

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**LUIZ GUSTAVO DIAS DAROZ**

Cirurgião Dentista

**FRESAMENTO CORRETIVO DE ESTRUTURAS**  
**IMPLANTO-RETIDAS:**  
**INFLUÊNCIA NA ADAPTAÇÃO MARGINAL E NA CONFIABILIDADE**  
**DO TESTE DO PARAFUSO ÚNICO**

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

PIRACICABA

2006

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**LUIZ GUSTAVO DIAS DAROZ**

Cirurgião Dentista

**FRESAMENTO CORRETIVO DE ESTRUTURAS  
IMPLANTO-RETIDAS:  
INFLUÊNCIA NA ADAPTAÇÃO MARGINAL E NA CONFIABILIDADE  
DO TESTE DO PARAFUSO ÚNICO**

Orientador:

**PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES**

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

Banca Examinadora:

**Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**

**Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**

**Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos**

PIRACICABA

2006

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	
V	EX
TOMBO BC/	68822
PROC.	16.12306
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	160
DATA	08/06/06

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

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

D251f Daroz, Luiz Gustavo Dias.  
Fresamento corretivo de estruturas implanto-retidas: influência na adaptação marginal e na confiabilidade do teste do parafuso único. / Luiz Gustavo Dias Daroz. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2006.

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

1. Implantes dentários osseointegrados. 2. Prótese dentária fixa.  
3. Titânio. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba.  
III. Título.

(mg/fop)

Título em inglês: Multi-unit implant-supported frameworks corrective finishing: influence on the marginal misfit and reliability of single-screw test

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Osseointegrated dental implants. 2. Denture, partial, fixed. 3. Titanium

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Guilherme Elias Pessanha Henriques, Marcelo Ferraz Mesquita, Maria da Glória Chiarello de Mattos

Data da defesa: 24/02/2006



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 24 de Fevereiro de 2006, considerou o candidato LUIZ GUSTAVO DIAS DAROZ aprovado.

A handwritten signature in black ink, consisting of several loops and a long horizontal stroke, positioned above a horizontal line.

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A handwritten signature in black ink, featuring a large, sweeping loop and several smaller strokes, positioned above a horizontal line.

PROF<sup>a</sup>. DR<sup>a</sup>. MARIA DA GLÓRIA CHIARELLO DE MATTOS

A handwritten signature in black ink, characterized by a large, circular loop and several smaller strokes, positioned above a horizontal line.

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

## **DEDICO ESTE TRABALHO**

A **Deus**, por deixar-me ter fé, por deixar-me acreditar, por deixar-me sonhar, por deixar-me realizar, por deixar-me amar... Obrigado.

Aos meus sogros, **José Maria** e **Lúcia**, símbolos de apoio e respeito. Tornaram-se minha segunda família, e como tal, acolheram-me como verdadeiro filho.

Aos meus irmãos, **Renato**, **Flávio** e **Flávia**, por estarem ao meu lado incondicionalmente, ora encorajando-me, ora aconselhando-me, mas sempre me respeitando.

À minha avó, **Leontina**, por ser uma pessoa verdadeiramente iluminada, que sem querer, acaba nos ensinando como viver cada dia com alegria, fé e amor.

Aos meus pais, **Miguel** e **Marialva**, meus pilares, meus exemplos. Qualquer agradecimento, qualquer dedicatória, qualquer homenagem é vã, perto do amor e carinho que sempre tiveram.

À minha esposa, **Claudia**, minha eterna namorada. Nela encontrei carinho, nela encontrei amizade... Nela encontrei cumplicidade, nela encontrei respeito... Nela encontrei coragem, nela encontrei amor... Nesta linda e meiga pessoa, eu me encontrei... Te amo.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, Professor Titular do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP-UNICAMP e orientador da presente investigação. Mais que sua singular capacidade profissional e intelectual direcionada ao ensino e pesquisa odontológica, possui a característica primordial de um verdadeiro professor: a paixão pelo que faz. Isso nos contagia e nos empolga, faz de nossas tarefas verdadeiras metas, aflora nosso senso de responsabilidade, aguça nossa curiosidade, faz de nossa busca uma obstinação... Sem dúvida, este é o mais valioso ensinamento que nos deixa... Obrigado.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, pelo apoio financeiro concedido na forma de bolsa de estudos e Auxílio à Pesquisa.

À **Conexão Sistemas de Prótese**, pela doação de componentes protéticos utilizados na realização dos experimentos.

## MEUS AGRADECIMENTOS

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

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

Ao **Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen**, Coordenador dos Cursos de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP e ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

À **Universidade Federal do Espírito Santo**, em especial aos professores do curso de graduação em Odontologia, pela minha formação acadêmica.

A todos os **Professores da Área de Prótese**, que contribuíram para meu aprendizado e desenvolvimento durante esta etapa, em especial ao **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo** e **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, pela amizade, partilha de conhecimentos e valiosa colaboração prestada.

À grande amiga, **Dra. Andréa Nóbrega Cavalcanti**, pela amizade e importante colaboração na realização da parte estatística deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Eduardo Batitucci** e **Profa. Dra. Maria Hermenegilda Grasseli Batitucci**, pela confiança e apoio que foram decisivos na minha carreira.

Ao **Dr. Sandro Renê Daroz**, **Dr. Euzinéia Daroz**, **Dr. Glauco Rangel Zanetti** e **Dr. Márcio Rodrigues Bittencourt** pelas orientações, ensinamentos e amizade.

Aos meus familiares, **Tia Dodora, Tia Solange, Tia Valéria, Tio José Luiz, Tio Geraldo**, além de todos os primos e primas, pelo grande carinho.

Aos meus cunhados e concunhados, **Flávio, Digão, Fabiana, Isabel e Paula**, por todos os momentos compartilhados e pela grande amizade que estamos construindo.

Às minhas novas famílias, "**Família Batitucci**" e "**Família dos Santos**", pelo grande e constante apoio.

Aos meus grandes amigos, **Tom e Erika**, pelo companheirismo e apoio que sempre demonstraram.

Aos meus primeiros e eternos amigos em Piracicaba, **Saulo Cabral e Guilherme Zanatta**. Obrigado por me receberem, pela confiança e amizade.

À amiga **Juliana Malacarne**, pela inestimável ajuda, convivência e amizade. Obrigado por tudo! Conte sempre conosco!

Aos meus especiais amigos, **Wagner Fragoso, Luciana Valadares, Márcia Nakaoka e Caio Hermman**, pela grande e sincera amizade e cumplicidade.

Aos meus amigos e colegas da Prótese, **Andréa, Daniela, Wagner Negreiros, Mônica, Daniel, Leonardo, Tatiana, Fernanda, Paulo, Juliana, Priscila, Poliana, Maurício, Alessandra, Devanir, Lígia e Mônica**, pelos bons momentos de amizade, companheirismo e aprendizado.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho** e **Prof. Dr. Manoel Gomes Troia Jr.**, pelo respeito e amizade que temos.

Aos demais colegas da Pós-Graduação, em especial a **Fabírcia Suaid, Marcelo Oliveira e Fernanda Voltarelli** pela amizade, companheirismo e convivência.

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

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, por permitir a utilização do Laboratório de Prótese Total para desenvolvimento deste estudo.

À Sra. **Joselena Casati Lodi**, Sra. **Maria Elisabete Cardenas** e Dr. **Marcos Blanco Cangiani**, pelo carinho e disposição em todos os momentos.

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

E a todos que indiretamente contribuíram na elaboração deste trabalho.

"Guardo cada pedra que encontro pelo caminho... Um dia, construirei um castelo." (**Fernando Pessoa**)

## SUMÁRIO

RESUMO .....	1
ABSTRACT .....	3
1 – INTRODUÇÃO .....	5
2 - REVISÃO DA LITERATURA .....	11
3 - MATERIAL E MÉTODOS	
3.1 - <i>Delineamento do Estudo</i> .....	46
3.2 - <i>Características da Matriz Metálica</i> .....	49
3.3 - <i>Obtenção dos Modelos de Trabalho</i> .....	50
3.4 - <i>Obtenção dos Padrões de Fundição</i> .....	52
3.5 - <i>Inclusão dos Padrões de Fundição</i> .....	52
3.6 - <i>Processo de Fundição</i> .....	53
.....	54
3.7 - <i>Acabamento das Estruturas</i> .....	55
3.8 - <i>Procedimentos de Fresamento Corretivo</i> .....	56
3.9 - <i>Leitura dos Desajustes Marginais</i> .....	58
3.10 - <i>Análise Estatística</i> .....	
4 – RESULTADOS .....	59
5 – DISCUSSÃO .....	61
6 – CONCLUSÃO .....	72
REFERÊNCIAS .....	73
ANEXOS .....	78

## RESUMO

A obtenção de uma peça perfeitamente adaptada aos componentes de retenção, mantendo a resistência estrutural a custo acessível é o principal objetivo durante a construção de uma prótese implanto-retida de múltiplos elementos. Além disto, julgar a qualidade da adaptação das peças depende da confiabilidade dos métodos existentes para determinação da passividade. O objetivo deste estudo foi determinar o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas implanto-retidas tipo monobloco antes e após o fresamento corretivo destas peças empregando retificador manual. Avaliou-se ainda a hipótese de que os procedimentos de fresamento corretivo podem ter influência sobre a confiabilidade do teste do parafuso único utilizado para averiguação de adaptação marginal de peças múltiplas sobre implantes. Foram confeccionadas 40 infra-estruturas metálicas pela técnica do monobloco, sendo 20 fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e outras 20 fundidas em liga de cobalto-cromo (Cr-Cr). Para tal, utilizou-se matriz metálica simulando a disposição clínica de implantes osseointegrados na região interforames mentonianos contendo 5 análogos de pilares cônicos para peças múltiplas padrão Branemark (Micro-Unit - Conexão) e cilindros protéticos calcináveis compatíveis. As peças confeccionadas em Ti c.p. e em Co-Cr, foram subdivididas em 2 subgrupos (n=10) de acordo com a seqüência de retificação a que foram impostas: Seqüência A – fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos seguido do fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar ; e, Seqüência B – fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar seguido do fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos. A conduta forneceu um total de 4 grupos experimentais (*Titânio* A e B; *Co-Cr* A e B). As leituras de desajuste marginal, realizadas sobre a matriz metálica e com auxílio de um microscópio mensurador, foram baseadas na técnica do parafuso único e realizadas em cada estrutura antes e após cada etapa de retificação corretiva. As médias de desajuste marginal de cada estrutura foram calculadas e consideradas como uma unidade para a análise estatística. O teste de Friedman foi aplicado com nível de significância de 5% para avaliar o efeito dos diferentes passos de retificação sobre o desajuste marginal. Nos Grupos Ti A e B,

assim como no Grupo Co-Cr A, não foi observada diferença significativa entre as condições experimentais (Grupo Ti A,  $p=0,9048$ ; Grupo Ti B,  $p=0,273$  e Grupo Co-Cr A,  $p=0,4966$ ). Porém, diferenças estatisticamente significativas foram observadas no Grupo Co-Cr B, após a retificação corretiva das bordas dos cilindros fundidos ( $p=0,0017$ ). Foi concluído que os procedimentos de fresamento corretivo não mostraram efeito significativo sobre a adaptação marginal das peças de titânio. Contudo, em um grupo de peças fundidas em Co-Cr, a retificação das bordas dos cilindros mostrou efeito adverso sobre a passividade. Os procedimentos de fresamento corretivo parecem não apresentar influência significativa sobre a confiabilidade do teste do parafuso único, porém, devem ser realizados cuidadosamente, necessitando de aperfeiçoamentos para uma utilização segura.

## ABSTRACT

The fabrication of a passively fitting framework over abutments and fixtures, maintaining its structural integrity and with a low costs, is the ultimate goal of the construction process of a multi-unit implant-support prosthesis. Furthermore, the accuracy and reliability of the passive fit determination methods have a crucial role on framework misfit analysis. The objective was to evaluate the passive fit by the single-screw test method of cast commercially pure titanium (CP Ti) implant-supported frameworks after the corrective finishing of cast cylinders fitting borders and screw seats. The hypothesis tested was that finishing procedures could affect the single screw test measurements reliability. Were fabricated 40 frameworks by one-piece casting method, being 20 CP Ti frameworks and others 20 Co-Cr frameworks. A metallic index containing 05 Branemark-type multi-unit abutment analogs and respective calcinable cylinders were used to frameworks fabrication. The CP Ti and Co-Cr frames were assembled in 2 sub-groups (n=10) accordingly with the finishing sequence proposed: Group A - corrective finishing of cast cylinder borders followed by corrective finishing of cast cylinder screw seats - and Group B - corrective finishing of cast cylinder screw seats followed by corrective finishing of cast cylinder borders-. This conduct produce 4 experimental groups (CPTi A and B; Co-Cr A and B). The marginal gaps, assessed over the metallic matrix using a traveling microscope, were carried out before and after each corrective finishing step accordingly with one screw test protocol. The marginal misfit means of each framework was considered as a unit to statistical analyses. The Friedman's test was used with significance level set as 5% to analyze the effect of the different corrective finishing steps over frameworks passive fit. In the CPTi A and B Groups, and in the Co-Cr A Group, there was no significant differences between experimental conditions (Group CPTi A,  $p=0.9048$ ; Group CPTi B,  $p=0.273$  and Grupo Co-Cr A,  $p=0.4966$ ). However, in the CPTi B Group, a significant difference was found after cast cylinder fitting borders corrective finishing ( $p=0.0015$ ). It was concluded that the finishing process does not show any effect over Ti frameworks misfit values. However, to a group of Co-Cr frames, the fitting borders corrective finishing has a deleterious effect over passivity. The corrective finishing procedures seemed do not influence the single-screw test

reliability, nevertheless, it should be used carefully and requires further improvements to guarantee a sever usage.

## 1 - INTRODUÇÃO

A era moderna da terapia com implantes de titânio teve início da década de 80 quando foram lançados os conceitos de osseointegração, possibilitando a criação de uma nova e vasta gama de métodos restauradores, principalmente para os pacientes totalmente edêntulos (Adell et al., 1981). Nestas três décadas, os métodos de confecção de próteses implanto-retidas sofreram significativa evolução. Entretanto, o conceito de que as próteses obtidas têm importante papel na estabilidade e no sucesso em longo prazo dos implantes que as suportam mantém-se inalterado (Taylor e Agar, 2002).

Diferentemente das próteses convencionais em dentes naturais, sobre implantes osseointegrados - pela ausência de ligamento periodontal - qualquer tensão gerada durante a instalação da prótese ou durante a função mastigatória tende a ser transmitida diretamente para o tecido ósseo que os envolve (Skalak, 1983). Desta forma, o assentamento passivo de uma prótese implanto-retida é assumido como a situação na qual esta prótese se adapta com menor desajuste marginal possível e de maneira passiva ao componente de retenção, sem criar tensões ao próprio implante ou tecido ósseo circundante (Millington e Leung, 1995).

Especialistas têm considerado que uma prótese deficientemente adaptada e rigidamente conectada a múltiplos implantes exerce severa tensão sobre as fixações, não havendo dissipação destes esforços dada à íntima relação com o tecido ósseo (Jemt e Lekholm, 1998). Na ausência de passividade é possível a ocorrência de complicações mecânicas como a fratura de pilares intermediários, ruptura do parafuso de fixação do pilar ou fratura da estrutura metálica (Zarb e Schmitt, 1991; Naert et al., 1992). Relatam-se ainda complicações biológicas

incluindo reação adversa dos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea periimplantar e até plena falência da osseointegração (Adell et al., 1981; Bauman et al., 1992; Carlson e Carlsson, 1994).

A medida de discrepância marginal é sinonimizada passividade, sem que verdadeiramente representem a mesma grandeza. Neste contexto, para os maiores valores de desajuste, entende-se menor passividade. Sem dúvida, há maior possibilidade de se ter uma peça assentada passivamente quando, clinicamente, obtém-se o mínimo de desajuste de suas margens. Assim, como definição de um nível aceitável de desajuste de uma prótese implanto-retida, assume-se que este não deva ser superior a 150 $\mu$ m, almejando uma distribuição equilibrada das forças que sobre ela recaem (Sahin e Cehreli, 2001).

Desde o início do século passado, quando da introdução da técnica de fundição pelo método da cera perdida, a receita que se busca para a fabricação de peças protéticas inclui: facilidade de confecção, baixo custo e alta resistência mecânica, tudo regado pela busca da máxima adaptação marginal (Hellden et al., 1999). Tradicionalmente, as infra-estruturas protéticas metálicas de próteses implanto-retidas sobre múltiplos elementos são confeccionadas pela técnica conhecida como monobloco, onde, indiferentemente do número de elementos, o conjunto é obtido numa única fundição. Com a utilização desta técnica, as distorções oriundas do processo de fundição ou das falhas no protocolo laboratorial tendem a ser incorporadas e refletem-se diretamente sobre as peças, sendo a técnica reconhecida como imprecisa quando julgada pela ótica do assentamento passivo (Tan et al., 1993; Riedy et al., 1997). Contudo, como a fundição em monobloco fornece uma peça com maior rigidez e resistência além de necessitar de poucas

fases de manufatura, sua utilização nas próteses implanto-retidas múltiplas é por vezes desejável.

Para contornar as desvantagens inerentes à obtenção de um monobloco, várias estratégias têm sido propostas visando diminuir erros ou aumentar a precisão dos processos de confecção de próteses (Romero et al., 2000; Luk et al., 2004). O corte em seguimentos da estrutura fundida e reunião pela técnica da soldagem é uma delas, tornando-se um procedimento bastante difundido. Quando realizada convencionalmente – mediante o uso de fonte de calor e liga de solda - como para as infra-estruturas em cobalto-cromo, a técnica aquece demasiadamente a peça protética induzindo alterações dimensionais e modificações de propriedades, incorporando falhas e heterogeneidades (Henriques et al., 1997). Já no titânio e suas ligas, a técnica da soldagem deve ser realizada com energia “laser”. Além de dispendioso e de difícil execução, o procedimento admite a ocorrência de porosidades no cordão de solda, tendendo à maior fragilidade e eventual fratura da junção quando submetida a esforços oriundos da mastigação (Zavanelli et al., 2000).

