

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM PRÓTESE DENTÁRIA  
MESTRADO

FERNANDO RIZZO ALONSO

**ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE  
MARGINAL DE INFRA-ESTRUTURAS DE  
PRÓTESE FIXA SOBRE PILARES MICRO-UNIT  
COM O USO DE RETIFICADORES MANUAIS**

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Luciana Mayumi Hirakata

Orientadora

Porto Alegre  
2008

**FERNANDO RIZZO ALONSO**

**ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE MARGINAL DE INFRA-  
ESTRUTURAS DE PRÓTESE FIXA SOBRE PILARES MICRO-UNIT COM O  
USO DE RETIFICADORES MANUAIS**

Dissertação apresentada como requisito parcial  
à obtenção de grau de mestre em Odontologia,  
pelo Programa de Pós-Graduação em  
Odontologia, área de Prótese Dentária,  
Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Orientadora: Luciana Mayumi Hirakata

Porto Alegre  
2008

### **Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

A454a Alonso, Fernando Rizzo

Análise comparativa do desajuste marginal de infra-estruturas de prótese fixa sobre pilares micro-unit com o uso de retificadores manuais / Fernando Rizzo Alonso. – Porto Alegre, 2007.

87 f.

Diss. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Prótese Dentária. PUCRS, 2007

Orientação: Profa. Luciana Mayumi Hirakata.

1. Implantodontia. 2. Adaptação Marginal (Odontologia)  
3. Materiais Dentários. I. Título.

CDD : 617.695

### **Bibliotecário Responsável**

Ginamara Lima Jacques Pinto  
CRB 10/1204

### ***Dedicatória***

*Aos meus pais, **Rezende e Salete**, pelo amor incondicional, exemplos de honestidade, humildade e sabedoria; nunca mediram esforços para que eu chegasse até aqui; mesmo distante estão sempre muito presentes em cada passo que dou...*

*À minha namorada, **Camila**, minha maior incentivadora e companheira. Em você encontrei amor, carinho, cumplicidade, compreensão e respeito. Muito obrigado...*

*À minha irmã, **Ana Cristina**, que sempre apoiou e torceu muito por mim; mais que uma irmã, uma grande amiga...*

*Aos meus Avós, **Zélia** (In Memoriam), **Fernando e Orlanda**, fundamentais na minha criação, exemplos de dedicação e perseverança.*

*Amo vocês!*

*Agradecimento especial*

*A Deus, por tudo que proporcionou em minha vida.*

*A minha orientadora Profa. Dra. **Luciana Mayumi Hirakata**, pela oportunidade, dedicação, paciência e apoio em todos os momentos. Muito obrigado.*

*Ao **Ramão, Sylvia, Carlota, Ciranno, Anita, Jessy e Luiza**, que me acolheram com muito carinho e se transformaram na minha segunda família.*

## AGRADECIMENTOS

A **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, na pessoa do Professor **Marcos Túlio Mazzini Carvalho**, Diretor da Faculdade de Odontologia, por me acolher nessa casa.

A **Capes** pelo incentivo que proporcionou um crescimento científico e a me tornar mestre.

A Profa. Dra. **Nilza Pereira da Costa**, por ter me oportunizado um crescimento científico e profissional fundamentais na construção da minha carreira.

A Profa. Dra. **Rosemary Sadami Arai Shinkai**, pelos ensinamentos, apoio e amizade, que contribuíram muito para meu crescimento.

Ao Prof. Dr. **Eduardo Rolim Teixeira** e ao Prof. Dr. **Márcio Lima Grossi**, pelas oportunidades e confiança que em mim depositaram, e pela contribuição para meu crescimento científico e crítico.

Ao Prof. Dr. **Hugo Mitsuo Silva Oshima** e ao Prof. Dr. **Eduardo Mota Gonçalves** pela colaboração científica, ensinamentos, e amizade ao longo de todo curso.

Aos técnicos do Centro de Microscopia e Microanálises **Miriam Souza dos Santos** e **Eduardo Avila Perosa** por todo o auxílio e paciência para conclusão do projeto.

Ao meu amigo e maior companheiro na execução deste trabalho, **Diego Fernandes Triches**, pelo estímulo, aprendizado, apoio, e principalmente pela amizade construída nestes anos.

Aos novos e grandes amigos que conheci nestes dois anos, **Evandro Sartori**, **Josué Broilo**, **Luiz Oscar Mariano**, **Marco Antônio Rambo**, **Aline Saueressig** e **Vivian Mainieri**.

Aos funcionários da secretaria de Pós-Graduação da FO-PUCRS, **Ana, Carlos, Davenir e Marcos** pela atenção e disponibilidade.

Ao técnico em prótese dentária **Cedenir Albani** pela sua amizade e colaboração na realização desse trabalho.

A todos os meus grandes e velhos amigos, da infância e da faculdade, que contribuiriam muito para eu chegar até aqui.

## EPÍGRAFE

"Acreditar é monótono, duvidar é apaixonante, manter-se alerta: eis a vida."

Oscar Wilde

## RESUMO

O crescente uso das próteses implanto-suportadas aumentou a preocupação com a precisão de adaptação, já que a adaptação passiva é um dos fatores fundamentais para o sucesso longitudinal dessas reabilitações protéticas. O objetivo deste trabalho foi avaliar o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas de prótese fixa sobre implantes, antes e após a retificação manual, com o teste do parafuso único, utilizando como grupo controle cilindros pré-usinados. Foram confeccionadas 10 infra-estruturas em liga de cobalto-cromo (Co-Cr), simulando uma prótese fixa de três elementos sobre dois implantes. Para isso, utilizou-se uma matriz metálica simulando a disposição clínica de implantes osseointegrados na região dos dentes 14 e 16, contendo pilares Micro-Unit. Cinco infra-estruturas foram confeccionadas com cilindros pré-usinados. As outras cinco foram confeccionadas com cilindros calcináveis, que após a avaliação inicial, sofreram retificação manual das bordas de assentamento do cilindro após fundição, formando o terceiro grupo. Todas as infra-estruturas receberam soldagem a laser. As leituras do desajuste marginal foram realizadas através de imagens do microscópio eletrônico de varredura, utilizando a técnica do parafuso único, totalizando 25 medições em cada cilindro. As médias de desajuste marginal de cada cilindro foram utilizadas para a análise estatística. A análise de variância com nível de significância de 5% foi utilizada para avaliar o efeito da retificação manual entre os três grupos testados, nos cilindros com e sem parafuso. Não houve diferença estatística no grau de desajuste marginal entre os três grupos testados. Apenas houve diferença quando comparados os cilindros com e sem parafuso. Foi concluído que os procedimentos de retificação manual não alteraram significativamente os valores de desajuste marginal nas infra-estruturas fundidas em Co-Cr, ou seja, não aumentaram a passividade das peças protéticas sobre os pilares.

