o cilindro de titânio e o mini pilares cônico antes e após a confecção da prótese sobre implante, grupo controle e grupo experimental, respectivamente. O grupo controle apresentou um resultado com média aritmética de $6,29\mu\text{m}$ após análise microscópica da adaptação vertical. Estes resultados mostraram a importância da utilização de componentes metálicos, uma vez que autores relatam à importância de um espaço de $10\mu\text{m}$ ou menos que deverá existir entre a base do componente protético e o suporte do intermediário, retidos com um torque de 10N/cm . Goll (1991), Sartori (1999) e Carvalho (2002) demonstraram em seus trabalhos a importância na utilização de componentes metálicos pré-fabricados, comparados aos componentes plástico, quando fundido em diversas ligas metálicas. Foram realizadas dez moldagens de

arrasto, dos intermediários instalados no modelo mestre, com transferentes unidos com resina autopolimerizável, obtendo 10 modelos de trabalho. Em 2001, Naconecy relatou a necessidade de uma adaptação passiva em próteses implantossuportadas constitui-se em uma das principais características para o sucesso na terapia de implantes. Dentre as inúmeras distorções inerentes ao tratamento protético, a técnica de moldagem para a transferência da posição dos implantes para o modelo de trabalho, torna-se um procedimento de fundamental importância para o sucesso das reabilitações. Em estudo in vitro relatou a importância da utilização da Técnica Direta Esplintada (transferentes quadrados esplintados com pinos de aço e resina acrílica autopolimerizável, e moldeira individual aberta).

Nos modelos de trabalho foram instalados os cilindros de latão e os cilindros calcináveis, estabilizados pelo parafuso de trabalho, unidos, encerados e fundidos em monoblocos, não havendo a necessidade de realização de soldas, obtendo as dez infra-estruturas metálicas de quatro elementos cada. Em 1991, Goll descreveu que se possível, deve-se fundir a infra-estrutura em peça única, pois assim as propriedades de endurecimento do metal são mantidas. Após a soldagem de duas ou mais partes da infra-estrutura, as propriedades estariam alteradas e esta peça soldada não poderia ser tratada termicamente.

Lima (2007) avaliou o desajuste vertical médio da interface entre o cilindro pré-fabricado de titânio, a infra-estrutura em titânio obtida através do acoplamento de coping fundido em titânio sobre este cilindro com as bordas soldadas a laser e após a aplicação da porcelana sobre a infra-estrutura no Mini Pilar Cônico. O grupo controle sem fundição (GCSF), Grupo Experimental Solda a Laser (GESL) e Grupo Experimental Solda a Laser após a Aplicação da Porcelana (GESLAP) fixadas sobre estes intermediários com torque de 10N/cm. As medidas obtidas nos três grupos

foram, comparadas por meio de uma análise de variância. As médias das medidas obtidas foram: GCSF (6,8 μ m), GESL (7,1 μ m) e GESLAP (21,4 μ m) comparadas usando o teste de Tukey ao nível de 5% de significância ($p < 0,05$). Observou-se que a desadaptação no GESLAP foi maior do que a observada nos grupos controle e experimental antes da aplicação da porcelana (GESL) comprovando uma alteração dimensional significativa.

Todas as infra-estruturas metálicas receberam aplicação da cerâmica. Após a restauração das infra-estruturas realizou-se a cimentação dos cilindros de titânio sob as mesmas, nos modelos de trabalho, sendo assim os cilindros de titânio não sofreram alterações dimensionais, devido às altas temperaturas para queima da cerâmica e possíveis alterações na base do cilindro, durante a fase laboratorial para acabamento da peça (Gol, 1991; Lima, 2007).

Jiménes-Lopez (2000) publicou a técnica do cilindro cimentado em prótese parafusada sobre implante. Esta técnica consiste em realizar uma cavidade na estrutura metálica, que posteriormente irá cimentado o cilindro com ajuste passivo. Tal cimentação poderia ser realizada diretamente em boca ou no modelo de trabalho, utilizando cimento resinoso que após o seu endurecimento, procederá ao desparafusamento da prótese, na qual já estarão incluídos os cilindros. A possibilidade de conseguir ajuste passivo mediante esta técnica possibilita também efetuar a readaptação de cilindros de ouro isolados, em caso de existir desajuste em próteses sobre implante previamente elaboradas.