A correção da base de assentamento da prótese sobre o pilar também é outra abordagem que visa uma adaptação mais precisa. A correção de infra-estruturas fundidas pelo uso da eletroerosão tem se mostrado eficiente (Schmitt, 1998), exigindo, porém, equipamentos específicos e sofisticados, o que a torna restritiva. Além da eletroerosão, outros métodos de correções de uma peça fundida no intuito de se alcançar a adaptação passiva têm sido investigados. A tecnologia CAD / CAM combinada com fresamento da peça protética é uma destas propostas (Van Roekel, 1992; Andersson et al., 1996). Acredita-se que através de métodos como estes, os problemas inerentes à fundição e principalmente à soldagem possam

ser minimizados, já que este segundo passo é eliminado. Entretanto estas tecnologias necessitam de um alto aporte financeiro para equipamentos específicos e sofisticados, impedindo sua difusão para aplicação prática.

Ainda não há disponível um método totalmente eficiente, de baixo custo e capaz de otimizar o assentamento da infra-estrutura aos pilares protéticos (Chai e Chou, 1998; Souza et al., 2000). Pelo dicionário Michaelis, o procedimento de fresamento consiste em desbastar metais ou madeira com a fresa, para formar superfícies planas ou curvas em peças, roscas, engrenagens, etc. Métodos de fresamento corretivo para uso após o término da fundição - de baixo custo relativo e grande possibilidade de se propagar à classe interessada - têm sido propostos (Sahin e Cehreli, 2001), tornando a abordagem promissora. Irregularidades pós-fundição tendem a ser removidas, corrigindo o assentamento da prótese e minimizando as discrepâncias marginais (Akama et al., em 2004, Horbylon et al., 2004; Simamoto et al., 2005). O fresamento corretivo poderia ser viável graças à geometria cilíndrica dos cilindros protéticos fundidos que guardam uma distância interna aos respectivos pilares, permitindo a correção das bordas sem comprometimento de adaptação.

É notória a importância da adaptação marginal e passividade das próteses implanto-retidas. Contudo, os métodos utilizados na sua mensuração por vezes não traduzem a real situação do assentamento (Kan et al., 1999). Radiografias periapicais, observação visual, sensação tátil e a utilização de instrumentos de medição são alguns dos artifícios utilizados na avaliação da adaptação marginal (May et al., 1997). Nos testes laboratoriais de avaliação de próteses múltiplas, a chamada técnica do parafuso único (Tan et al., 1993) é a consagrada. A técnica

consiste na colocação de apenas um parafuso no pilar mais lateral, seguida pela verificação visual, táctil ou radiográfica da adaptação marginal nos demais (Kan et al., 1999). Desde que este parafuso protético que conecta a peça ao pilar é torqueado, pode-se especular que o desajuste verificado nos demais pode não ser devido apenas a distorções ou irregularidades da própria peça. Pode ser induzido por irregularidades presentes na borda de adaptação deste cilindro torqueado ou mesmo na superfície de assentamento da cabeça do parafuso de retenção— irregularidades estas, remanescentes inclusive da técnica de fundição (Tan et al., 1993; Riedy et al., 1997) - que tendem a alçar o segmento em balanço. Como até o momento, nenhuma pesquisa envolvendo próteses múltiplas sobre implantes considerou o efeito do fresamento corretivo da base de assentamento do parafuso sobre a adaptação marginal do seguimento livre, espera-se que os resultados a serem obtidos repercutam na própria aceitação e confiabilidade do teste do parafuso único.

Propõe-se então, avaliar um método de fresamento marginal de estruturas metálicas implanto-retidas tipo monobloco utilizando instrumento manual retificador corretivo. Na atual proposta, optou-se pela utilização do Ti c.p. e liga de Co-Cr como materiais de fabricação das infra-estruturas. Em relação ao Ti c.p., a alta relação entre resistência/peso, excelente resistência à corrosão e à fadiga além de alta biocompatibilidade - que o fazem inclusive o material de fabricação dos próprios implantes - motivam a opção (Ida et al., 1980; Parr et al., 1985; Lautenschlager e Monaghan, 1993; Zavanelli et al., 2000). Alia-se a estas características a baixa condutividade térmica, considerável radiolucidez e baixo custo que o tornam o material de eleição na confecção de infra-estruturas protéticas sobre implantes (Boening et al., 1992; Contreras et al., 2002). Com relação à liga de Co-Cr, a escolha

está fundamentada no menor custo relativo em relação ao titânio e outras ligas, versatilidade de emprego - permitindo inclusive o recobrimento cerâmico – e alta tolerabilidade pelos tecidos bucais (Hulterstrom e Nilsson, 1991; Gebelein et al., 2003).

Além disso, este estudo tem o objetivo de avaliar a confiabilidade do teste do parafuso único considerando o efeito que a adaptação do parafuso protético pode ter sobre a validade do teste, já que a superfície de assentamento do parafuso de retenção está, da mesma forma, sujeita às distorções provenientes das técnicas de fundição (Tan et al., 1993; Riedy et al., 1997). A hipótese testada foi de que os procedimentos de fresamento corretivos podem ter influência sobre a confiabilidade do teste do parafuso único utilizado para averiguação de adaptação marginal de peças múltiplas sobre implantes.

## 2 - REVISÃO DE LITERATURA

IDA et al., (1980) investigaram as propriedades do titânio (Ti) e de suas ligas considerando suas possíveis aplicações para o uso no campo da Odontologia. Os autores afirmaram que o titânio apresenta dificuldades quanto sua fusibilidade, estas relacionadas à alta reatividade química que o metal apresenta quando submetido a altas temperaturas, o que promovia a reação do titânio com o cadinho de fundição e propensão à oxidação. Neste trabalho, os autores apresentam uma nova máquina (“Castimatic”), desenvolvida para possibilitar a fundição do titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e suas ligas. O Ti c.p. e outras ligas incluindo os metais níquel, cromo, cobalto e alumínio, com composições binárias ou ternárias, foram fundidas. Os parâmetros avaliados foram à temperatura de fusão, resistência mecânica, dureza, fluidez e manchamento dos metais e ligas depois de fundidos. Os resultados mostraram que, com a utilização da máquina de fundição avaliada, peças protéticas fundidas em Ti c.p. podiam ser produzidas, fato até então não relatado. Ainda, a fluidez e propriedades mecânicas do titânio fundido foram tão boas quanto às propriedades das ligas de Cromo-Cobalto e Níquel-Cromo, comumente utilizadas para a obtenção de estruturas na Odontologia.

ADELL et al., (1981) demonstraram a previsibilidade dos tratamentos implato-suportados para pacientes edêntulos. Neste trabalho clássico, os autores discorrem sobre a osseointegração, citada como a conexão firme e direta entre o osso vital e implantes de titânio em forma de parafuso. Segundo os autores, a osseointegração só poderia ser conseguida e mantida através do exercício de uma técnica cirúrgica cuidadosa para instalação dos implantes, além de um longo período de cicatrização e uma apropriada distribuição das tensões sob o sistema quando

este estivesse em função. Durante 15 anos, 371 pacientes edêntulos receberam próteses totais removíveis implanto-retidas, fornecendo um total de 2768 implantes a serem avaliados no período de 1965 a 1980. O objetivo da pesquisa foi fundamentar e refletir apropriadamente o potencial da “nova” modalidade terapêutica proposta. Seus resultados indicaram um índice de sucesso de 91% para os implantes instalados na mandíbula e 81% para os implantes instalados na maxila. Com relação aos fatores protéticos, 89% das próteses instaladas na maxila apresentavam-se estáveis ao final da avaliação, enquanto todas as próteses instaladas na mandíbula permaneceram adequadas durante o período avaliado. O índice de perda óssea marginal aos implantes foi de 1,5mm no primeiro ano de sua instalação, diminuindo para uma taxa de perda de 0,1mm anualmente. Os autores concluíram que o tratamento proposto foi altamente bem sucedido e previsível para reabilitação de paciente totalmente edêntulos.

SKALAK (1983) dedicou atenção aos fatores biomecânicos envolvidos nos tratamentos implanto-retidos. Segundo o autor, o sucesso da osseointegração, de um ponto de vista biomecânico, vai depender do modo como as tensões mecânicas geradas sobre o sistema de prótese são transmitidas para os implantes e tecido ósseo. O autor, fundamentado em modelos teóricos, relata que como o titânio é mais rígido e resistente que o osso, é mais provável que sob a ação de tensões acentuadas e potencialmente danosas uma falha ocorra no osso ou na região de união entre o osso e titânio. Isto ocorreria, segundo o autor, devido à conexão entre prótese, implante e osso se dar de uma maneira rígida, caracterizando a formação de uma estrutura única na qual qualquer força incidida a qualquer componente do sistema é transferida aos outros. Baseado nesta afirmação, o autor também

considera que a própria desadaptação da prótese em relação aos implantes osseointegrados resultará, no momento do parafusamento da peça protética sobre os implantes, na geração de tensões possivelmente danosas que poderiam causar a falha do sistema, mesmo sem atuação de forças externas.

PARR et al., (1985) discutiram sobre aspectos importantes do titânio (Ti) e suas ligas. As propriedades únicas do Ti como resistência à fratura, biocompatibilidade e resistência à corrosão, foram relatadas. Ainda afirmaram que o titânio está presente de forma abundante na crosta terrestre, e que a maior parte do metal minerado era convertido em pigmentos, sendo que apenas cerca de 5 a 10% era usado como metal. Segundo os autores, o Ti existe em três formas: alfa, beta e alfa-beta, sendo que uma transformação em sua fase cristalina ocorria a 882°C. A adição de elementos como o vanádio (V) e o alumínio produziam uma solução sólida verdadeira. O V estabilizava a fase beta, e o Al estabilizava a fase alfa. Devido a interessantes propriedades físicas e mecânicas, o Ti vinha sendo amplamente usado na indústria, contudo somente recentemente vem sendo empregado para fins odontológicos, segundo relato da época. O titânio puro, recomendado para a fabricação implantes, possui em sua composição certas quantidades de carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro com o objetivo de melhorar suas propriedades mecânicas. Os autores relatam que, quando exposto à atmosfera, a alta reatividade deste metal resulta na formação de uma camada de óxido, que teoricamente, pode ser formada por vários óxidos, que incluem TiO, TiO<sub>2</sub> e Ti<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, sendo a mais comum o dióxido de titânio (TiO<sub>2</sub>). Tanto o titânio puro quanto suas ligas são facilmente passivadas pela formação da camada estável de dióxido de titânio que provê a base para a resistência à corrosão deste material. Segundo os autores, a camada

superficial de óxido age para proteger o titânio contra corrosão quando usado no corpo humano.

JEMT (1991), realizou uma investigação com o objetivo de identificar os problemas e as complicações relacionadas ao tratamento protético de um total de 391 casos, compreendendo a reabilitação de maxilas e mandíbulas edêntulas. No estudo foi avaliado um total de 2.199 implantes. Todos os casos foram reabilitados com próteses totais fixas implanto-suportadas e os pacientes foram acompanhados por 1 ano. Verificou-se que o índice de sucesso foi de 99,5% para as próteses e 98,1% para os implantes. O índice de complicações foi considerado baixo, sendo estas mais freqüentemente relacionadas com reabilitações na maxila. As complicações mais comumente encontradas foram: problemas de dicção (31,2%) sendo mais freqüente na maxila, mordida do lábio e bochecha (6,6%) sendo mais freqüente na mandíbula, irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístulas, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica em ouro (0,8%), não sendo registrada a fratura de nenhum dos componentes. Segundo o autor 271 próteses (69,3%) apresentaram estabilidade no parafuso de ouro ao primeiro exame (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados neste primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas 7 próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A diferença entre a distribuição de parafusos instáveis na maxila e mandíbula foi estatisticamente significativa, sendo maior na maxila. Segundo o autor, o assentamento passivo conseguido para as próteses fabricadas proporcionou um grau satisfatório de estabilidade aos parafusos de ouro, reduzindo o risco de fratura destes componentes. O autor ainda sugeriu um protocolo

desenvolvido com o intuito de facilitar e sistematizar a avaliação da adaptação passiva de infra-estruturas metálicas suportada por múltiplos implantes. O relato deste protocolo diz respeito à avaliação de próteses suportadas por 5 implantes, sendo este método posteriormente denominado de “teste do parafuso único”. Segundo o método, os cinco implantes do arranjo devem ser numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Em seguida verifica-se a adaptação dos demais componentes. Repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso 5). Se não houver adaptação dos outros pilares no momento do aperto do parafuso nos pilares distais (1 ou 5 separadamente), a prótese deve ser segmentada e novamente reunida por solda. Após verificada a passividade com a utilização deste método, o autor também propõe uma seqüência de aperto dos parafusos para minimizar possíveis tensões. Assim, o torqueamento dos parafusos de ouro iniciaria pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, em seguida o torqueamento do parafuso mais intermediário (parafuso 3) e por fim os dois parafusos distais (parafusos 1 e 5). Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave. Um máximo de ½ volta (180°) é permitido para o aperto final da prótese. Outra maneira utilizada para avaliar a adaptação é pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro. Quando mais de ½ volta era necessária para o aperto de um determinado parafuso protético, a estrutura era seccionada e soldada, obtendo-se assim, um bom grau de passividade desta infra-estrutura sobre os implantes.

HULTERSTROM e NILSSON (1991) avaliaram diferentes formas de emprego da liga de Co-Cr para a confecção de estruturas implanto-retidas associadas com cilindros de ouro. A finalidade do estudo era desenvolver uma

técnica para utilização da liga de Co-Cr para confecção de estruturas implanto-retidas, em vista da utilização das ligas de ouro. Para o estudo foram tratados 6 pacientes com implantes osseointegrados do tipo Branemark. Foram usadas diferentes técnicas para unir os cilindros de ouro às estruturas metálicas fundidas em Co-Cr: incorporação dos cilindros de ouro à estrutura de Co-Cr por cimentação desta aos cilindros com utilização de cimento resinoso, incorporação de parte dos cilindros por soldagem e os outros por cimentação, e incorporação dos cilindros apenas por soldagem. As próteses foram instaladas e examinadas clinicamente durante 3 anos. Os resultados da avaliação longitudinal do desempenho das próteses determinou que os materiais empregados na sua confecção se mostraram funcionais e biologicamente bem tolerados pelos tecidos periimplantares.

ZARB e SCHMITT (1991) em um estudo prospectivo realizado na Universidade de Toronto, relataram os resultados de uma avaliação longitudinal de 5-10 anos em pacientes tratados com implantes osseointegrados e reabilitados com próteses fixas. A amostra consistiu de 46 pacientes tratados consecutivamente, onde o tratamento com próteses fixas convencionais não era indicado devido fatores locais ou sistêmicos. Um total de 49 arcadas foram tratadas com a implantação de 274 implantes. Após 5 a 10 anos de observações e avaliações clínicas, 242 (88,32%) das fixações ainda permaneciam osseointegradas, das quais 233 (85,04%) estavam sendo usadas como suporte de 43 próteses fixas implanto-retidas e 5 overdentures. Outros 9 implantes, apesar de osseointegrados, não foram usados para reabilitação e permaneceram submersos. Apenas 1 das 49 próteses foi considerada como insucesso após o período de observações do estudo.

NAERT et al., (1992) avaliaram o tratamento com implantes ossointegrados em 91 pacientes, totalizando um total 589 Implantes Branemark instalados em 103 arcadas edêntulas. Ao final de 7 anos de acompanhamento, a taxa de falha cumulativa para as 99 próteses fixas remanescentes alcançou um total de 4,9% para a mandíbula e 10,1% para a maxila. Após o carregamento dos implantes, 12 fixações mostraram sinais de fibrointegração, contudo apenas um dos pacientes teve que reverter seu tratamento para prótese total convencional. Os autores não puderam observar uma relação clara entre a localização dos implantes ou a extensão do cantilever distal com a taxa de perda das fixações. Contudo, foi observado que os pacientes tratados com próteses fixas em ambas as arcadas tiveram uma perda óssea periimplantar superior aos pacientes tratados com próteses fixas implanto-retidas em uma arcada, sendo a arcada oposta composta tanto por dentição natural (50%) ou prótese total convencional (50%). As complicações relacionadas com os componentes do sistema implanto-retido foram assim relatadas: fratura do implante (3/564), fratura do parafuso de retenção do pilar (5/564) e fratura do parafuso protético em ouro (7/567). Os autores concluíram que o tratamento de desdentados totais com implantes osseointegrados foi altamente previsível.

BAUMAN et al., (1992) revisou os aspectos envolvidos na inflamação periimplantar induzida pelo biofilme bacteriano. Discutem que a microflora ao redor de um implante funcional é similar à encontrada no sulco gengival dental sadio, enquanto que a microflora associada a um implante acometido por periimplantite é similar à encontrada nas bolsas periodontais. Ainda, a microflora periimplantar é similar à microflora de paciente parcialmente edêntulos, que difere da microflora de paciente totalmente edêntulos. A manutenção de microflora periodontopatogênica

em pacientes parcialmente edêntulos pode constituir um nicho de infecção para os implantes osseointegrados. Os autores ainda discutem que o nível de mucosite periimplantar pode ser significativamente associado com os níveis de acúmulo de placa propiciados pela prótese. Assim, os autores discutem que a saúde periodontal é importante para saúde periimplantar em pacientes parcialmente edêntulos e que as características de acúmulo de placa dos componentes e peças protéticas podem interferir com o índice de inflamação ao redor dos implantes.