**Palavras-chave:** Implantes dentários; Adaptação Passiva; Retificação manual.

## ABSTRACT

The frequent use of implant-supported prosthesis has increased the concern about the fit accuracy of these prosthesis, since the passive fit is one of the main factors to provide the longitudinal success of this rehabilitation. The aim of this study was to evaluate the lack of marginal fit of metallic framework of implant-supported prosthesis, before and after the manual rectification, through the single-screw test, using as control group prefabricated cylinders. Ten frameworks were made in cobalt-chromium alloy (Co-Cr), simulating a 3 elements fixed prosthesis over two implants. For that, a metallic base was employed simulating the clinical disposal of osseointegrated implants in the region of the 14 and 16 teeth, containing Micro-Unit abutments. Five frameworks were made of prefabricated cylinders. The other five were made of calcinable cylinders, after the first evaluation, suffered manual rectification of the cylinder borders, constituting the third group. All those frameworks were laser welded. The readings of the lack of marginal fit were done with a scanning electron microscope, employing the single screw technique. Each abutment had 25 measurements. The average lacks of marginal fit on each abutment were used for Statistical analysis. Through variance analysis with significance level of 5%, the effect of the manual rectification between the three groups was evaluated, in abutments with and without screw. There was no statistical difference between the fit levels in the three groups tested. The only difference was seen when comparing the abutments with and without screw. As a conclusion, manual rectification did not change significantly the values of marginal fit in the Co-Cr frameworks, therefore, do not increase the passivity of the prosthesis over the abutments.

**Key words:** Dental implants; Passive fit; Manual rectification

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

%	Por cento
μm	Micrometro
μm/m	Micrometro/Metro
mm	Milímetro
g	Gramma
N	Newton
kg	Kilograma
et al.	e outros (abreviatura de <i>et alli</i> )
MPa	Mega Pascal
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
±	Mais ou menos
Ncm	Newton centímetro
Fig	Figura

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Matriz metálica com dois orifícios para os implantes e os parafusos transversais de fixação (a); implante instalado com aperto do parafuso sextavado (b); vista frontal dos implantes instalados (c) vista superior dos implantes instalados (d).....	53
Figura 2	Instalação do pilar Micro-Unit (a); vista frontal dos pilares Micro-Unit instalados (b).....	54
Figura 3	Cilindro do pilar Micro-Unit com cinta usinada de cobalto-cromo (a); enceramento da infra-estrutura com cilindros usinados (b).....	55
Figura 4	Cilindro do pilar Micro-Unit calcinável (a e b); enceramento da infra-estrutura com cilindros calcináveis (c).....	56
Figura 5	Instrumentos para retificação de cilindros fundidos (Conexão), cabo universal (A), e ponta para retificação da borda de assentamento dos cilindros (B) (a); Foto ilustrando a retificação manual (b).....	56
Figura 6	Enceramento sobre modelo mestre (a); infra-estrutura fundida em cobalto-cromo (b).....	57
Figura 7	Fotomicrografia em MEV (aumento de 50 x) ilustrando as regiões 01 a 05.....	58
Figura 8	Gráfico de Desajuste Vertical com valores médios e erro padrão dos grupos com parafusos.....	61
Figura 9	Gráfico de Desajuste Vertical com valores médios e erro padrão dos grupos sem parafuso.....	61
Figura 10	Fotomicrografia em MEV (aumento de 50 X) do Cilindro pré-usinado parafusado (a) e Cilindro pré-usinado sem parafuso (b).....	62
Figura 11	Fotomicrografia em MEV (aumento de 50 X) do Cilindro calcinado parafusado (a), Cilindro calcinado sem parafuso (b).....	62
Figura 12	Fotomicrografia em MEV (aumento de 50 X) do Cilindro retificado parafusado (a); Cilindro retificado sem parafuso (b).....	63
Figura 13	Fotomicrografia em MEV (aumento de 500 x) ilustrando as medições nas regiões 01, 05 e 03 de um cilindro retificado parafusado.....	63

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Média e desvio-padrão dos grupos A, B e C, com e sem parafuso.....	60
Tabela 2	Média e desvio-padrão dos grupos sem parafuso e parafusado.....	60
Tabela 3	Análise de Variância múltipla nos grupos.....	60

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>19</b>
<b>3. PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>49</b>
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>51</b>
4.1 Materiais.....	52
4.2 Métodos.....	53
4.2.1 Confeção do modelo mestre.....	53
4.2.2 Confeção das infra-estruturas.....	54
4.2.3 Fundição das amostras.....	57
4.2.4 Análise e avaliação das amostras.....	57
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>59</b>
<b>6. DISCUSSÃO.....</b>	<b>64</b>
<b>7. CONCLUSÃO.....</b>	<b>73</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>75</b>
<b>ANEXOS</b>	
ANEXO 1 – Quadro das medições da fenda vertical dos cilindros pré-usinados parafusado.....	81
ANEXO 2 – Quadro das medições da fenda vertical dos cilindros pré-usinados sem parafuso.....	82
ANEXO 3 – Quadro das medições da fenda vertical dos cilindros calcinados parafusados.....	83

ANEXO 4 - Quadro das medições da fenda vertical dos cilindros calcinados sem parafuso.....	84
ANEXO 5 - Quadro das medições da fenda vertical dos cilindros retificados parafusados.....	85
ANEXO 6 - Quadro das medições da fenda vertical dos cilindros retificados sem parafuso .....	86
ANEXO 7 - Carta de aprovação do Comissão Científica e de Ética	87

## **INTRODUÇÃO**

---

## 1. INTRODUÇÃO

Com a descoberta da osseointegração pelo professor Bränemark, na década de 50, as pesquisas na área da implantologia se intensificaram e, hoje, possibilitam confecções de reabilitações protéticas proporcionando, de uma maneira previsível, o restabelecimento da função, estética e fonética. Com isso, o uso de implantes dentários para substituir dentes ausentes tem-se tornado uma prática rotineira na odontologia moderna, por apresentar também outros aspectos positivos como: evitar desgastes de dentes íntegros, imposições de cargas laterais aos dentes pilares de próteses parciais removíveis com extremo livre e entre outras inúmeras situações.

Com este crescente uso das próteses implanto-suportadas, surge a preocupação com a precisão de adaptação destas próteses, já que a adaptação passiva é um dos fatores importantes para o sucesso longitudinal dessas reabilitações protéticas. Por adaptação passiva, define-se o contato máximo entre a base da infra-estrutura metálica e os pilares intermediários sem gerar tensões entre estes e/ou nos parafusos de sustentação.