No Grupo experimental as próteses foram retidas no modelo-mestre, pelos parafusos de retenção, com torque de 10N/cm. A análise microscópica da

adaptação vertical entre os intermediários/cilindros foi realizada na face anterior e posterior das 10 próteses totalizando 80 leituras com média aritmética de 6,31µm.

Os dados obtidos foram submetidos a análise de variância ANOVA que não houve diferença significativa entre os grupos controle e experimental ($p=0,9374$) (gráfico 1). Pode-se observar que a desadaptação foi maior na face posterior do que na anterior tanto no grupo controle como no experimental, não havendo diferença significativa entre os grupos (gráfico 2), não sendo relevante, pois os resultados mostraram adaptações verticais inferior a 10µm para os grupos controle e experimental.

O presente trabalho mostra que tal metodologia é possível de aplicação clínica, quando comparamos os resultados obtidos, tanto para o grupo controle e experimental. O experimento *in vitro* vem mostrar que é possível realizar procedimentos clínicos e laboratoriais objetivando a confecção de próteses parafusadas implantossuportadas, sem a utilização de metais nobre, sem a realização de soldas e com cilindros de titânio na sua base metálica sem sofrer alterações dimensionais, conseguindo uma adaptação vertical inferior a 10µm, o que vem sendo preconizado pelos pesquisadores ao longo dos anos.

7 CONCLUSÃO

A análise dos resultados obtidos neste trabalho possibilitou as seguintes conclusões:

- a) análise microscópica da adaptação vertical do componente protético do tipo cilindro de titânio sobre o intermediário mini pilar cônico, mostrou resultados semelhantes entre os grupos controle e experimental.
- b) a metodologia proposta para confecção de próteses sobre implantes parafusadas, através da técnica da cimentação do cilindro de titânio na infra-estrutura metálica, após a aplicação da cerâmica é aplicável clinicamente, pois os resultados mostraram que a desadaptação na interface cilindro/intermediário ficou inferior a $10\mu\text{m}$ para ambos os grupos analisados.

REFERÊNCIAS²

- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990 Winter;5(4):347-59.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387-416.
- Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
- Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992;12(2):112-21.
- Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent*. 1994 June;71(6):589-91.
- Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques.
- Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct;11(5):660-6.
- Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Mar-Apr;10(2):188-98.
- Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*. 1995 Mar-Apr;8(2):162-78.
- Bottino MA, Muratore V, Kiyan L. Biomecânica nas próteses sobre implantes. In: Bottino MA. *Atualização em prótese dentária*. São Paulo: Santos; 1997.
- Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.

² De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no modelo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983 Sep;50(3):399-410.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994 June;71(6):592-9.

Carlsson L. Built-in strain and untoward forces are the inevitable. Companions of prosthetic misfit. *Nobelpharma News.* 1994;8(2):5.

Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Sep-Oct;11(5):589-98.

Carr AB, Stewart RB. Full-arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont.* 1993 Mar;2(1):2-8.

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

Carvalho MCA, Bondioli IR, Costa EMV, Nishioka RS, Bottino MA, Neisser MP. Avaliação microscópica entre a adaptação dos pilares gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de teflon fundidos em titânio e liga de níquel-cromio-titânio. Estudo In Vitro. *BCI Rev Bras Implant.* 2002 abr-jun;9(34):105-10.

Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil.* 1996 Nov;23(11):782-9.

Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999 May;81(5):537-52.

Cobb GW Jr, Metcalf AM, Parsell D, Reeves GW. An alternate treatment method for a fixed-detachable hybrid prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2003 Mar;89(3):239-43.

Costa EMV, Hoçoya LS, Bottino MA. The fitness of copings constructed over UCLA abutments and the implant, constructed by different techniques: casting and casting with laser welding. *J Appl Oral Sci* 2004;12(4):349-54.

Cox J, Zarb G. Alternative prosthodontic superstructure designs. *Swed Dent J Suppl.* 1985;28:71-5.

Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987 Spring;2(2):91-100.

Dellinges MA, Tebrock OC. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. *J Prosthodont.* 1993 Dec;2(4):212-4.

Dinato JC, Polido WD. Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese. São Paulo: Artes Médicas; 2001.