BOENING et al., (1992) testaram a viabilidade da utilização de restaurações metalocerâmicas obtidas em titânio comercialmente puro. Segundo os autores, os problemas encontrados na fundição do titânio ainda não foram completamente solucionados para uma utilização mais segura na Odontologia. Portanto, o sistema Procera, que combina a utilização de eletroerosão e usinagem computacional para fabricação de peças em titânio, foi utilizado. Coroas metalocerâmicas obtidas em titânio foram testadas quanto a adaptação aos pilares antes e após a aplicação da cerâmica. Adicionalmente, componentes metalocerâmicos foram testados através de teste de flexão de três pontos (DIN) e teste de flexão (ISO). Segundo os resultados do estudo, foram observados pequenos aumentos no desajuste das peças protéticas após a aplicação da cerâmica, porém dentro de padrões clínicos aceitáveis. Quanto aos testes de resistência à flexão, segundo os autores, os conjuntos metalocerâmicos se comportaram satisfatoriamente no teste DIN, contudo, com o teste ISO, os resultados não foram satisfatórios. Foi concluído que o Sistema Procera para a fabricação de estruturas em titânio destinadas à restaurações metalocerâmicas é apropriado para o

uso clínico, contanto que sejam observados requerimentos especiais relacionados com o preparo dos elementos pilares.

VAN ROEKEL (1992) apresenta a técnica *Electrical Discharge Machining* (EDM) para a obtenção de passividade entre a barra da infra-estrutura protética e a supra-estrutura removível. Esta tecnologia, utilizada pela indústria a muitos anos, foi primeiramente relatada para uso odontológico em 1982. Na Europa este processo é mencionado como erosão de faíscas, ou eletro-erosão. O processo é definido como a remoção de pequenas quantidades de metal através de descargas elétricas ocorrendo em um meio contendo líquido dielétrico sob condições rigorosamente controladas. Para o autor, as desvantagens desta técnica incluem o custo do equipamento e o fato dele requerer muita atenção e cuidado durante a execução dos procedimentos laboratoriais. Foi concluído que, o tipo de metodologia apresentado no estudo para a obtenção de próteses com assentamento passivo, ainda, segundo relato da época, não seria uma alternativa viável para uso em larga escala, no entanto, é bastante promissora devido seus excelentes resultados sobre peças fundidas em monobloco.

TAN et al., (1993) utilizaram um método computacional tridimensional para a avaliação da distorção de estruturas metálicas implanto-retidas fundidas pela técnica de monobloco. O método utiliza uma máquina capaz de medições computadorizadas de coordenadas. Foram avaliadas peças em forma U (modelo "Toronto") e peças em forma L (experimental). Os resultados de deformação linear e angular não mostraram diferenças entre as técnicas de desenho das estruturas. Segundo os resultados, houve uma contração geral das estruturas que, segundo os autores, pode ser devido aos procedimentos de enceramento, inclusão e fundição,

além do ciclo de queima do revestimento e posição dos dutos de alimentação e reservatório. Ainda, segundo os resultados, pareceu haver uma inclinação dos cilindros fundidos em direção ao centro do reservatório-dutos de alimentação. Segundo discussão dos autores, esta distorção rotacional dos cilindros fundidos faz com que, quando adaptados sobre o pilar, se crie um braço de alavanca, o que impõe uma ação de levantamento ou abaixamento sobre toda a infra-estrutura, levando ao aumento da desadaptação marginal em toda a peça. Assim, segundo os autores, mesmo com pequenas alterações dimensionais da estrutura, podemos perceber uma ampla desadaptação marginal devido ao efeito “braço de momento”.

LAUTENSCHLAGER e MONAGHAN (1993) traçaram um perfil das propriedades do Ti, bem como suas vantagens e desvantagens, relatando um futuro próximo brilhante com relação ao uso odontológico em artefatos protéticos, fios ortodônticos, limas endodônticas e outros. Segundo os autores, pesquisas adicionais seriam necessárias para aperfeiçoar as técnicas de união titânio-cerâmica, resposta biológica e técnicas de fundição, que eram extremamente críticas e deviam ser seguidas com rigor sob pena de contaminar o material. As propriedades como peso leve, baixa densidade ( $4,5\text{g/cm}^3$ ), módulo de elasticidade comparável ao do Au, combinado com alta resistência, fazia do Ti e suas ligas um dos materiais com as maiores proporções resistência/peso, perdendo apenas para a fibra de vidro e outros polímeros altamente reforçados. O Ti passava por uma transformação da fase alfa (hexagonal) para fase beta (estrutura cristalina cúbica de corpo centrado) a  $883^\circ\text{C}$ , e permanecia nessa forma cristalográfica até a fusão a  $1672^\circ\text{C}$ . Podia ser fundido com uma ampla variedade de elementos para alterar suas propriedades e melhorar o desempenho em altas temperaturas, aperfeiçoar a resistência, solda, e acabamento.

Elementos como Al, Ga (gálio), Sn (estanho), mais elementos intersticiais como C (carbono), O (oxigênio), e N (nitrogênio), tanto sozinhos como em conjunto podiam estabilizar a fase alfa, resultando em bom desempenho em altas temperaturas. Elementos como V, Nb (nióbio), Ta (tântalo), e Mo (molibdênio) estabilizavam a fase beta, a qual tendia a ser completamente maleável. Afirmaram que era um metal com baixa condutividade térmica (0,16 cal.cm/seg contra 0,71 para o Au), significando que o calor não era dissipado rapidamente, devendo-se assim, tomar cuidados no momento do acabamento. Os autores destacaram que na Odontologia, o Ti tornou-se um elemento de escolha na fabricação de implantes aloplásticos substitutos de dentes ausentes, haja visto sua excelente biocompatibilidade em tecidos moles e duros. Esta biocompatibilidade devia-se à formação de uma camada passivadora à base de óxido de Ti, inerte ao ataque eletroquímico, muito bem aderida ao metal de origem e que permitia o íntimo contato de biomoléculas. Muitas ligas metálicas, incluindo as ligas do sistema Co-Cr, também eram protegidas por tal camada de óxido, entretanto, a camada que se formava sob o Ti parecia ser especialmente inerte ao ataque eletroquímico.

JEMT e LIE (1995) estudaram a adaptação de próteses implanto-retidas do tipo protocolo na busca de um padrão aceitável de desajuste marginal das infra-estruturas. Pacientes desdentados totais foram selecionados para a reabilitação com implantes osseointegrados. Cinco pacientes tiveram implantes inseridos na maxila e dez pacientes na mandíbula, sendo confeccionadas um total de 15 próteses fixas implanto-suportadas. A inserção dos implantes sempre seguiu o mesmo padrão: colocação de cinco implantes na arcada inferior e seis na superior. Após o período de cicatrização, foram executados procedimentos de moldagem com transferentes

quadrados, obtenção do modelo mestre e confecção da infra-estrutura fundida pela técnica em monobloco. Concluída as etapas laboratoriais para confecção das próteses, a sua adaptação sobre os pilares de conexão no modelo de trabalho, foi avaliada usando a metodologia do teste do parafuso único, com a quantificação dos desajustes pela técnica fotogramétrica tridimensional. Nesta técnica, espelhos dispostos paralelamente em frete à lente de uma câmera fotográfica geram imagens que são posteriormente analisadas em um programa de computador específico. Os espaços entre as estruturas e os pilares de conexão foram avaliados nos três eixos de orientação, cuja média tridimensional de precisão atingiu 12 $\mu$ m. Os resultados mostraram que a média de distorção tridimensional das estruturas considerando os pontos centrais dos pilares foi de 42 $\mu$ m para mandíbula e, significativamente maior na maxila ( $P<0,01$ ) com média de 74 $\mu$ m. A média de distorção angular dos pilares foi de 50 $\mu$ m na mandíbula e 70 $\mu$ m na maxila. Foi também observada uma correlação significativa entre a distorção tridimensional dos pilares e a maior largura ( $P<0,05$ ) e curvatura ( $P<0,001$ ) das estruturas fundidas. Segundo os autores, estes fatores, além do maior número de implantes e maior quantidade de liga necessária para a fabricação, explicam por que os valores de distorção tridimensional das próteses superiores foi significativamente maior. Ainda, segundo os autores, correlacionando os dados de distorção tridimensional com a desadaptação marginal, pode-se especular que uma média de desadaptação da peça menor que 150 $\mu$ m em relação ao modelo mestre podia ser indicada para pacientes nas reabilitações totais fixas. Contudo, o impacto biomecânico acarretado pelo nível de desajuste entre os implantes e a estrutura era complexo e não estava bem elucidado.

CARLSON e CARLSSON (1994) descreveram as complicações protéticas mais freqüentes que ocorreram em pacientes reabilitados com próteses removíveis e fixas implanto-suportadas. Pacientes tratados em 16 centros de reabilitação foram selecionados. Tanto os casos de consultas de revisão de rotina quanto casos emergenciais foram inclusos consecutivamente por um período de 3 meses, o que resultou em 561 pacientes selecionados e um total de 600 reabilitações com 1 a 3 anos de uso. As próteses foram: 6% do tipo removíveis, 8% restauração unitária e 86% foram próteses parciais fixas. O material mais empregado no recobrimento oclusal foi à resina acrílica, seguida pela porcelana e pelo ouro. A maioria dos pacientes (85%) expressou grande satisfação com o tratamento, enquanto 17% apresentaram uma variedade de complicações. Os problemas foram mais freqüentes nas próteses removíveis e menos freqüentes nas restaurações unitárias. A complicação mais comum ocorreu com o revestimento de resina acrílica que comumente se apresentou fraturado ou com deficiência estética. A mobilidade da superestrutura ocorreu em 8% das complicações e estava relacionada à não osseointegração dos implantes, perda do parafuso do pilar de conexão e/ou do parafuso protético de ouro. A fratura do parafuso de retenção do pilar de conexão ocorreu em apenas dois casos e em cinco pacientes foi necessário refazer a reabilitação protética devido à dimensão vertical de oclusão ter-se apresentado insatisfatória. Os resultados do estudo indicaram que complicações ocorrem constantemente nos tratamentos implanto-retidos, o que exige uma permanente atenção profissional. Os autores recomendam o estabelecimento de consultas periódicas para observações dos pacientes reabilitados com implantes osseointegrados.

SCHIMITT et al., (1995) descreveram a técnica da eletroerosão para correção de desadaptações de pilares do tipo UCLA. O processo de eletroerosão foi adaptado a Odontologia no início da década de 80 com o objetivo de remover as imprecisões de fundição e conseqüentemente melhorar os padrões de adaptação das próteses implanto-retidas . As tecnologias utilizadas nos laboratórios odontológicos vinham passando por diversas mudanças, novos procedimentos mais modernos, baratos e técnicas mais precisas estavam sendo introduzidos na Odontologia na tentativa de solucionar problemas complexos das restaurações. A eletroerosão era uma técnica industrial não convencional que gerava descargas elétricas controladas por um gerador, que causavam microerosões nas porções da peça protética em contato com o eletrodo, sob proteção de um líquido dielétrico. A remoção de micropartículas da restauração metálica via descargas elétricas diminuía o desajuste marginal. Desde a sua introdução, este procedimento vem sendo utilizado em próteses parciais fixas, próteses parciais removíveis e coroas em Ti, tanto na fabricação como na correção de desajustes marginais e de distorções resultantes dos ciclos de cocção da porcelana nas restaurações metalocerâmicas.

MILLINGTON et al., (1995) avaliaram as tensões geradas sob uma infraestrutura implanto-retida com relação ao nível de adaptação marginal desta prótese sobre o pilar de conexão. Para realização deste estudo, foi usado um modelo fotoelástico no qual foram inclusos 4 réplicas em bronze de implantes localizados paralelamente entre si em uma linha reta. Os implantes estavam conectados por uma barra rígida. Inicialmente, as tensões foram avaliadas com a barra adaptando-se passivamente sobre os pilares de conexão. Uma desadaptação marginal foi simulada em apenas 1 pilar pela colocação de um calço metálico (espessuras

variadas) nos outros 3 pilares. Todos os pilares foram testados quanto a geração de tensões pela existência de um desajuste marginal localizado. Os resultados mostraram haver uma correlação positiva entre a magnitude do desajuste e a geração de tensões quando o desajuste nos pilares distais era acima de  $104\mu\text{m}$  e nos cilindros centrais de  $55\mu\text{m}$ . Contudo, os autores lembram que o nível de tensões elásticas criadas por uma desadaptação marginal é dependente do tamanho, forma e localização deste desajuste, além da distância entre os pilares, a forma, dimensão e rigidez da infra-estrutura que os conecta. Assim, é difícil estabelecer um único critério de aceitação para todas as infra-estruturas. Os autores, ainda lembram que, os valores absolutos de tensão encontrados no presente estudo deveriam ser avaliados com cuidado, já que na situação clínica, estas forças não seriam iguais já que o osso periimplantar, menos rígido, reduziria a magnitude de distorção na infra-estrutura.

JEMT et al., (1996) descreveram 4 métodos para avaliação do desajuste próteses-implantes. Estes métodos foram desenvolvidos durante dois anos em multi-centros nos Estados Unidos e Suécia. Estes compreendem o sistema de medição *MyLab*, desenvolvido pela Nobelpharma na Suécia, que usa uma máquina medidora de coordenadas (CMM) equipada com sondas de movimentos tri-dimensional capaz de determinar o centro e o posicionamento de cada componente. O sistema da Universidade de Washington baseia-se também na utilização de uma máquina CMM equipada com sondas. O método da Universidade de Michigan usa dados de laser videografia que combina dados de um digitalizador laser com um computador gráfico tanto para as análises visuais e numéricas. E o método Fotogramétrico, desenvolvido

na Branemark Clinic em Gotemburgo na Suécia, é baseado na utilização de uma pequena câmera de 35mm equipada com uma lente de 24mm de abertura ampla. A análise fotográfica é combinada com traçado estereoscópio e um computador gráfico para calcular os pontos centróides. Segundo o relato, todos os métodos são capazes de detectar desajustes clinicamente significativos, contudo, somente o método fotogramétrico pode ser usado intra-oralmente. O autor, alerta que antes da aplicação sistematizada de um determinado método, é necessário a confirmação de sua confiabilidade e aplicabilidade.

JEMT (1996) utilizou um método fotogramétrico computadorizado para avaliar a precisão de adaptação de próteses sobre implantes, comparando os resultados da determinação de desadaptação marginal nos modelos com medidas obtidas na cavidade oral. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 7 com próteses na maxila e 10 com próteses na mandíbula, confeccionadas através de 2 métodos. Cinco fabricadas em titânio (Ti3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e doze fundidas em liga de ouro pela técnica de monobloco. As próteses foram testadas clinicamente e consideradas com adaptação marginal aceitável. Quando os modelos foram usados como referência, a média tridimensional de distorção do ponto central dos cilindros de ouro era de 37 $\mu$ m para as próteses mandibulares e 75 $\mu$ m para as próteses maxilares. No entanto, para as medidas intra-orais os valores obtidos foram de 90 $\mu$ m para as próteses mandibulares e 111 $\mu$ m para as próteses maxilares. A média tridimensional de distorção foi significativamente maior para as medidas realizadas na cavidade oral. Os resultados mostram que próteses com aparência aceitável podem apresentar distorções de vários microns na interface entre as infra-estruturas e os implantes. Segundo o autor

a adaptação de próteses implanto-suportadas pode apresentar resultados significativamente diferentes, dependendo se forem avaliadas no modelo ou cavidade oral e isto requer maiores investigações.

JEMT e BOOK (1996) avaliaram a perda óssea periimplantar citada como consequência de uma falta de passividade ou adaptação passiva de próteses sobre implantes em maxilares edêntulos. Para este estudo foram selecionados dois grupos de 7 pacientes cada, acompanhados por um período de 1 ano prospectivamente ou 4 anos retrospectivamente. A adaptação foi avaliada por meio de uma técnica fotogramétrica tridimensional e radiografias intra-orais convencionais para análise da perda óssea periimplantar. Os resultados mostraram que nenhuma prótese apresentava um assentamento completamente passivo aos implantes. Em ambos os grupos foram encontrados níveis similares de distorção das próteses, indicando que, mesmo com um longo período em função, os implantes se mantinham estáveis. De acordo com os resultados não foi encontrada uma correlação significativa entre a perda óssea observada e as diferentes condições de desadaptação marginal das próteses, sendo o grau de perda óssea marginal de 0,5 mm a 0,2 mm para os grupos. Os resultados do estudo indicaram que pode haver certa tolerância do organismo à desadaptação das próteses, sendo que, os níveis de desajuste das próteses avaliadas no estudo estavam dentro de padrões aceitos, o que também é verdadeiro para o índice de reabsorção óssea encontrado nos pacientes

ANDERSSON et al., (1996) afirmaram que apenas o uso da técnica da eletroerosão associada com os métodos de fundição tradicionais, como a técnica de fundição pelo método da cera perdida, não conseguia eliminar erros ou imprecisões inerentes do processo de fabricação das restaurações metálicas. Portanto, segundo

os autores, seria importante buscar alternativas que pudessem atingir este objetivo. O método proposto pelos autores associava a eletroerosão com a duplicação virtual/mecânica dos modelos (CAD-CAM). Após a moldagem e vazamento dos modelos em gesso pedra, estes foram duplicados mecanicamente em material refratário com auxílio de um sistema computacional de leitura e avaliação dos preparos. Sobre estes modelos, foram fabricados os *copings* em Ti c.p. também por meio de desenho e usinagem governados computacionalmente. Ainda, os *copings* foram submetidos ao processo de eletroerosão a fim de se conformar à superfície interna, melhorando o ajuste marginal. Concluiu-se que com a associação destas técnicas pode-se evitar erros provindos da fase de enceramento, do revestimento e da fundição convencional. Entretanto, os autores alertam que outros trabalhos devem ser realizados para validar a técnica.

MAY et al., (1997) utilizaram o instrumento *Periotest* (Siemens Bio Research Inc., Milwaukee, WI, USA), para avaliar a estabilidade das interfaces entre o implante e o pilar intermediário e entre o pilar intermediário e o cilindro de ouro sob uma série de condições. Relatam os autores que a precisão de adaptação de próteses implanto-retidas é essencial para longevidade do implante dental e preservação do osso de suporte. Ainda observam que os métodos clínicos mais utilizados para avaliar a precisão da adaptação dos componentes protéticos são: a percussão, observação visual e radiografias periapicais convencionais. O instrumento *Periotest* consiste em um bastão controlado eletronicamente, conduzido eletromagneticamente, que se movimenta sobre a superfície do dente em um ângulo de 90° numa velocidade de 4 ciclos por segundo. O tempo de contato entre o bastão e o dente é registrado pelo aparelho e um valor numérico aparece na tela do mesmo.