Uma adaptação perfeita em todos os intermediários e uma alta rigidez da infra-estrutura são requisitos básicos necessários para uma correta distribuição das forças incidentes. Quando a adaptação não for precisa, alguns pilares podem receber maior quantidade de carga, enquanto outros podem não receber carga. Além disso, se a infra-estrutura não apresentar rigidez

suficiente, o pilar mais próximo do ponto de aplicação da carga sofrerá maior estresse (RANGERT et al., 1989).

É muito importante o assentamento da prótese com total passividade aos implantes ou pilares intermediários, pois, uma prótese mal adaptada, produz sobrecarga aos elementos mecânicos do sistema, podendo resultar em afrouxamento ou fratura de parafusos dos pilares, dos intermediários e até do próprio implante, podendo alterar, também, os elementos biológicos, levando a perda da osseointegração (APARICIO, 1994).

Os pilares plásticos calcináveis possuem extensa aplicabilidade clínica e baixo custo (BYRNE, 1998), fatores determinantes para a sua popularização no meio odontológico brasileiro, fato que tem estimulado diversas investigações científicas que contribuem para a evolução dos conceitos de tratamento e técnicas de confecção da estrutura protética, objetivando minimizar os efeitos das distorções inerentes às etapas clínicas e laboratoriais (WEE et al., 1999; SILVA, 2001).

Durante as três últimas décadas, a importância dos aspectos biomecânicos em reabilitações com implantes tem sido enfatizadas e condutas têm sido sugeridas para a otimização do equilíbrio biomecânico (KAN et al., 1999).

Para os cilindros calcináveis, fundições com pouca precisão podem resultar em complicações biológicas e mecânicas como: mucosites,

afrouxamento de parafuso, fratura de parafuso a até perda da osseointegração (TAKAHASHI e GUNNE, 2003). Por tudo isso, gera-se a hipótese de que a retificação prévia de pilares calcináveis possa otimizar o ajuste e a passividade deste componente protético.

**REVISÃO DE LITERATURA**

---

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Desde o início da década de 80, a adaptação entre os componentes protéticos e os implantes tem sido alvo de muitos trabalhos. Em seu estudo clássico, Adell et al., em 1981 demonstraram a previsibilidade dos tratamentos através de implantes osseointegrados. Eles definem a osseointegração como uma conexão firme e direta entre o osso e implante. Para eles, a osseointegração era atingida através de um protocolo cirúrgico cuidadoso de instalação dos implantes. E, ainda, esta osseointegração era mantida se houvesse uma apropriada distribuição de tensões sobre a prótese quando em função. Foram avaliados 371 pacientes edêntulos que receberam próteses totais removíveis implanto-retidas, durante 15 anos. Os resultados desse acompanhamento indicaram um índice de sucesso de 91% para os implantes instalados na mandíbula e 81% para os implantes instalados na maxila. Em relação às próteses, 89% das instaladas na maxila estavam estáveis no final da avaliação, enquanto todas as próteses instaladas na mandíbula permaneceram adequadas. O grau de perda óssea marginal foi de 1,5 mm no primeiro ano de sua instalação, diminuindo para 0,1 mm a cada ano. Os autores concluíram que o tratamento obteve sucesso e uma alta previsibilidade na reabilitação de pacientes totalmente edêntulos.

Em 1983, Skalak relata que, em próteses fixas sobre múltiplos implantes, a transmissão de cargas irá depender do número, disposição e rigidez dos implantes e da estrutura metálica. Uma estrutura rígida promove a

distribuição das tensões evitando concentração de cargas. No entanto, qualquer falha de adaptação resultará em estresse na estrutura metálica, nos pilares intermediários, nos implantes ou no tecido ósseo. Como o titânio é mais rígido que o osso, as falhas por tensões inadequadas podem atingir primariamente a osseointegração.

A adaptação passiva de próteses implanto-suportadas foi definida primeiramente por Bränemark, em 1983, estabelecendo a medida de dez micrometros como distância máxima entre a base da estrutura metálica e os pilares intermediários, a fim de possibilitar a maturação e remodelação óssea em resposta às cargas oclusais. No entanto, Jemt, em 1991, definiu o nível de adaptação passiva como aquele que não causasse complicações clínicas ao longo dos anos, sugerindo que uma desadaptação de até 100 micrometros seria clinicamente aceitável.

Johansson e Palmqvist, em 1990, avaliaram complicações ocorridas em 49 próteses fixa implanto-suportadas, num período de 9 anos, utilizando o sistema Nobelpharma. A complicação mais comum encontrada foi fratura dos dentes artificiais ou da supra-estrutura de resina acrílica. As complicações técnicas mais severas encontradas foram a fratura de três parafusos dos pilares e a fratura de uma infra-estrutura. Os autores encontraram taxas de sucesso semelhantes a outros estudos, e concluíram que o critério de seleção de pacientes para implantes determina os índices de complicações, como por exemplo, carga oclusal, bruxismo ou qualidade de suporte ósseo, mas a

importância social do tratamento é um fator maior a ser considerado nesta decisão.

Em 1993, Vigolo e Milltein, compararam a precisão de três técnicas utilizadas para fabricar modelos de trabalho para próteses sobre implantes. Foi confeccionado um modelo de metal com seis implantes e pilares *Standard* (Nobelpharma, Chicago, IL, EUA). Um modelo padrão com os transferentes de impressão foi fabricado com adaptação passiva ao modelo de metal. As moldagens de transferência foram realizadas com poliéter (Impregum, 3M ESPE). Os modelos foram divididos em três grupos com quinze amostras cada: grupo A – modelos sólidos; grupo B – Sistema Pindex; e grupo C – Sistema Zeiser. Cada modelo foi avaliado visualmente para adaptação com o modelo padrão com transferentes. A precisão de posição dos pilares foi avaliada utilizando um comparador óptico. A análise visual demonstrou que apenas os modelos seccionados com o Sistema Zeiser possibilitaram uma adaptação passiva com o modelo padrão. Os autores concluíram que os modelos obtidos com o Sistema Zeiser tiveram uma distorção significativamente menor do que os modelos sólidos e os do Sistema Pindex.

Segundo McCartney e Doud, em 1993, uma das principais causas de desadaptação de prótese sobre implantes é a grande contração das ligas decorrente do processo de fundição, especialmente quando a estrutura é produzida em monobloco, de maneira que, em muitos casos, faz-se necessário o seccionamento e a posterior soldagem da peça, a fim de se obter passividade adequada.