Francischone CE, Ishikimiyama SK, Vasconcelos LW. Prótese parafusada versus prótese cimentada sobre implantes osseointegrados: vantagens e desvantagens. In: Vargillotta OS, Salgado LSP. Odontologia integrada. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro; 1999.

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

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Mar-Apr;11(2):216-22.

Gulbransen HJ. How do you test a cast framework for a full-arch fixed -supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(4):470-4.

Gyllenram F. Handling and hardware. The two ultimate parameters for a clinically acceptable fit. *Nobelpharma News.* 1994;8(4):4-5.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):28-34.

Helldén 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):190-6.

Hollweg H. Análise da passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros [tese]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo; 2000.

Hsu C, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosth Dent.* 1993 June;69(6):588-93.

Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(4):449-54.

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

Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent.* 1993 May;69(5):503-9.

Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1995 Dec;3(6):247-53.

Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part 2. The effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1996 Mar;4(1):11-4.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. *Implant Dent*. 1993 Spring;2(1):50-2.

Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989 Fall;4(3):211-7.

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 Fall;6(3):270-6.

Jemt T. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant- supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(4):470-4.

Jemt T. In vivo measurements of precision of involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(2):151-8.

Jiménes-Lópes V. *Reabilitação bucal em prótese sobre implantes*. Rio de Janeiro: Quintessence; 2000.

Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Fall;7(3):353-9.

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(2):169-78.

Kano SC. *Avaliação da adaptação da interface intermediário/cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre sistemas [dissertação]*. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo; 1998.

Kansu G, Aydin AK. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: Part 1 – Toxic potentials. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1996 Sept;4(3):129-36.

Kohavi D. Complications in the tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. *J Oral Rehabil*. 1993 July;20(4):413-22.

Lekholm U, Adell R, Branemark PI. Complications. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.

Leung N, Zarb GA, Pilliar P. Casting of prostheses superstructures in tissue integrated dental prostheses. J Dent Res 1983;62:293 (Abstract 1112).

Lima WBC. Avaliação microscópica entre a adaptação do cilindro de titânio e o mini pilar cônico, após a confecção da infra-estrutura de titânio soldada a laser sobre os cilindros pré-fabricados e aplicação da porcelana: estudo *in vitro* (dissertação). Campinas: Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic; 2007.

Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997 May-Jun;12(3):371-5.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am. 1998 Jan;42(1):71-89.

Millington ND, Leung T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. J Dent Res. 1992;71:529 (Abstract 108).

Mondelli J. Ligas alternativas para restaurações fundidas. São Paulo: Panamericana; 1995.

Naconecy MM. Avaliação *in vitro* da precisão de três técnicas de transferência para próteses implantossuportadas de múltiplos pilares (dissertação). Porto Alegre: Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2001.

Parel S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(4):470-4.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992 Spring;7(1):26-33.

Pinheiro RF. Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas torneadas, torneadas-sobrefundidas e fundidas sobre pilares Cera One [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo; 1996.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989 Fall;4(3):241-7.

Rangert B. Practical guidelines based on biomechanical principles. In: Palacci P. Optimal implant positioning & soft tissue management for the Brånemark System. Chicago: Quintessence; 1995. p. 21-33.

Salenbauch NM, Langner J. New ways of designing suprastructures for fixed implant-supported prostheses. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1998 Dec;18(6):604-12.

Sartori IAS. Análise comparativa da interface intermediário estético/cilindro protético, torneados em ouro ou em plástico, antes e após as fundições (dissertação). Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 1999.

Schroeder A, van der Zipen E, Stich H, Sutter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981;9:15-25.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997 Jan-Feb;10(1):19-27.

Simamoto Júnior PC, Barbosa GAS, Soares CJ, Fernandes Neto AJ, Neves FD. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. *Ciênc Odontol Bras.* 2005 jan-mar;8(1):39-46.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet Dent.* 1983 June;49(6):843-8.

Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993 Jul-Aug;6(4):346-63.

Taylor DF, Leibfritz WA, Adler AG. Physical properties of chromium-cobalt dental alloys. *J Am Dent Assoc.* 1998 Mar;56(3):343-51.

Waskewicks 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.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999 Mar-Apr;12(2):167-78.

Wee AG, Schneider RL, Aquilino SA, Huff TL, Lindquist TJ, Williamson DL. Evaluation of the accuracy of solid implant casts. *J Prosthodont.* 1998 Sep;7(3):161-9.