Este valor representa a medida quantitativa do grau de movimento do objeto. Este método é usado para avaliar a condição periodontal dos dentes naturais e alterações funcionais dos tecidos periodontais e do osso. A hipótese testada no estudo foi de que um valor *Periotest* (PTV) mais negativo indicaria uma maior estabilidade e um valor *Periotest* (PTV) mais positivo uma menor estabilidade. Utilizou-se duas costelas bovinas para inserção de 3 implantes auto-rosqueáveis com distância de aproximadamente 7 a 10mm entre si sob um arranjo em curvatura. Para testar a validade do método foram criadas condições experimentais de adaptação e desadaptação na ordem de 25,4µm, 50,8µm, 101,6µm, com torque de 20Ncm. De acordo com os resultados a desadaptação na interface implante-pilar resultou um valor PTV mais negativo ( $r=0.54$ ). Entretanto, com uma desadaptação semelhante, na interface pilar-cilindro o valor PTV foi mais positivo ( $r=0.72$ ), demonstrando desta forma uma maior instabilidade. Segundo os autores, este fato se deve ao parafuso de ouro (interface pilar-cilindro) ser menos “resistente” que o parafuso protético de conexão (interface implante-pilar). Os Autores concluíram que: o instrumento *Periotest* demonstrou que os intermediários e os cilindros de ouro tinham PTVs médios diferentes; o instrumento *Periotest* pode ser usado para quantificar a adaptação das interfaces dos componentes; o instrumento *Periotest* demonstrou confiabilidade. Os resultados sugerem que a desadaptação na interface implante-pilar intermediário não tem efeito na instabilidade da conexão. Porém, uma desadaptação na interface pilar-cilindro pode produzir instabilidade significativa que aumenta linearmente com o grau de desajuste.

RIEDY et al., (1997) citaram a importância da precisão do assentamento passivo entre a infra-estrutura protética e implante devido a transferência de tensões

no sistema. Para tanto, avaliaram in vitro a precisão de assentamento de infra-estruturas implanto-retidas obtidas pela técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (monobloco) e pelo processo de fabricação através de usinagem industrial associado à soldagem laser (sistema Procera). A videografia-laser com auxílio de um computador gráfico foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra-estruturas com os pilares de conexão. Concluiu-se que as infra-estruturas soldadas a laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco. As armações de titânio soldadas a laser mostraram menos de 25µm de desadaptação interfacial entre a infra-estrutura e o pilar de conexão.

HENRIQUES et al., (1997) avaliaram a influência da soldagem e de repetidas fundições sobre a resistência à fadiga de ligas de cobalto-cromo (Steldent, Dentorium, and Biosil). Segundo os autores, o reuso das ligas de Co-Cr seria desejável economicamente para a confecção de estruturas metálicas de próteses removíveis. Além disso, os procedimentos de soldagem destas infra-estruturas podem ser requeridos caso haja necessidade de realização de modificações e reparos. Assim, testes de resistência foram realizados em espécimes fundidos com liga nova e espécimes fundidos com uma mistura de liga nova e liga reutilizada, sendo ambos os tipos de estruturas submetidos ou não à procedimentos convencionas de soldagem. Os espécimes tinham 1,7mm de diâmetro, sendo fabricados 10 espécimes por grupo. Os testes de resistência à fadiga foram feitos sob uma máquina de teste mecânico simulando a inserção e remoção de uma prótese parcial removível. Após fratura dos espécimes, as superfícies fraturadas foram analisadas sob microscopia eletrônica de varredura. Os resultados dos testes

mecânicos revelaram que os procedimentos de soldagem reduziram a resistência tanto dos espécimes fundidos com liga nova quanto dos espécimes fundidos com uma mistura de liga nova e reutilizada. Também se verificou que o procedimento de soldagem pode causar a falha prematura do espécime, sendo observadas inclusões de bolhas sobre as superfícies fraturadas quando observadas sob o microscópio eletrônico. Em contrapartida, os resultados dos testes mecânicos não mostraram diferenças para os espécimes intactos fundidos tanto em Co-Cr novo quanto para os espécimes fundidos com uma mistura de ligas. Segundo os autores, os resultados indicaram que é possível a reutilização das ligas de Co-Cr sem comprometer a resistência à fadiga das infra-estruturas metálicas. Contudo, a utilização dos procedimentos de soldagem é crítica e deveria ser usada com critério ou mesmo evitada.

BYRNE et al., (1998) avaliaram a adaptação de pilares implanto suportados em dois locais específicos: interface de adaptação entre o implante e a borda de adaptação do pilar e na interface entre a cabeça do parafuso protético de retenção e a base de assentamento deste parafuso no pilar. Segundo os autores, havia informações insuficientes sobre a adaptação dos pilares implanto retidos, especialmente com relação à interface de adaptação entre o pilar e o parafuso que o retém no implante. Os tipos de pilares testados foram: pré-fabriados, totalmente calcináveis, e pré-fabricados sobre fundidos, sendo que os pilares fundidos ou sobre-fundidos ainda foram impostos à ciclos simulados de queima de porcelana. Assim, 6 combinações de pilares foram testadas: pilares CeraOne retidos à implantes Nobel Biocare, Pilares STR retidos à implantes 3i, pilares calcináveis tipo UCLA submetidos aos ciclos simulados de queima da cerâmica retidos à implantes 3i, pilares

calcináveis tipo UCLA submetidos aos ciclos simulados de queima da cerâmica retidos à implantes Nobel Biocare, pilares pré-fabricados UCLA sobre-fundidos com liga de ouro-paládio e retidos à implantes 3i, e pilares pré-fabricados UCLA sobre-fundidos com liga de ouro-paládio e submetidos aos ciclos simulados de queima de cerâmica e posteriormente retidos à implantes 3i. Os pilares UCLA depois de fundidos foram submetidos ao processo de fresamento corretivo, ou acabamento, das interfaces de adaptação do pilar ao implante e ao parafuso de retenção, para isso foi utilizado o Kit 3i para acabamento de cilindros fundidos. Depois de fundidos e torquados sobre os respectivos implantes, os pilares foram incluídos em resina epóxica e seccionados em seu longo eixo. As lamina de corte foram posicionadas em microscópio de medição (100×) onde os desajustes foram observados e quantificados em ambas as interfaces avaliadas. Segundo os resultados do estudo, mesmo com a utilização dos procedimentos de fresamento corretivo os pilares fundidos apresentaram uma adaptação mais deficiente se comparado tanto com os pilares pré-fabricados quanto com os pilares sobre-fundidos. Segundo os autores, os procedimentos de acabamento não conseguiram retificar as imprecisões de fundições dos pilares fundidos, assim, concluíram que os procedimentos de acabamento, ou fresamento corretivo, dos pilares calcináveis necessitam de melhorias técnicas.

JEMT e LEKHOLM (1998) utilizaram a técnica de fotogramétrica para a avaliação das deformações tridimensional em próteses implanto-retidas. Imediatamente após a sessão cirúrgica para inserção de 3 implantes osseointegrados na tíbia de 4 ratos, foram realizados procedimentos de transferência

e obtenção de modelos mestres contendo réplicas dos implantes. A seguir, foram confeccionadas infra-estruturas metálicas através do posicionamento de cilindros de titânio sobre os análogos no modelo mestre e união destes cilindros à barras de titânio soldadas a *laser*. Nestas infra-estruturas, foi padronizado um desajuste marginal de 1mm entre o implante central e o cilindro de titânio, sendo os implantes distais adaptados aos pilares sem desajuste aparente. Depois de oito semanas, os implantes foram expostos e a infra-estrutura parafusada com torque de 15Ncm aos implantes distais. Então foi empregada a técnica de fotogrametria digital para avaliação do posicionamento dos componentes protéticos assim como do nível do tecido ósseo antes e após o torqueamento do parafuso de retenção ao cilindro central (25,5Ncm). As imagens obtidas foram superpostas num programa de computador que permitiu o registro do espaço marginal na interface prótese-implante e a visualização da deformação óssea por linhas que indicaram aumento ou diminuição de volume do tecido. Os resultados mostraram que devido à flexibilidade apresentada pelas infra-estruturas e pelo osso, ambos sofreram deslocamento axial de respectivamente, 177 $\mu$ m e 123 $\mu$ m, em média. Foi também observado que após o apertamento do parafuso de retenção ao cilindro central, foi estimada a geração de tensão de 246N de magnitude e redução do espaço marginal. Os autores afirmaram que o estudo das deformações geradas em restaurações mal adaptadas precisa ainda de melhor entendimento quanto a sua relevância clínica, sendo que o fenômeno pode estar associado ao processo de remodelação óssea inicial ocorrido durante o primeiro ano de função.

Em 1998, CHAI e CHOU, avaliaram as propriedades mecânicas do Ti c.p. em diferentes condições de soldagem a *laser* para determinar os melhores

parâmetros de níveis de energia em relação à duração e voltagem. Os parâmetros testados foram 8, 10 e 12ms (duração) e 290, 300 e 310V (voltagem). Os autores concluíram que 300V/12ms apresentaram ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidades adequadas de N e O na área de soldagem para produzir propriedades favoráveis. O aumento de impurezas (N e O) melhorou a resistência à tração, mas comprometeu consideravelmente a ductilidade, aumentando a fragilidade.

HELLDÉN e DÉRAND (1998) descreveram uma nova técnica (*Cresco Ti Precision*) para a correção das distorções oriundas do processo de fundição de infra-estruturas implanto-retidas obtidas pela técnica do monobloco. Os autores avaliaram a passividade da peça através do método fotoelástico e por medidores de tensão (*strain gauges*). Para realização do novo método proposto, após a fundição em titânio, o corpo-de-prova era posicionado sobre análogos dos implantes nos modelos mestres e fixados com cera. O conjunto foi levado a um articulador específico e então foi confeccionada uma cobertura de gesso sobre o conjunto preservando a relação horizontal e vertical entre as duas unidades. Posteriormente, a estrutura era separada do modelo mestre sobre o qual eram fixados cilindros pré-fabricados de titânio posteriormente cortados ao longo do plano horizontal. O mesmo procedimento foi realizado para as porções de adaptação da infra-estrutura fundida em titânio. Em seguida, esta infra-estrutura foi reposicionada passivamente sobre os cilindros seccionados fixados aos pilares do modelo mestre, sendo assim realizada a soldagem *laser* das partes. Para avaliação da passividade da técnica, foram colocados 3 implantes num modelo fotoelástico e confeccionadas 4 peças metálicas (2 em monobloco e 2 com adaptação corrigida) com diferentes padrões de desajustes

marginais (180 $\mu$ m e 30 $\mu$ m). O mesmo procedimento foi realizado para o emprego dos medidores de tensão. Após todos os parafusos das estruturas serem apertados a 40Ncm, foi observado pelo método fotoelástico redução da tensão transmitida aos implantes pela técnica do *Cresco Ti Precision* e aumento da tensão gerada nas estruturas com maiores desajustes marginais. A análise dos resultados indicou que estruturas com os níveis de desadaptação avaliados devem passar por algum método de correção das distorções para prevenir transmissão de tensões aos componentes protéticos, aos implantes e ao osso, sendo a técnica descrita no estudo eficaz para este propósito.

KAN et al., (1999) apresentaram uma revisão da literatura sobre os métodos clínicos sugeridos para avaliação do desajuste marginal de infra-estruturas implanto-retidas. Baseados em estudos prévios, os autores destacaram que a obtenção de desajustes menores que 150 $\mu$ m é necessária para que as próteses implanto-suportadas se adaptem com nível aceitável de passividade. Entretanto, foi ainda considerado que fatores como o número de implantes e sua distribuição, a rigidez da estrutura e a qualidade óssea podem influenciar na tolerância ao nível de desadaptação da prótese. A identificação de distorções foi possível por métodos empregados durante a prova da estrutura metálica. Estes, inicialmente, consistiram na aplicação de pressão alternada exercida pelos dedos sobre a prótese com o propósito de localizar pontos de fulcro, sendo associado com meios de inspeção visual e tátil através de explorador em margens supragengivais e com tomadas radiográficas periapicais em situações subgengivais. A seqüência de apertamento de parafusos - do centro para os extremos - foi considerada relevante, devendo ser avaliada a resistência do parafuso após o apoio da sua cabeça à base de

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

ROMERO et al., (2000) descreveram técnicas de sobre-fundição, soldagem de segmentos e eletroerosão para correção de discrepâncias marginais em próteses implanto-retidas. Em seu estudo, partir de uma matriz metálica constituída por dois implantes, foram obtidas 30 estruturas em liga de ouro fundidas em monobloco utilizando-se padrões confeccionados com cilindros calcináveis e conectados com resina acrílica. Desse total, 20 estruturas foram seccionadas, sendo 10 novamente unidas com resina acrílica para soldagem e as outras 10 reunidas a partir de inclusão em revestimento para sobre-fundição. Nas 10 estruturas maciças remanescentes, foi realizado eletroerosão das bordas contra análogos dos implantes fabricados especialmente em cobre, com a intenção de retificar as bordas de adaptação dos cilindros fundidos. A leitura dos desajustes marginais na interface infra-estrutura/implante foi realizada em todos os grupos, sendo utilizado o protocolo do teste do parafuso único para avaliação da passividade das estruturas. Os

resultados mostraram menor desajuste de margens para as estruturas submetidas à eletroerosão (7,5µm), seguido pelas estruturas submetidas à sobre-fundição (15µm) e, por fim, pelas que tiveram seus segmentos soldados convencionalmente (72µm). Os autores concluíram que o processo envolvendo eletroerosão promoveu melhor correção das discrepâncias marginais, evitando modificações estruturais nas peças causadas pela reunião de segmentos seccionados.

ZAVANELLI et al., (2000) analisaram a resistência à corrosão do titânio comercialmente puro e a liga de titânio Ti-6Al-4V. Trinta e três espécimes em forma de ampulheta foram fundidos para cada tipo de metal com o sistema Rematitan (Dentaurum). Os testes de resistência à corrosão foram realizados em uma máquina universal de testes após a imposições dos espécimes à diferentes ambientes de teste: em ar à temperatura ambiente, em saliva sintética e em saliva sintética fluoretada. Após o carregamento e falha dos espécimes, as superfícies fraturadas foram observadas sob microscópio eletrônico de varredura. De acordo com a análise de variação realizada não houve diferença na resistência a corrosão para o titânio c.p. (média de 21,269 ciclos) e liga de Ti-6Al-4V (média de 19,157 ciclos) quando os espécimes foram estocados secos. Contudo, quando as soluções de estocagem foram usadas, a resistência à corrosão foi significativamente reduzida. Os autores especularam que esta redução da resistência para ambos os metais quando estocado em meio úmido deve-se provavelmente à formação de pontos de corrosão caudados por reações superficiais do metal.

SOUZA et al., (2000) avaliaram a microestrutura e a dureza de uma liga metálica odontológica de Au-Pd utilizada na confecção de próteses sobre implantes, quando submetidas aos processos de soldagem a laser e brasagem. A soldagem a

laser foi realizada em uma máquina de soldagem Dentaureum DL 20002S que utiliza um cristal Nd:YAG (“Neodímio e Ytrium Aluminium Garnet”) como fonte de laser e uma tensão de 310V durante 10ms. Segundo os autores, era importante avaliar como o calor fornecido durante a soldagem afetaria a microestrutura do material. Assim, foram estudados os efeitos da energia de soldagem fornecida em cada processo sobre a microestrutura e a dureza, bem como, suas vantagens e desvantagens. Verificou-se que na soldagem por brasagem, o metal base e o cordão de solda apresentaram microestruturas distintas, e na soldagem a laser a microestrutura da liga apresentava três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal-base. Neste estudo, os autores concluíram que: 1- na soldagem por brasagem da liga Au-Pd, obteve-se uma microestrutura granular de maior dureza do que o metal-base; 2- na soldagem a laser a liga Au-Pd, obteve-se uma microestrutura dendrítica refinada no cordão de solda, de menor dureza do que o metal-base; 3- a microestrutura obtida na solda a laser foi consequência da alta velocidade de esfriamento do cordão de solda; e 4- na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal-base, minimizando o tamanho da ZAC e as distorções nas peças protéticas, sendo esse processo mais adequado do que a brasagem para aplicações odontológicas.

SAHIN e ÇEHRELI (2001), em revisão da literatura, apresentaram alguns fatores que regem a conservação da osseointegração e, portanto o sucesso das reabilitações sobre implantes, relacionando o nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infra-estruturas. Uma precisa adaptação marginal entre a estrutura protética e os implantes foi considerada como um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da união osso-implante, sem que fossem gerados

carregamentos indesejados ao tecido ósseo circundante. Os estudos mencionados durante a discussão determinaram que em situações de união rígida entre implantes e restaurações protéticas, foram observadas eventualmente forças indutoras de tensões promovendo complicações relacionadas à perda ou fratura do parafuso de retenções dos pilares, fratura da estrutura metálica e até a perda óssea periimplantar. Ainda, os estudos relatam que o estabelecimento do nível de desajuste tolerável é bastante complexo e de definição pouco provável, uma vez que este é influenciado por diversos fatores. Neste aspecto, segundo os autores, as estruturas metálicas longas geram uma soma de desajustes na interface de adaptação com os pilares de conexão. Estes desajustes, se mantidos a um nível máximo de aproximadamente 150µm considerando uma peça longa, podem ser considerados como aceitáveis do ponto de vista clínico. Contudo, se ultrapassarem este valor limítrofe, é necessário o emprego de técnicas que corrijam as distorções da peça protética e promovam o seu assentamento passivo. Dentre estas técnicas foi citado o corte da peça e união por soldagem tipo brasagem ou *laser*, como sendo técnicas indicadas. Entretanto, apesar desta preocupação em se conseguir a passividade, alguns autores admitem que, mesmo em circunstâncias extremas de desajuste marginal entre os componentes protéticos, freqüentemente, não foram registrados comprometimento total da osseointegração. Os autores ainda discutem sobre a relevância da avaliação da qualidade óssea, número, localização, comprimento e diâmetro dos implantes, na busca de antever os problemas relacionados com a passividade. Um outro foco de análise é sobre os métodos mais comumente empregados para avaliação da passividade das próteses implanto-retidas. Segundo os estudos considerados, os métodos clínicos para o julgamento

da adaptação passiva foram bastante empíricos, visto que se basearam em visualização direta e sensibilidade tátil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. Baseado na literatura revisada, concluíram que os materiais e técnicas atualmente usados para a fabricação de estruturas fundidas são dimensionalmente imprecisos e que a obtenção da adaptação totalmente passiva ainda não pode ser alcançada.