A necessidade de se obter próteses passivamente adaptadas foi confirmada, em 1994, por Waskewickz, Ostrowski e Parks, através de uma análise fotoelástica. Os autores compararam os padrões de estresses gerados ao redor de implantes ao parafusar uma infra-estrutura adaptada e não adaptada. Um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula construído com 5 implantes Nobelpharma (3,75 mm x 10 mm) e com intermediários convencionais de 4 mm da mesma marca comercial. Sobre esses pilares, foram posicionados cilindros de ouro que, após o torque de 10 Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável para confecção da supra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada uma desadaptação da peça, sem um contato íntimo entre cilindros de ouro e intermediários. Em seguida, ela foi analisada fotoelasticamente, sendo parafusada com um torque de 10 Ncm em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos. Após todas as análises, a supra-estrutura foi seccionada e soldada, obtendo-se adaptação passiva. O aperto da supra-estrutura sem adaptação passiva produziu uma concentração de estresses ao redor dos implantes. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve a produção de estresses nos implantes. A produção dos estresses na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas três seqüências de aperto testadas, sendo que os implantes 1 e 5 (extremos), mostraram maior concentração das forças, principalmente no terço médio dos implantes. Com isso, os autores sugeriram que, devido à presença de força estática, quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada, é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para obter passividade.

Como relatado por Aparício, em 1994, a passividade entre a estrutura metálica e os implantes é muito importante para a manutenção da osseointegração. Isso acontece, pois como nos implantes não existe ligamento periodontal, também não há micromovimentações, tornando-os incapazes de se adequarem aos desajustes protéticos, o que pode gerar estresses na interface osso-implante pela distribuição inadequada das cargas mastigatórias. A chamada adaptação passiva é caracterizada pela existência de contato circunferencial simultâneo de toda a superfície de assentamento da prótese com os pilares de suporte. Esta passividade pode ser avaliada com base em três parâmetros clínicos: ausência da sensação de tensão ou dor durante a instalação da estrutura sobre os implantes; aperto final de todos os parafusos protéticos realizando não mais do que 1/3 de volta; controle visual com auxílio de lupa para as imagens supragengivais e radiográficas do ajuste da estrutura a cada um dos pilares com apenas um dos parafusos distais apertados.

Em outro trabalho, em 1994, a importância da adaptação passiva em próteses implanto-suportadas foi ressaltada por Carlsson. Segundo o autor, uma prótese com adaptação passiva pode ser parafusada sem causar tensão ou estresse, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafusos gera deformação da prótese e/ou do osso. O estresse e a tensão podem afetar significativamente a longevidade dos componentes. Segundo o autor, existem duas formas de mensurar o grau de desadaptação de um sistema: medindo as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão da desadaptação através da microscopia eletrônica de varredura.

Segundo Aparício, em 1995, é também de extrema importância que as próteses provisórias apresentem adaptação passiva aos implantes. Isto, porque, no período inicial de carregamento protético, o osso de suporte encontra-se imaturo e incapaz de suportar cargas excessivas, de modo que desajustes podem vir a comprometer a osseointegração. Assim, as próteses provisórias têm a função de esplintagem e carregamento progressivo dos implantes, evitando concentração e descontrole das cargas geradas.

Em outro estudo, em 1995, Isa e Hobkirk, avaliaram, *in vitro*, os efeitos causados pelo aperto dos parafusos de ouro em uma prótese de 5 elementos, assim como em próteses com diferentes graus de desajustes. Os resultados mostraram que o aperto de cada parafuso de ouro produziu altas forças compressivas, mesmo quando se apresentavam adaptadas, sendo que estas forças não eram igualmente distribuídas nem consistentes. Quando foram criados diferentes graus de desajustes na interface intermediário/cilindro de ouro, observou que forças de tensão eram produzidas mesmo em desajustes tão pequenos quanto 10  $\mu\text{m}$ .

Em 1995, Millington e Leung analisaram a possível relação entre o estresse gerado na superfície da infra-estrutura e o grau de desadaptação da peça protética, já que existia a possibilidade de desadaptação da peça protética ser uma das causas de falha do tratamento. Utilizando réplicas de implantes Brånemark e pilares *Standard* (Nobelpharma), foi confeccionada uma infra-estrutura metálica sobre quatro implantes, em linha reta, com secção de 5 mm x 3,75 mm, pesando 18g, com liga de ouro tipo IV. Utilizando cunhas

metálicas, foram criadas discrepâncias entre 6  $\mu\text{m}$  e 104  $\mu\text{m}$  entre a infraestrutura e os pilares transmucosos. A análise fotoelástica mostrou que estresses foram induzidos com desajustes de 6  $\mu\text{m}$ , sendo concentrados ao redor dos implantes centrais, independente do local onde a discrepância foi criada. Os autores observaram ainda que os estresses foram maiores, quando o desajuste estava presente no implante central, sendo que o maior estresse registrado foi na ordem de 144 MPa.

Jemt, em 1996, avaliou a precisão dos ajustes de próteses implanto-suportadas sobre o modelo mestre e *in vivo*, diretamente sobre os implantes, através de técnica fotogramétrica tri-dimensional. Foram avaliadas 7 próteses maxilares e 10 mandibulares, cada uma composta por 5 a 7 implantes. As médias de desajustes foram 37  $\mu\text{m}$  e 75  $\mu\text{m}$  sobre os modelos mestres, e de 90  $\mu\text{m}$  e 111  $\mu\text{m}$  intraoralmente, para mandíbula e maxila, respectivamente. Os resultados mostraram que freqüentemente próteses com níveis consideráveis de desajustes são clinicamente consideradas aceitáveis e acabam sendo instaladas no paciente. Mostraram ainda que não houve uma adaptação passiva absoluta em nenhum dos implantes.

Zoidis et al., em 1996, investigaram a eficácia de três procedimentos de união na adaptação de barras sobre seus pilares. Trinta barras foram enceradas em um modelo mestre com dois análogos de pilares, e fundidas em liga de ouro tipo IV. As barras foram seccionadas e divididas em três grupos de 10 barras de acordo com o procedimento de união que foi utilizado. No grupo 1 as barras foram unidas através da soldagem convencional; no grupo 2 as

barras foram unidas através da soldagem elétrica, e no grupo 3 as barras foram unidas com o procedimento de sobrefundição. A precisão de adaptação de cada grupo de barras foi medida na interface do cilindro de ouro e o pilar, em microns utilizando um estereomicroscópio. Após as medições, os autores concluíram que o procedimento de sobrefundição resultou em uma melhor adaptação comparado com a soldagem convencional e a elétrica.