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

Worthington P, Bolender CL, Taylor TD. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(2):77-84.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990 Aug;64(2):185-94.

Zarb GA, Zarb FL. Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence Int.* 1985 Jan;16(1):39-42.

ANEXO A – GRUPO CONTROLE

Tabela A - Grupo controle

GRUPO CONTROLE								
MEDIDAS EM MICRÔMETRO								
Análise do Corpo de prova	face anterior				face posterior			
	1A	2A	3A	4A	4P	3P	2P	1P
1	6,87	6,50	5,87	6,81	6,75	6,31	7,18	6,68
2	5,56	5,50	7,00	3,50	3,75	7,62	7,68	5,12
3	6,43	10,06	5,75	5,00	5,87	6,18	7,87	7,43
4	7,68	7,06	6,43	5,18	6,00	7,93	7,18	6,75
5	7,25	5,62	5,93	5,12	4,62	5,31	5,25	8,06
6	7,43	6,31	6,06	6,43	7,56	4,87	6,31	7,87
7	7,25	5,37	5,18	3,43	3,62	6,75	6,12	6,31
8	3,81	3,68	5,75	4,68	7,25	6,93	5,93	5,18
9	6,68	7,18	6,12	8,25	6,87	5,18	7,75	6,06
10	5,12	8,06	7,00	7,81	6,81	6,62	7,06	5,62

Média aritmética = 6,29 μ m

ANEXO B – GRUPO EXPERIMENTAL

Tabela B - Grupo experimental

GRUPO EXPERIMENTAL								
MEDIDAS EM MICRÔMETRO								
Análise do corpo de prova	face anterior				face posterior			
	1A	2A	3A	4A	4P	3P	2P	1P
1	6,81	6,06	4,93	5,87	6,62	4,75	6,43	7,06
2	7,31	6,37	6,43	6,12	6,43	6,93	7,50	6,62
3	6,87	5,02	4,37	5,75	5,06	6,81	5,68	7,62
4	4,68	5,18	5,81	4,37	3,87	4,81	7,25	5,37
5	3,25	5,18	6,02	6,93	7,56	9,62	6,75	5,37
6	7,81	6,06	8,93	7,43	9,62	6,87	5,43	7,12
7	4,06	5,81	6,25	6,18	7,37	9,93	7,93	5,37
8	7,93	5,62	7,12	6,06	5,31	6,56	7,43	8,68
9	3,43	6,12	5,81	5,12	7,06	5,50	6,56	6,18
10	4,56	7,25	6,43	6,12	5,06	7,87	5,56	7,68

Média aritmética = 6,31 μ m

ANEXO C - SAÍDA DO PROGRAMA SAS

Dependent Variable: desa

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	21	16448245.67	783249.79	2.92	0.0127
Error	18	4830641.89	268368.99		
Corrected Total	39	21278887.56			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	desa Mean
0.772984	8.220620	518.0434	6301.756

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	1	4725.189063	4725.189063	0.01	0.9374
grupo*rep	18	13393496.59	744083.14	2.77	0.0183
face	1	2408478.31	2408478.31	8.97	0.0078
grupo*face	1	641545.58	641545.58	2.39	0.1395

Level of grupo	Level of face	N	-----desa-----	
			Mean	Std Dev
1	1	10	6172.15000	854.398100
1	2	10	6409.62500	432.038840
2	1	10	5940.60000	802.033805
2	2	10	6684.65000	681.903496

ANEXO D - APROVAÇÃO DO COMITE DE ETICA



Aprovado pelo CEP

Campinas, 15 de Julho de 2.005.

A(o)

C.Ds. Luiz Henrique Pedroso

Curso: Implantodontia

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria " Avaliação microscópica entre a adaptação do cilindro de titânio e o mini pilar cônico, após a confecção da infra estrutura metálica, aplicação da porcelana e cimentação do cilindro de titânio - Estudo in vitro "

Orientado pelo(a) Prof(a). Dr(a). Thomaz Wassall

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 18/04/05, com número de protocolo nº 05/135, foi APROVADO pelo comitê de Ética e Pesquisa instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196 / 1.996 do CNS – Ministério da Saúde, em reunião realizada no dia 20/06/2005.

Cordialmente



Coordenador de Pós-Graduação
Prof. Dr. Thomaz Wassall