TAYLOR e AGAR (2000), em revisão da literatura, relatam os principais aspectos de importância para a evolução das reabilitações protéticas implanto-retidas, considerando 20 anos de progressos técnicos e científicos neste campo da Odontologia. Assim os autores discutem questões que vão desde a descoberta da osseointegração, passando por questões sobre a evolução do desenho dos implantes e pilares protéticos. Ainda discorrem sobre metodologias cirúrgicas e métodos de fixação das estruturas aos implantes. Sobre a questão da obtenção da passividade nas estruturas implanto-suportadas, os autores incluem na discussão as questões relacionadas com a importância de todas as fases de confecção das próteses na diminuição ou prevenção de distorções impostas à estrutura protética final, traduzida como ausência de passividade. Desta forma muitos autores vêm pesquisando formas de melhorar a passividade, ou diminuir erros durante este processo de fabricações. Estas tentativas se traduzem na idealização de técnicas mais precisas de moldagem e transferência da posição dos implantes para o modelo, uso de novos materiais e técnicas de fundição ou mesmo a substituições das fundições por técnicas mais modernas de fabricações como as CAD/CAM, além da utilização e idealizações de novas metodologias para correções das distorções. Contudo, os autores consideram que tão importante quanto desenvolver técnicas

para reduções dos desajustes é o desenvolvimento de métodos para quantificar este desajuste. Além disso, um melhor entendimento de como estes desajustes e distorções realmente afetam a longevidades do sistema implanto-suportado ainda está para ser desvendado.

KLEINE (2002) comparou a precisão de adaptação marginal de infra-estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro obtidas pela técnica de cilindros cimentados com as submetidas à soldagem a *laser* de seus bordos a cilindros de titânio. A partir de uma matriz metálica mandibular contendo 5 réplicas de *abutments* Esteticone, foram obtidos 20 modelos em gesso e confeccionados padrões em cera que foram fundidos em monobloco. Os padrões dos grupos cilindro cimentado e soldagem de bordos foram encerados sobre cilindros de titânio cobertos com espaçador de 0,3mm de espessura. Uma vez realizada a cimentação e soldagem das estruturas aos cilindros, foi procedida a leitura de desajustes por microscópio com precisão de 0,5 $\mu$ m e empregado o teste do aperto de um único parafuso. Os resultados mostraram médias de desajuste para os grupos em relação a posição central e a distal, respectivamente. O grupo cilindro cimentado (25,60 $\mu$ m e 29,17 $\mu$ m) apresentou diferenças estatísticas significantes em relação ao grupo soldado (99,06 $\mu$ m e 70,21 $\mu$ m), quando submetidos à análise de variância e teste estatístico ( $P < 0,01$  e  $P < 0,05$ ). Conclui-se que a técnica de confecção de estruturas com cilindros cimentados proporcionou menor desajuste marginal em relação à técnica dos cilindros soldados a *laser*.

CONTRERAS et al., (2002) testaram a eficácia do processo de eletroerosão na redução do desajuste marginal de coroas totais fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V. Foram confeccionadas 15 coroas em Pd-Ag (grupo controle) e 15 coroas

em cada uma das ligas experimentais (Ti c.p. e Ti-6Al-4V). Os desajustes foram mensurados imediatamente após a fundição nos 3 grupos e após a aplicação da eletroerosão somente nos grupos a base de Ti. O grupo controle não recebeu o tratamento de eletroerosão. Os resultados foram: Pd-Ag (45 $\mu$ m), Ti c.p. (83 $\mu$ m), Ti-6Al-4V (50 $\mu$ m), Ti c.p. após a eletroerosão (50 $\mu$ m) e Ti-6Al-4V após a eletroerosão (24 $\mu$ m). Os autores concluíram que: a eletroerosão é um método alternativo eficaz na redução de desajustes marginais em coroas totais fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V e; as restaurações em Ti c.p. e Ti-6Al-4V apresentam valores de desajustes marginais aceitáveis para sua utilização clínica.

GEBELEIN et al., (2003) compararam as alterações dimensionais em infra-estruturas fundidas a partir de titânio comercialmente puro (Sistema Rematitan - Dentaurum), liga de cobalto cromo (Sistema Remanium - Dentaurum), e liga de ouro. A justificativa proposta pelos autores era avaliar as alterações dimensionais das peças fundidas em titânio pela técnica em monobloco, cujos dados ainda não estavam disponíveis largamente na literatura. O estudo se baseou em 2 modelos diferentes, um desenvolvido para receber 4 pilares e usado para determinar as alterações dimensionais horizontais, e outro desenvolvido para receber 2 pilares para avaliar as alterações dimensionais verticais. Dez espécimes foram fabricados para cada tipo de metal e para cada tipo de configuração de pilares. As distâncias entre os pilares dos modelos originais foram comparadas com as distancias dos modelos obtidos após as fundições. Todas as medições foram determinadas com um microscópio mensurador controlado por computador, que calculou, com precisão de fração de milímetros a distância entre os pilares e os ângulos das coroas fundidas. Os resultados mostraram que na maioria das situações experimentais testadas não

houve diferença significativa entre as ligas utilizadas. No modelo de 4 pilares, todos os três metais testados mostraram uma significativa deformação após a fundição ( $p=0,01$ ). Para estas condições, a precisão da liga de metal nobre foi de 99,9% do comprimento do modelo original. Para as outras duas ligas, a precisão foi de 99,4% do comprimento do modelo original com 4 pilares. No modelo com 2 pilares, o ângulo calculado foi significativamente diferente a partir do modelo original ( $p=0,001$ ), independente do metal a utilizado. Segundo os autores, dentro das limitações de seu estudo pode-se concluir que alterações dimensionais significantes podem ocorrer tanto no arranjo com 2 ou 4 pilares, independente do tipo de metal utilizado para fundições. O arranjo de 2 pilares demonstrou uma significativa alteração dimensional resultante a partir da geometria palatina dos correspondentes modelos de teste, enquanto que os modelos de 4 pilares demonstraram uma tendência de contrações da liga após fundição em direção ao centro geométrico do arranjo de pilares.

LUK et al., (2004) considerando as dificuldades em se fabricar uma estrutura metálica extensa implanto-suportada com um nível aceitável de passividade, desenvolveram uma técnica para fundição de próteses implanto-retidas múltiplas. Em sua técnica, dois estágios de fundições são usados pela metodologia da técnica de sobre-fundições, o que permite, segundo os autores, evitar os problemas de fundição comumente observados nas estruturas muito amplas. No trabalho, o autor relata a técnica pela apresentação de caso onde se fabricou uma prótese fixa implanto-retida metalo-cerâmica suportada por 5 implantes osseointegrados. De acordo com a avaliação dos autores, a técnica se mostrou eficaz na produção de uma peça com nível aceitável de adaptações passiva.

AKAMA et al., (2004) avaliaram o emprego de retificadores de cilindros fundidos em liga de níquel-cromo na adaptação de próteses implanto-suportadas. Para isso utilizaram dez componentes calcináveis tipo Micro-unit (mini-pilar cônico), fundidos em Ni-Cr (Wiron 99, Bego - Germany) por indução em alta frequência. Para controle, foram empregados dez cilindros Micro-unit usinados em ouro. As mensurações das desadaptações verticais dos cilindros fundidos foram realizadas com auxílio de microscópio óptico em dois momentos, antes e após o uso de “Retificadores de Cilindros Fundidos” (Conexão Sistema de Próteses - Brasil). Para os componentes usinados em ouro, a leitura foi efetuada em um único momento, pois não houve retifica destes componentes. As médias das desadaptações de cada grupo foram submetidas ao teste *t* de student (5%). Diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) foi identificada comparando-se as médias de desadaptação dos cilindros fundidos em Ni-Cr antes ( $80,67 \pm 6,45\text{mm}$ ) e depois ( $57,03 \pm 12,36\text{mm}$ ) do emprego de retificadores de fundições. A média de desadaptação marginal dos componentes usinados ( $48,51 \pm 5,64\text{mm}$ ) serviu como controle. Nas comparações com as desadaptações marginais dos cilindros fundidos, diferenças significativas foram identificadas somente antes do emprego de retificadores. Os autores concluíram que a utilização do retificador reduziu a desadaptação dos componentes fundidos em Ni-Cr aos pilares dos implantes para índices próximos ao de cilindros usinados em ouro.

HORBYLON et al., (2004) avaliaram a efetividade do sistema retificador de cilindros em pilares UCLAS fundíveis em próteses fixas implanto-suportadas de três elementos. Para isso, dezoito pilares plásticos tipo UCLA (Conexão Sistema de Prótese) foram fundidos em níquel-cromo (Verabond II) para restaurações

metalocerâmicas, a partir de um modelo mestre, e parafusados com torque de 20Ncm. As leituras dos desajustes verticais foram realizadas antes e após a retificação em microscópio eletrônico de varredura analisando as faces mesial e distal de cada pilar. Os resultados foram submetidos a tratamento estatístico no qual foi observada diferença significativa após a retificação dos pilares. Na análise de frequência acumulada foi observado que 64% dos pilares apresentaram desajuste menor ou igual a 10 $\mu$ m, sendo observado otimização após retificação com aumento de 94% dos pilares com medidas menor ou igual a 10 $\mu$ m. Os autores concluíram que a retificação promove melhoria significativa na adaptação marginal de pilares fundíveis tipo UCLA.

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 analisando as faces mesial e distal de cada pilar. 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 =10 $\mu$ m, sendo observada otimização após retificação, com aumento para 94% dos pilares com medidas =10 $\mu$ m. Pode-se concluir que a retificação promoveu melhoria significativa na adaptação marginal de pilares fundíveis tipo UCLA.

DAMACENO (2005) comparou duas técnicas indicadas para a obtenção de melhor assentamento de próteses implanto-suportadas através da análise fotoelástica. Para isso, foram obtidos dois grupos de infra-estruturas metálicas em titânio construídas sobre uma matriz metálica com forma e dimensões similares ao arco mandibular: Grupo 1- três infra-estruturas confeccionadas pela técnica da soldagem de borda a laser de cilindros pré-fabricados; Grupo 2- três infra-estruturas fundidas em monobloco e submetidas ao sistema de retificação de cilindros fundidos. Após avaliação em microscopia óptica, apenas a infra-estrutura mais bem adaptada de cada grupo foi submetida à análise fotoelástica variando-se três seqüências de aperto dos parafusos (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). De maneira adicional, a infra-estrutura representante do grupo 2 foi submetida, após a primeira análise, à secção e soldagem vertical das partes, e reavaliação das tensões. Os resultados mostraram formação de maior quantidade de tensões nas seqüências de aperto 1/2/3/4/5 e 5/4/3/2/1 e menor quantidade de tensões para a seqüência 3/2/4/1/5, em ambos os grupos analisados. A estrutura submetida à soldagem de borda de cilindros pré-fabricados mostrou melhores resultados, apesar de a mesma apresentar maiores valores de desadaptação (165 $\mu$ m) quando comparada àquela que teve seus cilindros submetidos à retificação de borda antes (54 $\mu$ m) ou após a secção e soldagem vertical (117 $\mu$ m).

### 3 - MATERIAIS E MÉTODO

#### *3.1 - Delineamento do estudo:*

Para a execução do estudo, a partir de uma matriz metálica simulando a disposição clínica de implantes osseointegrados na região interforames mentonianos, foram obtidas 40 infra-estruturas metálicas fundidas pela técnica do monobloco, sendo 20 obtidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e outras 20 estruturas em liga de cobalto-cromo (Co-Cr). Tanto as estruturas fundidas em Ti c.p. quanto em Co-Cr, foram divididas aleatoriamente em subgrupos de acordo com a seqüência de fresamento corretivo a que foram impostas. As seqüências de fresamento corretivo propostas utilizam os mesmos 2 passos de retificação para ambos os sub-grupos, porém com ordem invertida, sendo assim descritas:

*Seqüência A:* Fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos seguido do fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar.

*Seqüência B:* Fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar seguido do fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos.

Por estas condutas, foram constituídos 4 grupos experimentais, cada um contendo 10 estruturas:

Grupo Ti c.p. A:

Dez infra-estruturas fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) impostas à Seqüência A de retificação corretiva.

Grupo Ti c.p. B:

Dez infra-estruturas fundidas em titânio comercialmente puro impostas à Seqüência B de retificação corretiva.

Grupo Co-Cr A:

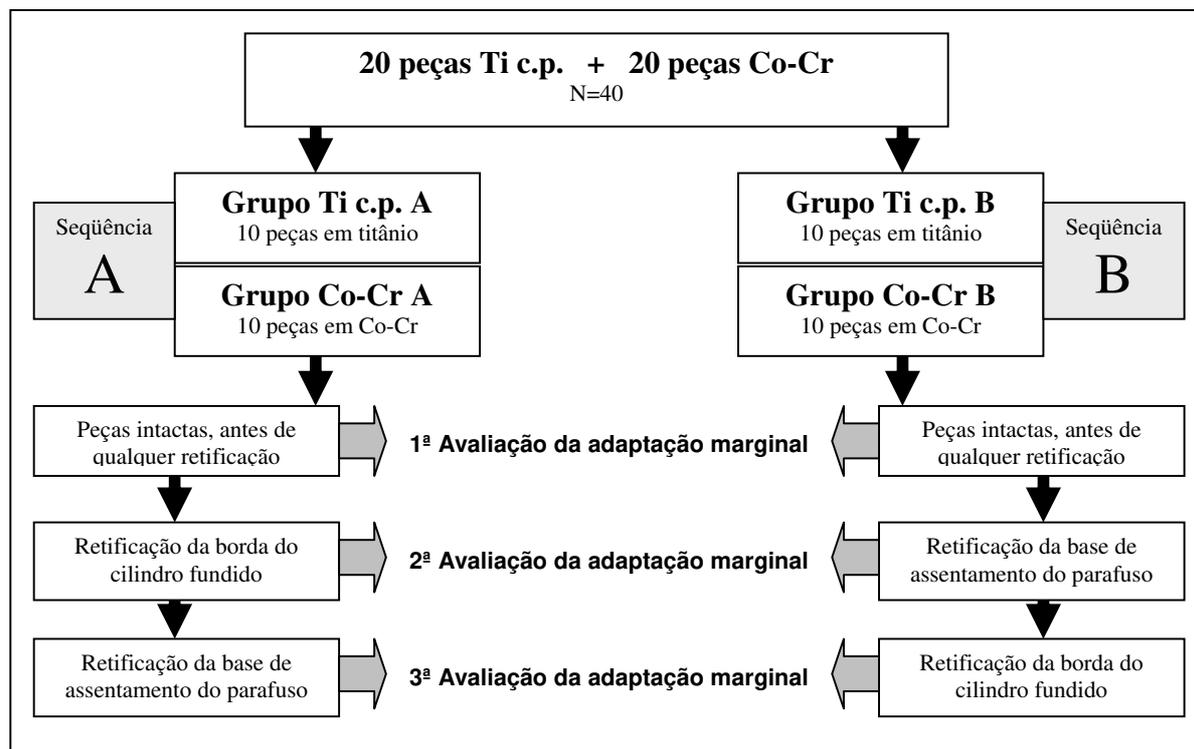
Dez infra-estruturas fundidas em liga de Co-Cr impostas à Seqüência A de retificação corretiva.

Grupos Co-Cr B:

Dez infra-estruturas fundidas em liga de Co-Cr impostas à Seqüência B de retificação corretiva.

Todas as infra-estruturas metálicas foram avaliadas quanto à adaptação passiva após conexão aos pilares protéticos dispostos na matriz metálica, através da determinação do desajuste marginal médio da estrutura, empregando-se o protocolo do teste do parafuso único. A avaliação procedeu-se antes de qualquer passo de retificação (peças intactas) e depois de cada um dos dois passos de retificação corretiva em todos os grupos experimentais. Assim, foram realizadas três avaliações de desajuste marginal por estrutura. O Quadro 1 mostra esquematicamente o delineamento geral do estudo e a seqüência de avaliações do desajuste marginal.

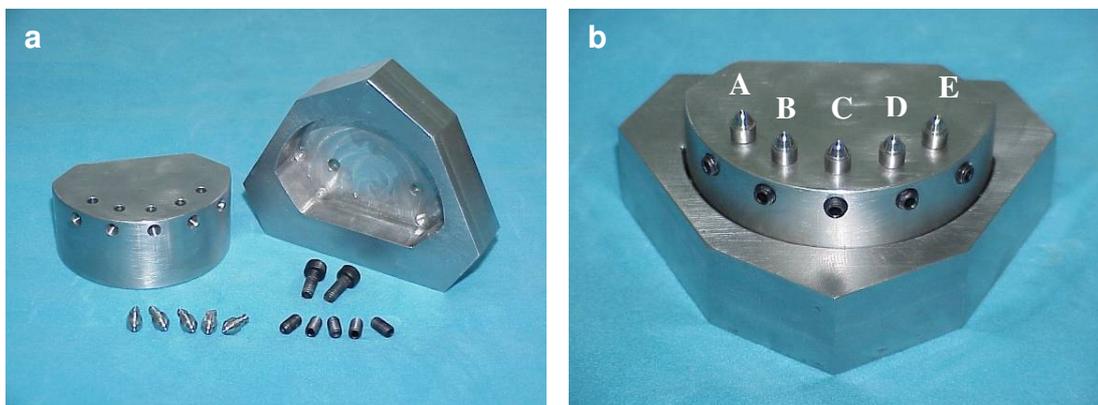
**Quadro 1.** Fluxograma do delineamento geral do estudo



### 3.2 - Características da matriz metálica

A matriz metálica utilizada no estudo foi confeccionada em aço inoxidável usinado, sendo composta por duas partes principais: uma matriz superior e uma base heptagonal (Kleine, 2002). A matriz superior simulou a disposição clínica de implantes osseointegrados na região mandibular interforames mentonianos. Cinco leitos foram preparados para a disposição de 5 réplicas de pilares protéticos cônicos para peças múltiplas padrão Branemark (Pilares A a E, Figura 1b) de 4,1mm de plataforma (Pilares Micro-Unit - Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, SP, Brasil). As réplicas foram imobilizadas por parafusos transversais e permaneceram posicionadas paralelamente entre si distanciando-se 10mm de centro a centro (Figura 1a e 1b). A base heptagonal, também confeccionada em aço inox, possui um fosso para acomodação da matriz superior. Externamente, é formada por 7 faces

que permitiram a padronização do posicionamento de todo o conjunto no microscópio mensurador no momento da leitura dos desajustes marginais (Figura 1a e 1b) (Kleine, 2002).