Cheshire e Hobkirk, em 1996, avaliaram, *in vivo*, a adaptação de cinco infra-estruturas mandibulares, fabricadas em implantes Nobel Biocare, utilizando um material de impressão polivinil siloxano para registro das discrepâncias. Após seccionar as impressões, as discrepâncias verticais e horizontais foram analisadas em quatro regiões utilizando um microscópio mensurador. As discrepâncias obtidas foram medidas quando os parafusos de ouro foram apertados com torque manual e quando foram apertados com um torquímetro com o valor recomendado de 10 Ncm. As discrepâncias verticais para os pilares apertados manualmente variaram de 0  $\mu\text{m}$  a 63  $\mu\text{m}$  com uma média de 14  $\mu\text{m}$ . No grupo com torquímetro, as discrepâncias verticais variaram de 0  $\mu\text{m}$  a 130  $\mu\text{m}$ , com uma média de 21  $\mu\text{m}$ . As discrepâncias horizontais para os pilares apertados manualmente tiveram uma média de 46  $\mu\text{m}$ , variando de 0  $\mu\text{m}$  a 113  $\mu\text{m}$ , comparados com grupo que foi usado o torquímetro, uma média de 31  $\mu\text{m}$ , variando de 0  $\mu\text{m}$  a 140  $\mu\text{m}$ . Uma adaptação precisa foi raramente encontrada. Por isso, os autores concluíram que discrepâncias consideráveis existem ao redor das infra-estruturas que foram consideradas, clinicamente, com uma adaptação aceitável. Concluíram,

também, que a discrepância vertical é reduzida através do aperto manual dos parafusos de ouro.

Jemt e Book, em 1996, realizaram um estudo, *in vivo*, para relacionar estatisticamente a desadaptação de próteses sobre implantes e a mudança no nível ósseo marginal em implantes instalados em maxila edêntula. Dois grupos, cada um com sete pacientes, foram acompanhados durante prospectivamente durante um ano, e retrospectivamente nos últimos 4 anos de 5 anos após o segundo estágio cirúrgico. Mensurações da desadaptação das próteses foram realizadas através de uma técnica de fotogrametria tri-dimensional, e os níveis de osso marginal foram medidos com radiografias intra-orais padronizadas. Os resultados mostraram que nenhuma das próteses apresentou uma adaptação passiva total com os implantes. As médias de desadaptação foi de 111 e 91  $\mu\text{m}$  para os grupos de 1 ano e de 5 anos respectivamente. A perda óssea marginal correspondente foi de 0,5 mm e 0,2 mm para os dois grupos. Nenhuma correlação estatística entre a mudança do nível ósseo marginal e diferentes graus de desadaptação foram observados nos dois grupos. O estudo indicou que existe uma tolerância biológica para a desadaptação. Os níveis de desadaptação relatados neste estudo foram clinicamente aceitáveis em consideração à perda óssea marginal.

Michaels, Carr e Larsen, em 1997 avaliaram a interface implante-osso em tibia de coelhos. Para isso, utilizaram nove coelhos brancos Nova Zelândia, fêmeas com um ano de idade e instalaram dois implantes (3,8 mm x 8 mm, Steri-Oss) em cada tibia. Após seis semanas de cicatrização, um coelho foi sacrificado para ser usado como controle, e os oito restantes receberam nos

implantes infra-estruturas protéticas. Cada coelho recebeu uma infra-estrutura com adaptação passiva, e outra com uma fenda provocada de 400  $\mu\text{m}$ . Após 12 semanas da instalação da infra-estrutura, os animais foram sacrificados. Os implantes foram analisados clinicamente, radiograficamente e histomorfometricamente com microscópio eletrônico de varredura. Nenhuma diferença significativa na porcentagem de área de osseointegração foi encontrada entre os implantes com infra-estruturas adaptadas e os implantes com desadaptação, e também em relação aos implantes controle. Os autores sugerem que estudos com infra-estruturas desadaptadas devem ser realizados em outro modelo animal, como por exemplo, em um animal primata, intraoralmente, para determinar a relação entre o desempenho clínico e achados histológicos.

May et al., em 1997, utilizaram o instrumento Periotest para avaliar as interfaces entre o pilar protético e o implante, e entre o pilar e o cilindro de ouro, sob condições estabelecidas. A hipótese testada é se valores mais negativos do Periotest podem indicar uma precisão de adaptação, e valores mais positivos podem correlacionar com adaptações imprecisas. Para isso, utilizaram duas costelas bovinas como modelo para simulação. Foram instalados três implantes Brånemark em curvatura, separados aproximadamente de 7 a 10 mm entre eles. Uma série de condições foram criadas como adaptações precisas e imprecisas, com desadaptações de 25,4  $\mu\text{m}$ , 50,8  $\mu\text{m}$  e 101,6  $\mu\text{m}$ . As médias dos valores do Periotest para os pilares e cilindros de ouro com adaptação precisa foram de - 6,0  $\mu\text{m}$  e - 3,4  $\mu\text{m}$ , respectivamente. A desadaptação na interface implante-pilar resultou em

valores mais negativos do Periotest na medida em que aumentava a fenda. Entretanto, as mesmas magnitudes de desadaptação na interface pilar-cilindro de ouro produziu valores mais positivos de Periotest. Os resultados sugeriram que uma desadaptação na interface pilar-implante não afeta a estabilidade. Entretanto, uma desadaptação na interface pilar-cilindro de ouro pode produzir significativa instabilidade com o aumento do grau de desadaptação.

Em 1997, Riedy, Lang e Lang citaram a importância da precisão do assentamento entre a infra-estrutura protética e o pilar protético devido a transferência do stress, biomecânica do sistema de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos hospedeiros na interface biológica. Para tanto avaliaram, *in vitro*, a precisão do assentamento de infra-estruturas sobre implantes utilizando a técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (monobloco) e o processo de fabricação de titânio usinado e soldado a laser (sistema Procera). Para medir a precisão de adaptação passiva das infra-estruturas com os pilares protéticos, foi utilizada a videografia laser, sendo a média da interface do eixo z no ponto central o critério utilizado. Os autores concluíram que as infra-estruturas soldadas a laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco. As infra-estruturas de titânio soldadas a laser mostraram fendas menores de 25  $\mu\text{m}$  na interface entre os pilares e cilindro protético.

Vigolo, Majzoub e Cordioli, em 2000, realizaram um estudo para avaliar as mudanças na interface do implante e de pilares UCLA de ouro, após a fundição e a queima da porcelana, em restaurações unitárias. Para isso,

foram utilizados 30 pilares UCLA de ouro da 3i. Foram medidas a profundidade e a largura da porção hexagonal dos pilares, o diâmetro mais apical dos pilares e a liberdade rotacional. As medidas foram realizadas antes do procedimento de fundição (tempo 0), após a fundição com liga nobre (tempo 1) e após a aplicação da porcelana (tempo 2) para detectar alguma eventual mudança de adaptação dos pilares sobre a plataforma do implante. Nenhuma diferença significativa relativa à todos os parâmetros estudados foi observada entre os tempos 0, 1 e 2. Com os resultados deste trabalho, os autores sugerem que, se os passos laboratoriais forem conduzidos com atenção, não ocorrerão mudanças na interface do implante e de pilares UCLA de ouro.

Taylor e Agar, em 2000, realizaram uma revisão de literatura, destacando os principais aspectos para a evolução das reabilitações protéticas sobre implantes, discutindo desde a descoberta da osseointegração até o desenho dos implantes e pilares protéticos. Especificamente sobre adaptação passiva em próteses sobre implantes, os autores relatam a importância de todas as fases de confecção das próteses, na diminuição dos desajustes da estrutura protética. Assim, vários autores vêm pesquisando formas de melhorar a passividade, ou minimizar os erros durante o processo de fabricação. Isto abrange, também, a idealização de técnicas de moldagem e transferência mais precisas, uso de novos materiais e técnicas de fundição, tecnologia CAD/CAM e técnicas para correção das distorções. Para eles, ainda, é muito importante o desenvolvimento de técnicas para quantificar os possíveis desajustes protéticos, e entender melhor sobre como estas distorções podem realmente afetar a longevidade do sistema implante-suportado.

Romero et al., em 2000, avaliaram três técnicas de fundição para correção da adaptação passiva entre a infra-estrutura metálica e os pilares protéticos. Para isso, 30 barras foram fabricadas, com liga de ouro tipo IV, em um modelo mestre composto por 2 pilares sobre implantes (6 mm, Steri-Oss), com uma distância de 18 mm entre eles. As medições iniciais foram realizadas na interface pilar-cilindro de ouro da esquerda utilizando um microscópio mensurador. Apenas o parafuso do pilar direito foi apertado com um torque de 15 Ncm, utilizando um parafuso novo para cada barra e deixando o pilar da esquerda sem parafuso. Três medições foram realizadas na fenda do pilar esquerdo em cada espécime. Após as medições iniciais, os espécimes foram divididos em três grupos. Dez barras foram seccionadas, unidas e fundidas com a mesma liga (grupo 1). Dez barras foram seccionadas, unidas, e corrigidas através de soldagem (grupo 2). As outras 10 barras foram submetidas a dois ciclos em uma máquina de descargas elétricas (grupo 3). As medições após as correções foram coletadas nos três grupos, nos mesmos locais das medições iniciais. A média das fendas iniciais foram de 192  $\mu\text{m}$  para o grupo 1, 190  $\mu\text{m}$  para o grupo 2 e 198  $\mu\text{m}$  para o grupo 3. Após as correções, foi encontrado uma diferença significativa nos valores médios das fendas entre o grupo 1 (15  $\mu\text{m}$ ) e o grupo 2 (72  $\mu\text{m}$ ), como também entre o grupo 2 e o grupo 3 (7,5  $\mu\text{m}$ ). Não houve diferença entre o grupo 1 e o grupo 3. Os autores concluíram que o grupo da máquina de descargas elétricas resultou no menor valor médio da fenda, se adequando ao critério de adaptação passiva (menor que 10  $\mu\text{m}$ ) descrita na literatura.

Em 2001, Dinato et al., relataram que os apertos dos parafusos podem mascarar falhas na adaptação entre a infra-estrutura e o intermediário, podendo acarretar complicações futuras como fratura de parafusos e perda óssea periimplantar. Para estes autores, a passividade pode ser aumentada aumentando o número de implantes e a extensão de elementos suspensos, sendo que a distribuição de forças não é homogênea.

Em uma revisão de literatura realizada por Sahin e Çehreli, em 2001, foram analisados a significância clínica da adaptação passiva e os fatores que afetam a adaptação final de infra-estruturas sobre implantes. A adaptação passiva é considerada o pré-requisito mais significativa para a manutenção da interface osso-implante. Para se conseguir uma adaptação passiva, a infra-estrutura deve, teoricamente, induzir uma deformação zero nos pilares e no osso ao redor do implante, quando não houver cargas externas. Entretanto, de acordo com as tendências científicas atuais e com a eficácia da tecnologia contemporânea usada para a fabricação das infra-estruturas, foi concluído que uma adaptação passiva absoluta não pode ser obtida. Complicações protéticas como afrouxamento ou fratura do parafuso protético, fratura do parafuso do pilar, fraturas das infra-estruturas ou do revestimento cerâmico tem sido documentado e foram atribuídos a uma pobre adaptação da infra-estrutura. Porém, não há nenhum estudo clínico longitudinal que relata fracassos em próteses sobre implantes especificamente atribuídas à desadaptação das infra-estruturas. Em virtude disto, duas questões devem ser discutidas: Qual o nível de desadaptação é clinicamente relevante e quais os problemas podem ocorrer; e, assumindo que a adaptação passiva tem extrema importância, como

medi-la em situações cínicas? Em um dos artigos revisados, foi observado, em 236 pacientes com próteses com a presença de desadaptação, durante 5 anos, que não havia sinal de perda óssea na crista marginal e que a resposta biológica para níveis de desadaptação entre 38  $\mu\text{m}$  e 345  $\mu\text{m}$  foi similar. Os autores concluíram que, como já foi relatado, uma adaptação passiva absoluta não foi encontrada nas últimas três décadas. Não há nenhum consenso e sim várias sugestões a respeito do nível de desadaptação aceitável. Mesmo muito descrito na literatura como um fator chave para a manutenção da osseointegração e sucesso dos implantes, há uma tendência na literatura contrária a esta relevância da adaptação passiva. E, também, que os materiais e técnicas usadas para a fabricação das infra-estruturas não são dimensionalmente precisos e requerem mais pesquisas e desenvolvimento.

Al-Turki et al., em 2002, investigaram o grau de desadaptação aceitável em próteses implanto-suportadas através da instabilidade dos parafusos protéticos. Foram introduzidos dois níveis de discrepância vertical (100 e 175  $\mu\text{m}$ ) no pilar distal de uma prótese total implanto-suportada, confeccionada em uma mandíbula artificial de resina acrílica com cinco implantes, simulando a região interforames. Como controle, eles utilizaram uma prótese total implanto-suportada sem nenhuma discrepância vertical. Cargas cíclicas verticais foram transferidas para a prótese em um dos extremos livres, perto do pilar distal, por 48 horas para cada teste. Um total de 7 grupos de parafusos novos foram testados em cada nível de desajuste. Foi analisada a diminuição do torque de acordo com o nível de discrepância. Os resultados revelaram instabilidade significativa dos parafusos protéticos em ambos os

níveis de desajuste (100 e 175  $\mu\text{m}$ ). Com isso, os autores concluíram que discrepâncias verticais de 100 e 175  $\mu\text{m}$  introduzidas entre a prótese total implanto-suportada e o pilar distal resultaram em instabilidade do parafuso protético.