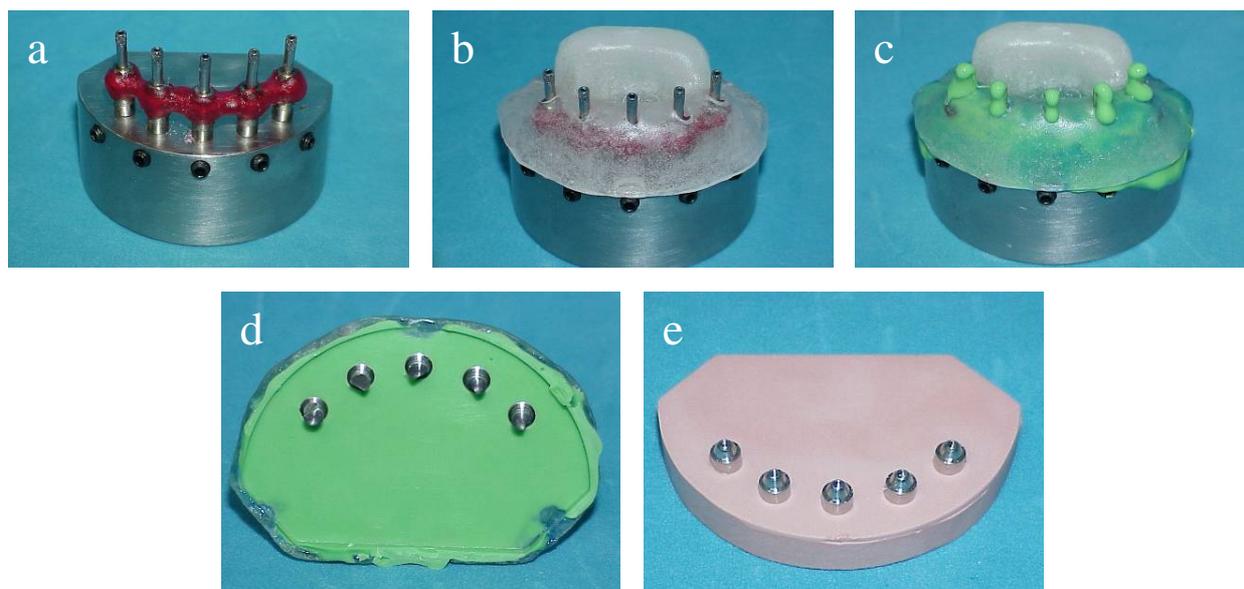


**Figura 1.** (a) Matriz metálica desmontada, onde se evidencia, à esquerda, a matriz superior e réplicas de pilar, e à direita, a base heptagonal e os parafusos de fixação; (b) matriz metálica montada, evidenciando a disposição das réplicas de pilares tipo Micro-Unit (A-E)

### *3.3 - Obtenção dos modelos de trabalho*

Para a confecção de cada infra-estrutura, foram realizadas 40 moldagens preliminares da matriz metálica utilizando-se transferentes cônicos de moldagem e moldeiras de estoque carregadas com hidrocolóide irreversível (Jeltrate Plus - Dentisply Ind. Com. Ltd., Petrópolis, RJ, Brasil). Análogos de pilares cônicos (Micro-Unit - Conexão) foram incorporados aos modelos preliminares em gesso pedra. Sobre os modelos obtidos, foram adaptados transferentes quadrados e estes unidos com resina acrílica (Pattern Resin - GC America, Chicago, IL, EUA). Ainda sobre os modelos, foram confeccionadas moldeiras individuais em resina acrílica (Clássico Ltda, Campo Limpo Paulista, SP, Brasil), contendo abertura superior para o acesso aos parafusos dos transferentes. Em seguida os transferentes quadrados foram separados com disco abrasivo e posicionados sobre os análogos localizados na

matriz metálica, onde foram novamente unidos com a utilização de resina acrílica (Pattern Resin - GC America) (Figura 2a e 2b) Para a moldagem final da matriz, utilizou-se material elastomérico tipo silicone por adição (FlexiTime - Heraeus Kulser, Hanau, Alemanha) inserido pela moldeira individual sobre os transferentes quadrados adaptados aos respectivos pilares (Figura 2c). Aos transferentes quadrados retidos nos moldes, foram adaptados novos análogos dos pilares (Figura 2d). Os moldes foram preenchidos com gesso tipo IV (Durone – Dentsply Ind. Com. Ltd) proporcionado e manipulado de acordo com instruções do fabricante. Ao final do processo, foram obtidos 40 modelos (Figura 2e), de forma que cada modelo foi usado para confecção de uma única peça.

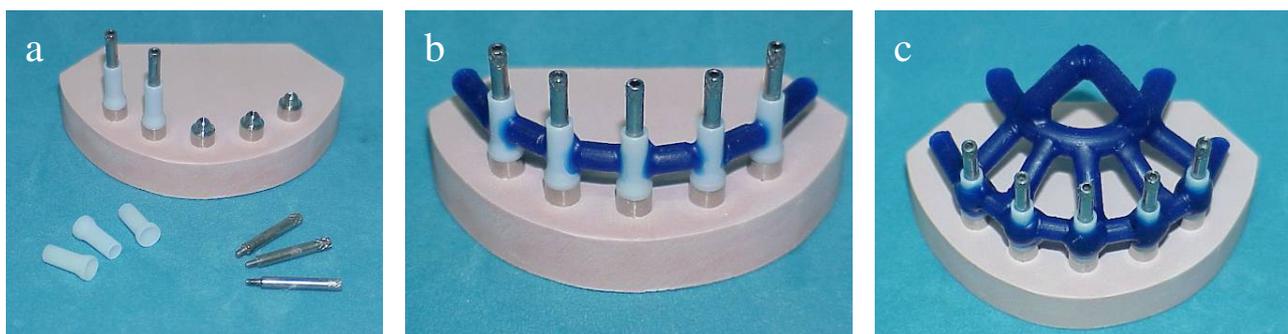


**Figura 2.** (a) transferentes quadrados unidos com resina acrílica; (b) moldeira individual posicionada sobre os transferentes; (c) moldagem de transferência dos pilares; (d) molde obtido com réplicas posicionadas; (e) modelos obtido com réplicas incorporadas

Todos os componentes protéticos utilizados no estudo foram fornecidos por um único fabricante (Conexão Sistemas de Prótese).

### 3.4 - Obtenção dos padrões de fundição

Para a confecção dos corpos-de-prova foram utilizados 200 cilindros protéticos de plástico calcinável para pilares cônicos (Conexão Sistemas de Prótese). Para a obtenção dos padrões de fundição, foram utilizados bastões de cera recortados e adaptados entre os cilindros protéticos calcináveis (Wachsdraht rund 4.0 - Dentaurum, Pforzeim, Alemanha). Foi realizado o acréscimo de cera liquefeita para fundição até a obtenção de conformidade clínica arquitetural para peça fixa-protocolo (Figura 3a e 3b). Ainda foram fixados aos padrões outros cilindros de cera recortados e moldados correspondentes aos condutos de alimentação (Wachsdraht rund 4.0 e Wachsdraht rund 5.0 - Dentaurum) (Figura 3c).

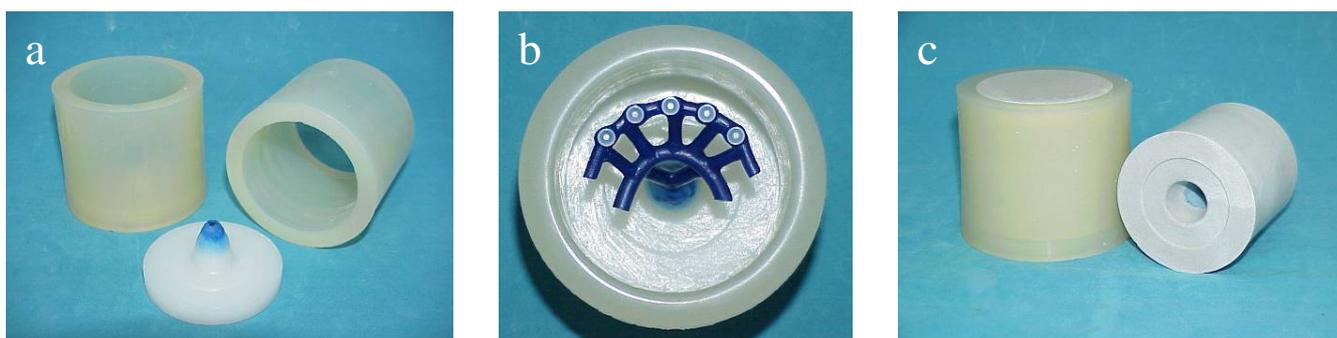


**Figura 3.** (a) parafusamento dos cilindros calcináveis às réplicas de pilares cônicos; (b) união dos cilindros com bastões de cera; (c) padrão de fundição finalizado contendo os condutos de alimentação.

### 3.5 - Inclusão dos padrões de fundição

Depois de terminados, os padrões de fundição foram removidos cuidadosamente dos modelos e unidos com cera à base formadora de cadinho do anel de inclusão de silicone (Figura 4a e 4b). Posteriormente, foi vertido no interior do anel revestimento até seu preenchimento (Figura 4c).

O revestimento utilizado para a confecção dos blocos de inclusão das estruturas de Ti c.p. foi o Rematitan Plus (Dentaurum), proporcionado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante. Para as estruturas de Co-Cr, o revestimento utilizado foi o “Castorit® super C” (Dentaurum), proporcionado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante.



**Figura 4.** (a) anéis de silicone e base formadora de cadinho; (b) padrão posicionado para inclusão; (c) bloco de inclusão terminado.

### *3.6 - Processo de fundição*

Os blocos de revestimento foram posicionados em forno de aquecimento (Vulcan 3.550 NDI Box Funace - Degussa, Hanau, Alemanha) e passaram pelo ciclo de aquecimento específico recomendado para cada tipo de revestimento, conforme instruções do fabricante (Tabela 1) (Dentaurum, 2005)

Para as estruturas em titânio, após o término do ciclo de cocção dos blocos de fundição, estes foram levados à máquina de fundição por arco-voltaico Rematitan (Dentaurum) onde foram utilizadas pastilhas de 31 gramas de titânio comercialmente puro (Tritan - Dentaurum) (Tabela 1) para obtenção das estruturas.

Para as estruturas em Co-Cr, após o ciclo de queima do revestimento, os blocos de fundição foram posicionados na máquina de fundição por indução de alta

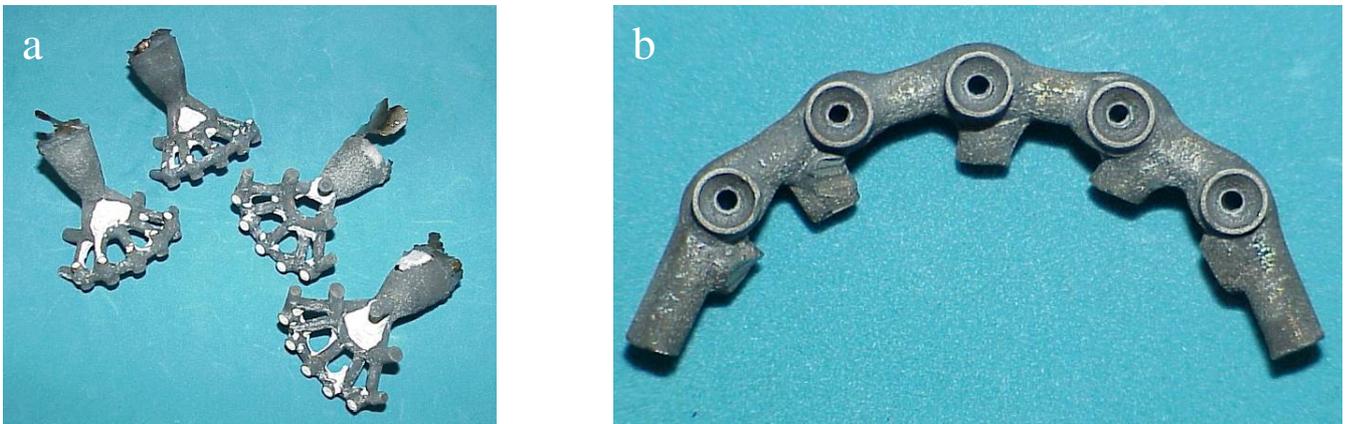
frequência equipada com centrífuga horizontal de alta velocidade (Megapuls 3000 - Dentaurum), onde foram utilizadas pastilhas de liga de Co-Cr para restaurações metalocerâmicas (Remanium 2000 - Dentaurum) (Tabela 1).

Tabela 1. Informações gerais sobre os metais utilizados no estudo, assim como os revestimentos específicos para cada metal com respectivos ciclos de queima (Dentaurum, 2005).

	Estruturas de Titânio	Estruturas de Co-Cr
<b><u>Liga/Metal</u></b>	<b>Tritan</b>	<b>Remanium 2000 plus</b>
Composição (% em massa)	Titânio com 99,5% de pureza	Co (61), Cr (25), Mo (7), W (5), Si (1,5), Mn e N (abaixo de 1)
Resistência à tração (MPa)	560	900
Módulo de elasticidade (GPa)	110	200
Dureza (HV <sub>10</sub> )	200	340
Ponto de Fusão (°C)	1668	1415
Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	4,5	8,6
	<b>Rematitan Plus</b>	<b>Castorit® super C</b>
<b><u>Revestimento</u></b>		
Ciclo 1	250°C (7°C/min) 60 min.	250°C (5°C/min) 60 min.
Ciclo 2	1000°C (7°C/min) 90 min	950°C (5°C/min) 30 min
Ciclo 3	550°C (7°C/min) 120 min	----

### 3.7 – Acabamento das estruturas

Após a fundição, os blocos de revestimento foram imediatamente resfriados e fraturados, os condutos de alimentação cortados com discos abrasivos e as estruturas jateadas com óxido de alumínio com 100µm de tamanho médio de partículas a uma pressão de 80 bar até a limpeza total das estruturas metálicas (Figura 5a e 5b).



**Figura 5.** (a) peças fundidas recém desincludidas; (b) estrutura em detalhe, depois de realizado jateamento.

### *3.8 - Procedimento de Fresamento Corretivo*

Para o fresamento corretivo, foi utilizado um instrumento retificador manual (Instrumento Retificador de Cilindros Fundidos - Conexão Sistemas de Prótese). O instrumento é capaz de realizar dois tipos distintos de fresamento:

1. Fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros fundidos da infra-estrutura ao pilares de conexão.
2. Fresamento corretivo das bases de assentamento da cabeça do parafuso protético que retém a infra-estrutura aos pilares de conexão.

O protocolo de fresamento corretivo da borda de adaptação dos cilindros fundidos e da base de assentamento do parafuso protético seguiu as seguintes diretrizes: (a) as pontas retificadoras específicas (Instrumento Retificador de Cilindros Fundidos - Conexão) (Figura 6a) foram usadas sob as peças via tração manual; (b) o fresamento corretivo foi feito até que, através de análise visual com auxílio de lupa

(4×), observava-se um aspecto polido sobre toda a extensão da área sob retificação (Figura 6b); (c) cada ponta fresadora foi utilizada para retificação de 10 estruturas.



**Figura 6.** (a) Instrumentos para retificação de cilindros fundidos (Conexão), observa-se o cabo universal contido no sistema (acima), a ponta para retificação da borda dos cilindros (meio) e ponta para retificação da base de assentamento do parafuso (abaixo). (b) Fotomicrografia (50×) mostrando o aspecto da base de assentamento do parafuso antes da retificação (acima) e após retificação (abaixo).

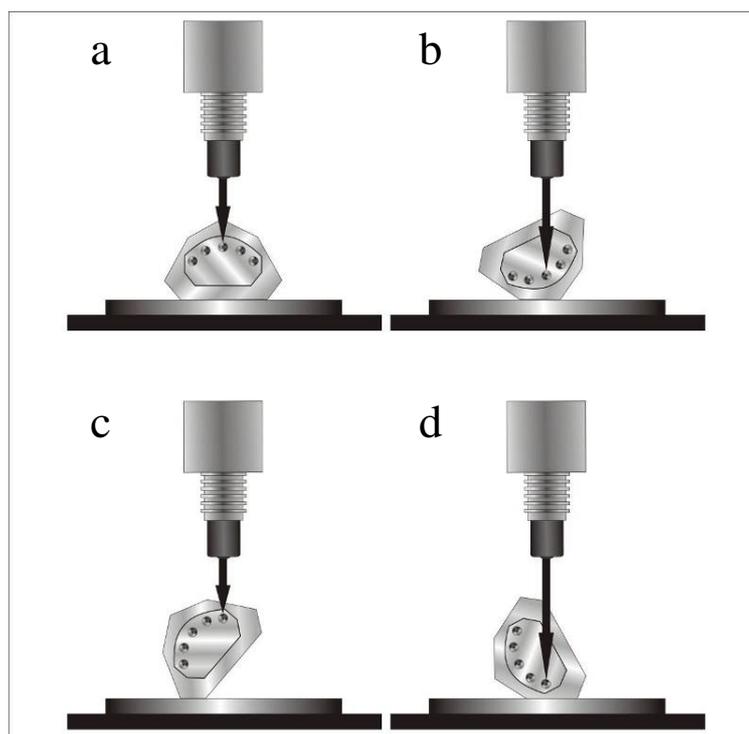
### *3.9 - Leitura do desajuste marginal*

Para a observação e registro dos desajustes marginais, foi utilizado um microscópio mensurador tridimensional com precisão de  $1\mu\text{m}$  sob aumento de  $120\times$  (VMM-150 - Walter Uhl, Asslar, Alemanha). Para a avaliação dos desajustes, as estruturas foram adaptadas às réplicas de pilares cônicos dispostas na matriz metálica, sendo o desajuste marginal considerado como a distância em micrometros entre a borda de adaptação da infra-estrutura fundida e a borda externa da réplica de pilar

A técnica utilizada para a quantificação do desajuste marginal médio seguiu o protocolo do teste do parafuso único para a avaliação da passividade de estruturas implanto-retidas (Jemt, 1991; Andersson et al., 1996; Kan et al., 1999). Na

técnica, um parafuso protético de titânio (Conexão) foi apertado mediante torque de 10 N/cm em um pilar distal, sendo avaliado o desajuste marginal nas faces vestibular e lingual do pilar central e do outro pilar distal. Assim, os valores de desajuste marginal foram verificados nos componentes protéticos C e E (Figura 1a) quando a peça estava retida pelo componente protético A. Da mesma forma, quando o parafuso de retenção estava posicionado no componente E, a mensuração foi realizada nos implantes A e C.