Rubo et al., em 2002, avaliaram a adaptação marginal de cilindros fundidos em liga de cobalto-cromo a partir de cilindros calcináveis, comparada com a adaptação de cilindros pré-fabricados em prata-paládio. Foi utilizada uma base octogonal de aço inoxidável medindo 16 mm de altura e 10 mm de largura, para prender uma réplica de implante (Conexão Sistema de Próteses Ltda., São Paulo, Brasil). Um pilar Standard (Conexão Sistema de Próteses Ltda., São Paulo, Brasil) medindo 4 mm de altura foi fixado à réplica utilizando um torque de 20 Ncm. Sobre o pilar, 5 cilindros de prata-paládio e 5 cilindros de cobalto-cromo fundidos foram fixados por meio de parafusos de titânio com um torque de 10 Ncm. Cada cilindro foi analisado três vezes em oito diferentes locais determinados pelas faces octogonais do dispositivo de suporte. Após as mediadas iniciais, os cilindros foram soltos e novamente parafusados com 10 Ncm. Todo o processo foi repetido uma terceira vez, perfazendo 24 leituras de interfaces em cada conjunto pilar-cilindro. A análise da interface pilar-cilindro foi feita em um microscópio óptico sob magnificação de 150X, com uma luz de fundo verde. Todos os cilindros de prata-paládio e de cobalto-cromo apresentaram adaptação ao pilar *Standard*, portanto, os autores concluíram que todos os cilindros estudados apresentaram a mesma característica em relação à adaptação.

Kunavisarut et al., em 2002, utilizaram a análise de elementos finitos para investigar o efeito de próteses desadaptadas, com ou sem *cantilever*, com várias forças oclusais, na distribuição de tensões nas próteses, nos componentes protéticos e no osso circundante. Dois modelos tridimensionais de elemento finito foram construídos: 1 – dois implantes com uma prótese fixa unida de dois elementos; e 2 – dois implantes com uma prótese fixa unida de três elementos sendo um deles em *cantilever* para distal. Variações do padrão do modelo de elemento finito foram feitas através da criação de uma fenda de 111  $\mu\text{m}$  entre o cilindro de ouro e o implante mesial ou o distal. O efeito de uma carga de 100 N foi testado em todos os modelos. Subsequentemente, cargas de 50 N, 200 N e 300 N foram avaliadas no modelo com *cantilever*. Quando a fenda foi posicionada perto da aplicação da força, as tensões em ambos os modelos aumentaram significativamente nos componentes protéticos e no osso circundante. O aumento das tensões variou de 8% até 64% no modelo sem *cantilever*, e 43% até 85% para o modelo com *cantilever*. As maiores tensões foram encontradas no parafuso de ouro distal. O efeito do desajuste foi claramente mostrado através do padrão da distribuição das tensões em ambos os modelos. Além disso, a presença de *cantilever* e força oclusal excessiva aumentaram o efeito da desadaptação das próteses. Com isso, os autores concluíram que a desadaptação das próteses sobre implantes influenciam no padrão e na magnitude de distribuição das tensões na prótese, nos componentes protéticos e no osso circundante. E, ainda, a presença de *cantilever* ou força oclusal em excesso aumenta o efeito da falta de adaptação.

Pela dificuldade de se conseguir uma infra-estrutura com adaptação passiva, alguns autores têm sugerido que implantes múltiplos adjacentes sejam restaurados individualmente. Guichet, Yoshinobu e Caputo, em 2002, realizaram uma simulação *in vitro* para examinar o efeito da esplintagem e do contato proximal apertado na passividade de adaptação e as características da transferência de cargas para as restaurações sobre implantes. Para isso, foi confeccionado um modelo fotoelástico de uma mandíbula humana esquerda, parcialmente edêntula, com três implantes 3,75 mm x 10 mm (Nobel Biocare), nas regiões do primeiro e segundo pré-molar e primeiro molar. Para as restaurações não esplintadas, coroas individuais foram fabricadas sobre três pilares de titânio para cimentação. Após a cimentação das coroas, cinco níveis de contato proximais foram criados: aberto, ideal (cunha metálica de 8  $\mu$ m entre os contatos), leve (ideal + 10  $\mu$ m), médio (ideal + 50  $\mu$ m) e intenso (ideal + 90  $\mu$ m). Para as restaurações esplintadas cinco próteses parciais fixas de três elementos foram fabricadas, e cimentadas no modelo. As mudanças da distribuição de forças através da simulação em condições sem e com carga (6,8 kg) foram analisadas com um polariscópio. Nesta simulação, as restaurações individualizadas com um contato proximal intenso, foram associadas com um aumento da tensão de forças entre os implantes. Cargas oclusais tendem a concentrar as forças ao redor do implante específico que foi carregado. As restaurações esplintadas distribuíram as forças com mais equilíbrio entre os implantes quando aplicada uma carga. Com os resultados deste estudo, os autores sugeriram que um contato proximal excessivo entre coroas individuais pode levar a uma situação de tensão, falta de passividade.

Neste trabalho, restaurações esplintadas exibiram uma melhor distribuição de cargas do que restaurações não esplintadas.

Hecker e Eckert, em 2003, realizaram um estudo para avaliar se há ou não alteração na adaptação de próteses implanto-suportada após cargas cíclicas, e determinar a quantidade de alteração entre o cilindro de ouro e o pilar protético. Para isso, em um modelo com cinco implantes (3,75 mm x 10 mm, Nobel Biocare) arranjados em arco, simulando a região interforames, foram confeccionadas quinze infra-estruturas com a técnica convencional de fundição que sofreram três diferentes condições de cargas cíclicas. Cinco infra-estruturas sofreram carga na porção anterior, cinco foram carregadas unilateralmente na região posterior esquerda, e outras cinco sofreram carga nas regiões posteriores bilateralmente utilizando uma máquina de teste hidráulica. Uma carga cíclica de 200 N foi aplicada em cada infra-estrutura em até 200.000 ciclos. Foram feitas medições lineares em micrometros da fenda entre o cilindro de ouro e o pilar protético em quatro pontos de referência pré-determinados. Estas medições foram realizadas antes da aplicação da carga cíclica, após 50.000 ciclos e após 200.000 ciclos. Foi encontrada uma significativa redução das dimensões das fendas em pontos de referência isolados e uma diminuição significativa nas fendas quando a carga foi aplicada na porção anterior da infra-estrutura. Quando a carga foi aplicada unilateral ou bilateralmente na região posterior, não foi encontrada diminuição significativa das fendas. Levando em consideração as limitações deste estudo, os autores concluíram que a adaptação entre a infra-estrutura e os pilares protéticos sofreu alteração quando simuladas cargas funcionais na região anterior da

prótese. Entretanto, quando simuladas cargas funcionais na porção posterior, uni ou bilateralmente, não há alterações na adaptação.