As sete faces externas da base heptagonal da matriz de aço inox (Figura 1a e 1b), garantiram a padronização de posicionamento de todo o conjunto para as repetidas determinações de desajuste marginal (Figura 7).



**Figura 7.** Esquema dos diferentes posicionamentos da base heptagonal para leitura do desajuste marginal sob microscópio mensurador: (a) base posicionada para leitura na face vestibular do pilar central (b) base posicionada para leitura na face lingual do pilar central; (c) base posicionada para leitura na face vestibular do pilar distal; (d) base posicionada para leitura na face lingual do pilar distal.

Nas faces vestibular e lingual de cada pilar as leituras foram repetidas consecutivamente por três vezes, sendo a média destas repetições considerada o desajuste do pilar. A média do desajuste marginal dos pilares foi calculada e considerada como uma unidade (desajuste marginal médio da estrutura) para as avaliações estatísticas.

### *3.10 - Análise estatística*

A análise estatística foi realizada para comparar o desajuste marginal das peças nas condições experimentais testadas (antes da retificação e após cada passo de retificação).

Durante a análise exploratória dos dados (SAS 8.0) foi constatado que alguns grupos não apresentavam distribuição normal. Sendo assim, uma análise não-paramétrica foi conduzida para avaliar o efeito das condições experimentais sobre o desajuste marginal das peças. O teste de Friedman - indicado para dados pareados ou dependentes - foi aplicado com nível de significância de 5%. As análises foram realizadas no programa estatístico Biostat, versão 3.0.

#### 4 - RESULTADOS

As Tabelas 2 a 5 mostram as medianas e postos médios calculados (Friedman) com base nos valores de desajuste marginal encontrados para dos 4 grupos experimentais do estudo.

Tabela 2 – Medianas ( $\mu\text{m}$ ) e Postos-médios dos valores de desajuste marginal encontrados no grupo Ti c.p. A. Valores seguidos de letras distintas indicam diferença estatística (Teste de Friedman,  $p=0,9048$ ).

<b>Condição Experimental</b>	<b>Mediana</b>	<b>Posto-médio</b>	
Intacto	612,47	1,9	<b>A</b>
Retificação Borda	562,625	2,1	<b>A</b>
Retificação Base	568,64	2	<b>A</b>

Tabela 3 – Medianas ( $\mu\text{m}$ ) e Postos-médios dos valores de desajuste marginal encontrados no grupo Ti c.p. B. Valores seguidos de letras distintas indicam diferença estatística (Teste de Friedman,  $p=0,273$ ).

<b>Condição Experimental</b>	<b>Mediana</b>	<b>Posto-médio</b>	
Intacto	576,335	1,9	<b>A</b>
Retificação Base	599,43	2,4	<b>A</b>
Retificação Borda	538,43	1,7	<b>A</b>

Tabela 4 – Medianas ( $\mu\text{m}$ ) e Postos-médios dos valores de desajuste marginal encontrados no grupo Co-Cr A. Valores seguidos de letras distintas indicam diferença estatística (Teste de Friedman,  $p=0,4966$ ).

<b>Condição Experimental</b>	<b>Mediana</b>	<b>Posto-médio</b>	
Intacto	480,095	1,9	<b>A</b>
Retificação Borda	502,045	2,3	<b>A</b>
Retificação Base	470,025	1,8	<b>A</b>

Tabela 5 – Medianas ( $\mu\text{m}$ ) e Postos-médios dos valores de desajuste marginal encontrados no grupo Co-Cr B. Valores seguidos de letras distintas indicam diferença estatística (Teste de Friedman,  $p=0,0017$ ).

<b>Condição Experimental</b>	<b>Mediana</b>	<b>Posto-médio</b>	
Intacto	479,01	2	<b>AB</b>
Retificação Base	413,61	1,2	<b>B</b>
Retificação Borda	467,75	2,8	<b>A</b>

Nos grupos Ti c.p. A e Ti c.p. B, e no grupo Co-Cr A não foi observada diferença significativa entre as medianas e postos-médios em todas as condições experimentais testadas (grupo Ti c.p. A,  $p=0,9048$ ; grupo Ti c.p. B,  $p=0,273$  e grupo Co-Cr A,  $p=0,4966$ ) (Tabelas 2-4). Porém, no grupo Co-Cr B, diferenças estatisticamente significativas foram observadas entre os valores de mediana e postos médios após a imposição das estruturas à retificação da borda de adaptação dos cilindros fundidos ( $p=0,0017$ ) (Tabela 5). Em todos os grupos não foi observada diferença significativa entre as medianas e postos-médios comparando os valores iniciais – peças intactas – com os valores finais – após imposição aos dois passos de retificação (Tabelas 2-5).

## 5 - DISCUSSÃO

De acordo com os resultados da presente investigação, os procedimentos de fresamento corretivo propostos não mostraram efeito significativo sobre os valores de adaptação marginal dos grupos compostos por peças fundidas em Ti c.p. e em um dos grupos compostos por peças fundidas em Co-Cr (Grupo Ti c.p. A,  $p=0,9048$ ; Grupo c.p. Ti B,  $p=0,273$  e Grupo Co-Cr A,  $p=0,4966$ ). Contudo, um grupo de peças fundidas em Co-Cr (Co-Cr B), mostrou um aumento significativo nos valores de desajuste marginal ( $p=0,0017$ ) – o que é traduzido como piora no índice de passividade das estruturas – após a realização de um dos passos de retificação corretiva, mais especificamente da retificação das bordas de adaptação dos cilindros fundidos aos pilares de conexão. Para avaliar estes resultados, é preciso levar em consideração os mecanismos que regem os processos de fresamento corretivo propostos, bem como o método de avaliação de passividade usado no estudo.

Vários métodos para a avaliação da passividade em estruturas implanto-retidas têm sido usados na literatura (Jemt et al., 1996; Kan et al., 1999). Alguns métodos - como a laser-videografia (Riedy et al., 1997) e a fotogrametria (Lie e Jemt, 1994) - podem determinar o desajuste de peças implanto-suportadas com alto grau de precisão. Entretanto, os sofisticados equipamentos necessários não são prontamente disponíveis, especialmente num ambiente clínico. Em contrapartida, o teste do parafuso único é simples na determinação da passividade em estruturas implanto-retidas múltiplas, sendo empregado em vários estudos (Tan et al., 1993; Riedy et al., 1997; Kan et al., 1999). Esta simplicidade de execução - que o torna atrativo à utilização também na prática clínica - reflete sua metodologia de uso que se fundamenta na observação direta para quantificação dos desajustes verticais

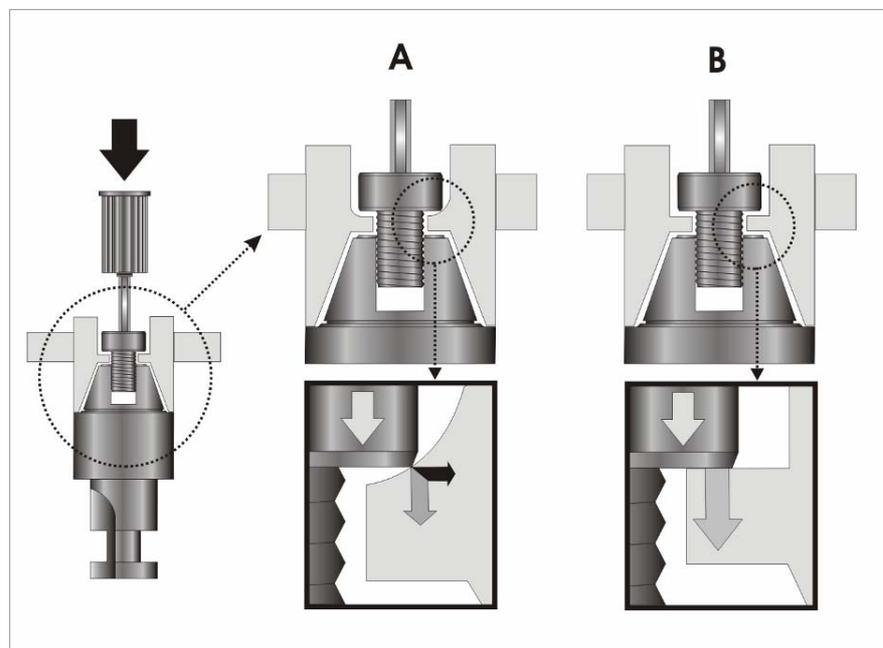
entre dois componentes no sistema implanto-retido (Jemt, 1991). O método do parafuso único é especialmente efetivo para infra-estruturas em protocolo, nas quais as discrepâncias marginais verticais tendem a ser amplificadas no pilar oposto ao lado parafusado. Estas discrepâncias marginais são reconhecidas como sendo causadas pelos processos de fabricação e fundição das peças, que promovem distorções e imperfeições à estrutura fundida (Riedy et al., 1997). Assim, é razoável inferir que estas distorções e imperfeições inerentes ao processo de fabricação de uma peça fundida também podem se refletir sobre as superfícies de adaptação da infra-estrutura, ou seja, sobre as bordas de adaptação dos cilindros fundidos ao pilar protético e sobre a base de assentamento da cabeça do parafuso protético à infra-estrutura. Entretanto, até o presente momento, estas pequenas imprecisões de fundição presentes nestas regiões específicas não foram levadas em consideração durante a aplicação do protocolo de teste do parafuso único. Assim, o papel destas pequenas imprecisões de fundição sobre a passividade de estruturas múltiplas implanto-suportadas ainda não está claro.

Hipoteticamente, a remoção das pequenas imperfeições de fundição localizadas nas superfícies de adaptação das infra-estruturas poderia verdadeiramente modificar ou mesmo padronizar as medições de desajuste marginal feitas pela técnica do parafuso único. Portanto, a hipótese testada na presente investigação foi de que os procedimentos de retificação poderiam afetar as determinações do desajuste marginal pelo teste do parafuso único. Entretanto, na maioria das peças avaliadas, os resultados do presente experimento não puderam demonstrar diferenças significantes nos valores de desajuste avaliados pelo teste do parafuso único após a utilização dos dispositivos de fresamento corretivo.

Para analisar os resultados, é necessário considerar a possível influência das pequenas irregularidades localizadas nas superfícies de adaptação das estruturas metálicas sobre sua passividade global. A presença destas pequenas irregularidades foi previamente mostrada por Byrne e colaboradores (Byrne et al., 1998). Estes autores demonstraram a existência de maior desadaptação em pontos específicos de pilares unitários fundidos (borda de adaptação do pilar e base de assentamento do parafuso de retenção) comparado com pilares pré-fabricados. Em adição, estes investigadores observaram que estes pilares fundidos, mesmo após a imposição de procedimentos de retificação, apresentavam pequenas deformações e imperfeições (exemplificado pelos autores como ângulos muito arredondados), o que foi atribuído à imperfeições nos próprios padrões plásticos de fundições além de deformações provenientes dos processos de fabricação e fundição. No presente estudo, durante o fresamento corretivo, tanto das bordas de adaptação dos cilindros fundidos quanto da base de assentamento do parafuso protético, os procedimentos de fresamento foram realizados até que uma superfície polida pudesse ser observada sobre toda a extensão da área em questão retificada. Durante as fases iniciais do processo de fresamento, as áreas polidas criadas pelas lâminas de corte da ferramenta fresadora foram observadas apenas como pequenos pontos. Estes pequenos pontos evidenciados pelo processo de fresamento poderiam representar pontos de interferência do assentamento do cilindro fundido ao pilar e do parafuso protético ao cilindro fundido. Com o progresso do procedimento de fresamento corretivo, estas áreas polidas foram se expandindo, até que puderam ser observadas sob toda a extensão circunferencial das bordas de adaptação dos cilindros fundidos e bases de assentamento dos parafusos protéticos (Figura 6b). Portanto, o

procedimento de fresamento corretivo, por si só, foi capaz de demonstrar a presença de irregularidades nestes locais específicos das infra-estruturas.

A figura 8-A mostra uma condição esquemática onde uma imprecisão hipotética (um ângulo muito arredondado, como mostrado por Byrne e colaboradores (Byrne et al., 1998), está presente na base de assentamento do parafuso protético. De acordo com o esquema apresentado, quando o parafuso protético de retenção da estrutura é torquado sobre esta base de assentamento irregular (Figura 8-A), uma força lateral pode ser gerada sob o parafuso protético e por conseqüência sobre todo o cilindro calcinável. Isto poderia, teoricamente, alterar o posicionamento espacial da infra-estrutura e conseqüentemente, alterar o valor de desajuste marginal medido pelo teste do parafuso único. Em última análise, interferir na confiabilidade do teste em prever a passividade da peça.



**Figura 8.** Representação esquemática da região de assentamento da cabeça do parafuso protético de retenção:

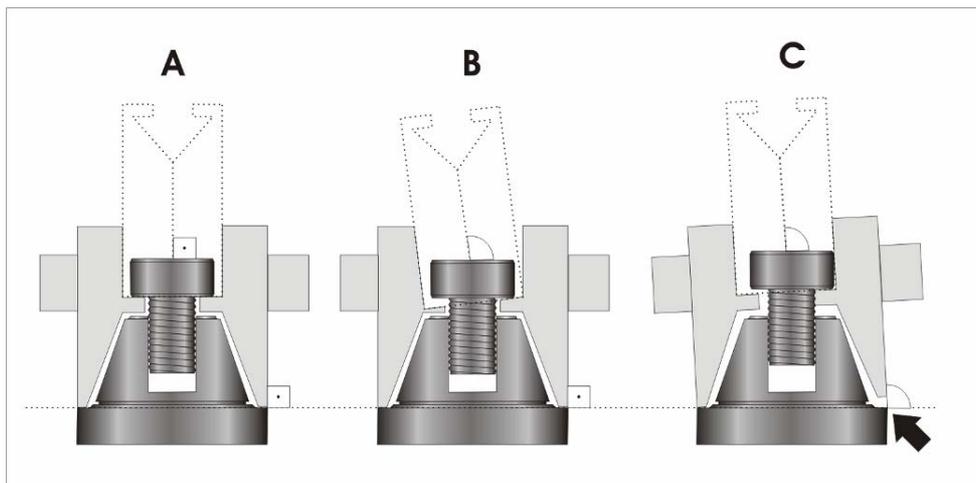
(A) antes da retificação; e (B) após a retificação.

Por outro lado, a Figura 8-B mostra uma distribuição esquemática de forças na interface base de assentamento do parafuso protético / cabeça do parafuso protético após a realização do processo de fresamento corretivo. Pode ser notado, esquematicamente, que na situação da Figura 8-B (após a retificação), não há a geração de tensões laterais e que a superfície de contato entre a cabeça do parafuso e a base de assentamento na infra-estrutura é ampliada se comparado com a Figura 8-A (antes da retificação). Provavelmente, talvez isso possa resultar em uma maior resistência friccional entre os componentes do sistema implanto-retido, propiciando um menor risco de soltura do parafuso protético quando em função. Além disso, foi observado na presente investigação que, em todos os grupos, após a retificação da base de assentamento do parafuso protético, o procedimento de torqueamento deste parafuso tornou-se facilitado, se comparado com as situações onde esta retificação ainda não havia sido realizada. Talvez, isto tenha demonstrado a diminuição da formação de tensões laterais durante o processo de torqueamento do parafuso protético, como assumido esquematicamente nas figuras 8-A e 8-B. De acordo com Byrne e colaboradores (Byrne et al., 1998), estes esforços laterais poderiam causar tensões sobre o parafuso protético de forma a orientá-lo excentricamente com a contra-rosca existente no pilar de conexão, diminuindo a área de contato entre a cabeça do parafuso e sua base de assentamento, além de trazer implicações de soltura da conexão parafusada pela diminuição do efeito útil de fricção entre os componentes. Entretanto, como o presente estudo não avaliou estes parâmetros, estas conclusões são meramente especulativas, e futuras investigações são necessárias para elucidar estas questões.

Embora as possibilidades teóricas apresentadas acima pareçam fazer um razoável sentido, os resultados, ao menos na maioria das estruturas e grupos, não mostraram nenhum efeito dos procedimentos de retificação sobre as avaliações do desajuste marginal pelo teste do parafuso único. Considerando os grupos que não mostraram diferenças significativas nas diversas condições experimentais, duas possibilidades podem ser aventadas para explicar os resultados. Primeiramente, o papel das pequenas distorções e irregularidades dos cilindros fundidos sobre a passividade global de toda a estrutura pode ser irrelevante ao ponto de ser detectado pelo protocolo do teste do parafuso único, especialmente sobre as próteses múltiplas implanto-retidas tipo protocolo de Branemark avaliadas no presente estudo, nas quais as alterações dimensionais que ocorrem durante o processo de manufatura e fundição propiciam média elevada de desajuste marginal (Gebelein et al., 2003). O fabricante do sistema - apesar de não deixar claro nas instruções fornecidas com o produto - recomenda que o sistema retificador seja utilizado como uma ferramenta complementar. Ou seja, em estruturas que passaram anteriormente por outros métodos de reduções de desajuste marginal e obtenção de passividade. Futuras investigações são necessárias para esclarecer o efeito dos procedimentos de retificação corretiva sobre próteses implanto-retidas múltiplas com menor nível de desajuste marginal, ou anteriormente submetidas a outros métodos de redução de desajuste.

Outra possível explicação com relação à provável ineficiência dos procedimentos de fresamento corretivo pode ser o próprio protocolo de fresamento proposto. De acordo com os esquemas teóricos sobre os procedimentos de retificação apresentados nas Figuras 8-A e 8-B, para garantir um perfeito encaixe

entre as estruturas retificadas e o pilar de conexão ou parafuso protético, as ferramentas fresadoras deveriam ser posicionadas paralelamente à via de inserção tanto dos cilindros fundidos quanto dos parafusos protéticos de retenção. Noutras palavras, exatamente perpendicular às superfícies que se propõe retificar (borda de adaptação do cilindro fundido e base de assentamento do parafuso protético). Entretanto, como as ferramentas de fresamento corretivo usadas no presente estudo foram manualmente tracionadas - como indicado pelo fabricante - e usadas sem qualquer dispositivo guia que pudesse impedir a excentricidade das pontas fresadoras, é possível que as superfícies retificadas criadas após o procedimento não estivessem perfeitamente orientadas, ou seja, paralelas à via de inserção do cilindro fundido e do parafuso protético de retenção, especialmente para o processo de retificação da base de assentamento do parafuso protético (Figura 9-A, 9-B e 9-C). Já, para o processo de fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros fundidos à infra-estrutura, a própria conformação cônica da ponta fresadora orienta o posicionamento cêntrico da ferramenta. Contudo, novamente, como o instrumento é usado via tração manual, não há garantias que isso ocorra em todas as situações. Byrne e colaboradores (Byrne et al., 1998) também observaram este problema inerente do sistema retificador usado em seu estudo. Portanto, se a excentricidade das ferramentas de fresamento não puder ser controlada, o emprego da retificação pode se tornar inútil, ou mesmo perigoso – pelo menos no que se refere às próteses múltiplas implanto-retidas.



**Figura 9.** Esquema mostrando posicionamento da ferramenta fresadora da base de assentamento do parafuso protético (representada pela caixa tracejada): (A) posicionamento cêntrico do fresamento e cabeça do parafuso protético; (B) situações onde a direção de retificação está excentricamente posicionada à cabeça do parafuso protético e (C) à via de inserção do cilindro fundido..

Outro problema percebido no protocolo de fresamento proposto pode explicar as diferenças significativas encontradas no Grupo Co-Cr B entre os valores de desajuste após a retificação das bases de assentamento do parafuso protético e os valores de desajuste após a retificação das bordas de adaptação dos cilindros fundidos aos pilares de conexão. O protocolo de retificação corretiva utilizado determinou que o fresamento da região prosseguisse até que se observasse o aspecto polido sobre toda a superfície. A utilização deste protocolo foi selecionada depois de testes preliminares, já que as instruções fornecidas pelo fabricante não deixam claro a metodologia de uso da ponta fresadora. Na presente investigação, considerou-se que, com o protocolo de fresamento selecionado, foi possível garantir que toda a superfície da região fresada foi retificada. Entretanto, percebeu-se que, com este protocolo de fresamento, não se pode assegurar que todos os cilindros

fundidos receberam a mesma quantidade de desgaste. Por exemplo, um cilindro com grande imperfeição de fundição receberia maior quantidade de desgaste via fresamento corretivo se comparado com um cilindro com ínfimas irregularidades de fundição. Isso parece lógico, contudo, pode verdadeiramente alterar todo o padrão de adaptação da estrutura caso alguns cilindros venham a receber um desgaste demasiadamente agressivo.

Estudos anteriores avaliando o desajuste marginal de próteses implanto retidas, determinaram uma diminuição significativa nos valores de desajuste após a utilização das ferramentas retificadoras (Akama et al., 2004, Horbylon et al. 2004; Simamoto et al., 2005). Estes resultados, aparentemente contraditórios com os do presente estudo, na verdade não refletem o efeito da retificação sobre a passividade de uma peça múltipla implanto retida, já que estas pesquisas foram conduzidas sobre peças unitárias (Akama et al., 2004), ou mesmo sobre peças múltiplas, contudo onde o desajuste foi avaliado com todos os parafusos de retenção torqueados (Horbylon et al. 2004; Simamoto et al. 2005). Em contrapartida, Damaceno (2004) em tese de dissertação, avaliaram os padrões de distribuição de tensões via análise fotoelástica em estruturas implanto-retidas impostas ao mesmo processo de fresamento corretivo empregado no presente estudo. Segundo seus resultados, as peças impostas ao processo de fresamento corretivo revelaram maiores tensões induzidas, mesmo obtendo menores valores de desajuste marginal comparado com estruturas obtidas pela técnica de incorporação de cilindros pré-fabricados por soldagem de bordas com energia laser. Estes resultados, aliados às observações da presente investigação, apontam para o fato de que o processo de fresamento corretivo, como proposto, não é capaz de padronizar a quantidade de

desgaste e pode, em última análise, alterar a adaptação da estrutura de uma maneira adversa.

No presente estudo, este problema inerente do processo de retificação apenas se refletiu sobre um grupo composto por peças fundidas em Co-Cr. Na atual proposta, optou-se pela utilização do Ti c.p. e liga de Co-Cr como materiais de fabricação das infra-estruturas. Como mencionado anteriormente, a alta relação entre resistência/peso, baixa condutividade térmica, considerável radiolucidez, excelente resistência à corrosão e à fadiga, alta biocompatibilidade e baixo custo motivam a opção por este material (Lautenschlager e Monaghan, 1993; Boening et al., 1992; Zavanelli et al., 2000; Contreras et al., 2002). Com relação à escolha de uma segunda liga para inclusão no estudo, a opção pela liga de Co-Cr foi fundamentada no seu menor custo relativo em relação ao titânio e outras ligas, bem como na versatilidade de emprego - permitindo inclusive o recobrimento cerâmico – e ampla difusão de utilização. Algumas propriedades físicas destas ligas (Ti c.p. e Co-Cr), como sua fundibilidade, resistência, densidade e dureza, estão mostradas na Na Tabela 1. As diferenças estatísticas encontradas no grupo Co-Cr B podem ter relação com as diferenças nas propriedades físicas dos metais usados, principalmente a dureza.

Como observado na Tabela 1, a dureza da liga de Co-Cr utilizada (Remanium 2000 plus – dureza = 340 HV<sub>10</sub>) é consideravelmente maior que a dureza do Ti c.p. utilizado (Tritan – dureza = 200 HV<sub>10</sub>) (Dentaurum, 2005). Como são instrumentos com finalidade fresadora, ou seja, fabricados para desgastar a estrutura metálica, é plausível assumir que a eficiência das ferramentas retificadoras provavelmente tenha sido afetada pela diferença de dureza dos metais. Alie a isso o

fato de que o protocolo de retificação proposto compreendeu o emprego das pontas retificadoras via tração manual, ou seja, sem uma força de torque e quantidade de desgaste padronizado, como mencionado anteriormente. Assim, pode ser esperado que, para estruturas de Co-Cr, o processo de retificação seja mais difícil e demorado, necessitando de maior força de torque e tempo de utilização da ponta fresadora. Isso pode ter sido determinante no Grupo Co-Cr B e explicar os valores de desajuste significativamente diferentes após o procedimento de retificação das bordas de adaptação dos cilindros fundidos. Novamente, estas observações apontam para o fato de que o processo de fresamento corretivo, como proposto pela presente investigação, pode alterar a adaptação da estrutura de uma maneira não padronizada e adversa.

## **6 - CONCLUSÕES**

Diante dos resultados obtidos e dentro das limitações deste estudo, pôde-se concluir que:

1) Os procedimentos de fresamento corretivo não alteraram significativamente os valores de adaptação marginal das peças fundidas em Ti c.p.. Contudo, para um grupo de peças fundidas em Co-Cr, houve aumento dos níveis de desajuste marginal após a retificação das bordas dos cilindros.

2) Os procedimentos de fresamento corretivo parecem não apresentar influência significativa na confiabilidade do teste do parafuso único. Contudo, devem ser realizados cuidadosamente e necessitam de aperfeiçoamento para uma utilização segura.

## REFERÊNCIAS

AKAMA CM, VASCONCELLOS DK, BOTTINO M, NISHIOKA RS, JÓIAS RM, CAMARGO FP. Avaliação in vitro do emprego de retificadores de cilindros fundidos na adaptação de próteses implanto-suportadas. In: Anais da 21ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica. 2004. Águas de Lindóia, São Paulo: SBPqO; p.87. [Resumo Ib161].

ADELL, R., U. LEKHOLM, et al. (1981). "A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw." Int J Oral Surg 10(6): 387-416.

ANDERSSON, M., L. CARLSSON, et al. (1996). "Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system." J Prosthet Dent 76(2): 187-93.

BAUMAN, G. R., M. MILLS, et al. (1992). "Clinical parameters of evaluation during implant maintenance." Int J Oral Maxillofac Implants 7(2): 220-7.

BOENING, K. W. AND M. H. WALTER (1992). "Computer-aided evaluation of occlusal load in complete dentures." J Prosthet Dent 67(3): 339-44.

CARLSON, B. AND G. E. CARLSSON (1994). "Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment." Int J Oral Maxillofac Implants 9(1): 90-4.

CHAI, T. AND C. K. CHOU (1998). "Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions." J Prosthet Dent 79(4): 477-83.

CONTRERAS, E. F., G. E. HENRIQUES, ET AL. (2002). "Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining." J Prosthet Dent 88(5): 467-72.

DAMACENO A. A. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificações de cilindros. [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

DENTAURUM (2005). Catalog No. 15 Edition 2005/2006 - **989-771-00**

GEBELEIN, M., G. RICHTER, ET AL. (2003). "Dimensional changes of one-piece frameworks cast from titanium, base metal, or noble metal alloys and supported on telescopic crowns." J Prosthet Dent 89(2): 193-200.

HELLDEN, L. B., T. DERAND, ET AL. (1999). "The CrescoTi Precision method: description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants." J Prosthet Dent 82(4): 487-91.

HENRIQUES, G. E., S. CONSANI, ET AL. (1997). "Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys." J Prosthet Dent 78(2): 146-52.

HORBYLON BZ, SIMAMOTO-JÚNIOR PC, SOARES CJ, BARBOZA GAS, NEVES FDD. Avaliação do ajuste vertical após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. In: Anais da 21ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica. 2004. Águas de São Pedro, São Paulo:SBPqO; p. 87. [Resumo lb 162].

HULTERSTROM, M. AND U. NILSSON (1991). "Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report." Int J Oral Maxillofac Implants 6(4): 475-80.

IDA, K., TSUTSUMI, S., TOGAYA, T.(1980) Titanium and titanium alloys for dental casting. J. dent. Res.59: 985. [Abstracts, 397].

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

JEMT, T., L. Carlsson, et al. (1991). "In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study." Int J Oral Maxillofac Implants 6(4): 413-7.

JEMT, T., W. R. LANEY, ET AL. (1991). "Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study." Int J Oral Maxillofac Implants 6(1): 29-36.

JEMT, T. AND U. LEKHOLM (1998). "Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits." Clin Oral Implants Res 9(4): 272-80.

JEMT, T., J. E. RUBENSTEIN, ET AL. (1996). "Measuring fit at the implant prosthodontic interface." J Prosthet Dent 75(3): 314-25.

KAN, J. Y., K. RUNGCHARASSAENG, ET AL. (1999). "Clinical methods for evaluating implant framework fit." J Prosthet Dent 81(1): 7-13.

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

KLINEBERG, I. J. AND G. M. MURRAY (1985). "Design of superstructures for osseointegrated fixtures." Swed Dent J Suppl 28: 63-9.

LAUTENSCHLAGER, E. P. AND P. MONAGHAN (1993). "Titanium and titanium alloys as dental materials." Int Dent J 43(3): 245-53.

LIE, A. AND T. JEMT (1994). "Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures." Clin Oral Implants Res 5(1): 30-6.

LUK, H. W., E. H. POW, ET AL. (2004). "A double casting technique to minimize distortion when constructing fixed partial dentures on implants." J Prosthet Dent 91(1): 93-6.

MAY, K. B., M. J. EDGE, ET AL. (1997). "The precision of fit at the implant prosthodontic interface." J Prosthet Dent 77(5): 497-502.

MILLINGTON, N. D. AND T. LEUNG (1995). "Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy." Int J Prosthodont 8(6): 511-6.

NAERT, I., M. QUIRYNEN, ET AL. (1992). "A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects." J Prosthet Dent 68(6): 949-56.

RIEDY, S. J., B. R. LANG, ET AL. (1997). "Fit of implant frameworks fabricated by different techniques." J Prosthet Dent 78(6): 596-604.

ROMERO, A. D., D. B. GREEN, ET AL. (2000). "Heat transfer to the periodontal ligament during root obturation procedures using an in vitro model." J Endod 26(2): 85-7.

SAHIN, S. AND M. C. CEHRELI (2001). "The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status." Implant Dent 10(2): 85-92.

SCHMITT, S.M., CHANCE, D.A.. (1995) Fabrication of titanium implant-retained

restorations with nontraditional machining techniques.

Int J Prosthodont 8(4):332-336.

SIMAMOTO et al. (2005) Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. Cienc.Odontol Bras; 8 (1):39-46.

SKALAK, R. (1983). "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses." J Prosthet Dent 49(6): 843-8.

SOUZA, P.C.R.D., et al. (2000) Soldagem na Odontologia: Estudo de uniões soldadas

empregando laser e brasagem. Rev Assoc Paul Cir Dent, São Paulo, 54(6): 470-475.

TAN, K. B., J. E. RUBENSTEIN, ET AL. (1993). "Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses." Int J Prosthodont 6(4): 346-63.

TAYLOR, T. D. AND J. R. AGAR (2002). "Twenty years of progress in implant prosthodontics." J Prosthet Dent 88(1): 89-95.

VAN ROEKEL, N. B. (1992). "Prosthesis fabrication using electrical discharge machining." Int J Oral Maxillofac Implants 7(1): 56-61.

ZARB, G. A. AND A. SCHMITT (1995). "Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient." J Oral Rehabil 22(8): 661-71.

ZAVANELLI, R. A., G. E. PESSANHA HENRIQUES, ET AL. (2000). "Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments." J Prosthet Dent 84(3): 274-9.

## ANEXOS

### *Dados originais*

Grupo Ti A		
intacto	borda	base
612,69	518,22	510,67
612,25	521,42	517,64
466,19	531,89	478,67
714,14	749,19	710,81
604,31	647,83	604,22
393,83	497,56	501,61
691,72	679,64	699,36
639,00	593,36	599,64
413,39	493,94	537,64
675,44	730,94	730,97

Grupo Ti B		
intacto	base	borda
549,22	603,44	526,28
556,50	610,33	543,83
592,44	578,86	687,00
519,78	508,78	533,03
565,28	595,36	477,31
605,22	595,42	466,83
617,83	666,33	592,00
664,67	685,72	706,53
471,22	475,67	437,69
587,39	650,44	617,03

Grupo Co-Cr A		
intacto	borda	base
623,56	698,11	771,58
583,58	558,19	555,89
474,83	475,19	430,81
618,31	588,58	587,31
523,69	491,53	449,97
485,36	512,56	490,08
325,75	323,61	327,17
432,67	455,67	412,75
310,92	381,97	357,58
332,00	595,08	629,08

Grupo Co-Cr B		
intacto	base	borda
480,194	415,056	401,972
397,444	357,944	428,222
561,333	558,361	735,361
499,028	401,889	587,778
282,444	289,667	360,667
430,722	412,167	446,083
234,139	224,500	320,333
477,833	434,667	489,417
558,556	498,833	641,333
502,722	469,500	551,417

### Análise estatística

Grupo Ti A			
	- 1 -	- 2 -	- 3 -
Soma dos Ranks =	19	21	20
Mediana =	612,47	562,625	568,64
Média dos Ranks =	1,9	2,1	2
Média dos valores =	582,296	596,399	589,123
Desvio padrão =	115,9897	98,4277	94,9811
Friedman (Fr) =	0,2		
Graus de liberdade	2		
(p) =	0,9048		

Grupo Ti B			
	- 1 -	- 2 -	- 3 -
Soma dos Ranks =	19	24	17
Mediana =	576,335	599,43	538,43
Média dos Ranks =	1,9	2,4	1,7
Média dos valores =	572,955	597,035	558,753
Desvio padrão =	53,8775	65,4818	90,9608
Friedman (Fr) =	2,600		
Graus de liberdade	2,000		
(p) =	0,273		

Grupo Co-Cr A			
	- 1 -	- 2 -	- 3 -
Soma dos Ranks =	19,000	23,000	18,000
Mediana =	480,095	502,045	470,025
Média dos Ranks =	1,900	2,300	1,800
Média dos valores =	471,067	508,049	501,222
Desvio padrão =	119,331	108,897	135,935
Friedman (Fr) =	1,4		
Graus de liberdade	2		
(p) =	0,4966		

Grupo Co-Cr B			
	- 1 -	- 2 -	- 3 -
Soma dos Ranks =	20	12	28
Mediana =	479,0135	413,6115	467,75
Média dos Ranks =	2	1,2	2,8
Média dos valores =	442,4415	406,2584	496,2583
Desvio padrão =	109,6877	97,529	131,2559
Friedman (Fr) =	12,8		
Graus de liberdade	2		
(p) =	0,0017		

### *Análise estatística*

Comparações:	Diferença	(p)		mediana	Soma dos ranks
Ranks 1 e 2 =	8	> 0.05	intacto	479,0135	20 AB
Ranks 1 e 3 =	8	> 0.05	base	413,6115	12 B
Ranks 2 e 3 =	16	< 0.05	borda	467,75	28 A