Sartori, et al., em 2004, compararam a adaptação entre o pilar protético e as infra-estruturas em titânio e em liga de ouro, fundidas em monobloco, antes e após eletroerosão. Utilizando um modelo definitivo que recebeu dois implantes nas regiões correspondentes ao segundo pré-molar e ao segundo molar, uma matriz metálica foi fabricada com dois orifícios na mesma posição das réplicas do modelo definitivo. Dois implantes (Master Screw; Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, Brasil) com 10 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro foram colados com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder; Loctite Brasil Ltda., Itapevi, Brasil). Um pilar cônico (Conexão Sistema de Próteses Ltda., São Paulo, Brasil) com 3 mm de altura foi instalado em cada implantes com um torque de 20 Ncm. Foram confeccionadas cinco próteses parciais fixas de 3 elementos em liga de ouro e outras cinco similares com titânio comercialmente puro. A adaptação entre as próteses e os pilares foi avaliada com o auxílio de um microscópio óptico, antes e após o procedimento de eletroerosão. As leituras foram feitas com os dois parafusos apertados (10 Ncm de torque), e com apenas um lado apertado, para avaliar a passividade de adaptação das próteses. Antes do procedimento de eletroerosão, as fendas na interface pilar-cilindro, foram significativamente menores no grupo de liga áurea quando os dois parafusos foram apertados ( $Au = 12.6 \pm 3.0 \mu m$ , comparados com  $Ti = 30.1 \pm 6.4 \mu m$ ). Quando foi apertado apenas um parafuso, e o lado oposto analisado, não houve diferença significativa entre os grupos de liga áurea e titânio ( $Au = 69.2 \pm 24.9 \mu m$  e  $Ti =$

94.2 ± 39.6 µm). O procedimento de eletroerosão diminuiu significativamente as fendas da interface nos dois grupos, em todas as condições. A comparação entre os grupos após a eletroerosão não apresentou diferença significativa quando o lado oposto ao do parafuso apertado foi analisado. Entretanto o grupo de liga áurea apresentou melhor adaptação quando o lado apertado foi analisado (Au = 12.8 ± 1.4 µm; Ti = 29.6 ± 4.4 µm), e quando ambos os parafusos foram apertados (5.4 ± 2.3 µm para liga áurea; 16.1 ± 5.5 µm para titânio). Com isso, os autores concluíram que, infra-estruturas de titânio, apesar de demonstrar uma fenda maior entre a o pilar o cilindro protético comparados às obtidas com liga áurea, obtiveram um aumento da adaptação após o procedimento de eletroerosão.

Outro trabalho, desenvolvido por Eisenmann et al., em 2004, determinou se a adaptação passiva das infra-estruturas de próteses sobre implantes pode ser melhorada com tratamento de eletroerosão. Utilizaram um modelo inicial de resina transparente, com 5 implantes do Sistema Bränemark com arranjo similar à região interforames. Os pilares foram parafusados com um torque de 20 Ncm. Uma moldagem de transferência foi feita utilizando a técnica padrão descrita por Bränemark. Um modelo mestre correspondente, apropriado para confecção das infra-estruturas com eletroerosão foi produzido. A partir deste modelo mestre, foram confeccionadas 12 infra-estruturas produzidas convencionalmente em monobloco. Destas 12 infra-estruturas, 6 eram de liga de ouro (Stabilor G) e as outras 6 foram confeccionadas com titânio puro (Biotan). Estas infra-estruturas foram, depois, refinadas utilizando o sistema de eletroerosão (SAE Dental). Para mensurar a precisão de adaptação

das infra-estruturas, elas foram medidas antes e após o tratamento com eletroerosão, utilizando dois métodos diferentes de análise: microscopia eletrônica de varredura para medir as fendas e a análise do estresse fotoelástico. Os resultados de ambas as técnicas de medições demonstraram aumento na adaptação ou na passividade para todas as infra-estruturas após a eletroerosão. Este aumento foi estatisticamente significativo para as infra-estruturas de titânio. Por tudo isso, os autores recomendam o uso da técnica da eletroerosão na clínica, para minimizar estresse adicional na interface da prótese, do pilar protético e do implante.

Um outro trabalho, *in vitro*, Cardoso, em 2005, comparou a adaptação entre pilar com cilindros pré-fabricados e calcináveis antes e depois da fundição em liga de níquel-cromo-titânio, simulando uma barra para overdenture inferior. Foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura para a avaliação da fenda horizontal e vertical. Foram utilizados 40 cilindros divididos em quatro grupos: cilindro pré-fabricado; cilindro pré-fabricado com soldagem a laser; cilindro calcinável; cilindro calcinável com soldagem a laser. Houve diferença estatística apenas nas medições verticais dos cilindros calcináveis após a fundição e solda.

A adaptação passiva de uma infra-estrutura sobre implantes é afetada por uma série de variáveis. Para identificar com mais precisão estas variáveis, Karl et al., em 2005, realizaram um estudo para quantificar o grau de deformação obtido em diferentes próteses parciais fixas, todas na condição de infra-estrutura e após a aplicação de porcelana. Cinco diferentes tipos de

próteses parciais fixas de três elementos foram confeccionadas: cimentada/moldagem fechada, cimentada/moldagem aberta, parafusada/cilindro de plástico fundido, parafusada/fundida com cilindro de ouro e parafusada/unida com cilindro de ouro. Em cada grupo foram confeccionadas dez amostras, que foram investigadas antes e após do revestimento cerâmico. Dois implantes ITI foram colocados em um modelo de medição, de resina epóxi, com propriedades mecânicas similares ao trabeculado ósseo, simulando uma condição real de paciente. Extensômetros foram instalados no modelo mesial e distalmente aos implantes. As deformações ou tensões foram medidas no momento da cimentação (próteses cimentadas) e do aperto dos parafusos (próteses parafusadas). Em todas as próteses parciais fixas houve quantidades mensuráveis de deformação. Nem a técnica de impressão nem os modelos de fabricação para as próteses parciais fixas retidas por parafuso tiveram influência significativa no desenvolvimento da deformação. O revestimento cerâmico causou um aumento das deformações. Além disso, a cimentação parece ser capaz de compensar as imprecisões de fabricação melhor que a retenção do parafuso. As deformações mais baixas foram encontradas em próteses parciais fixas ligados a cilindros de ouro no modelo de medição para as infra-estruturas metálicas e revestidas com porcelana. Os autores concluíram que os procedimentos convencionais são incapazes de produzir infra-estruturas com adaptação passiva absoluta, e que a técnica de unir infra-estruturas a componentes pré-fabricados na cavidade oral parece compensar diversas falhas da fabricação das infra-estruturas.

Chang et al., em 2005, compararam a precisão de adaptação de infra-estruturas sobre implantes feitas com liga nobre, confeccionadas utilizando uma máquina de fundição com vácuo de argônio, e outra utilizando a fundição convencional por centrifugação. Para isso, embutiram três implantes 3I Osseotite, 4 mm x 10 mm, com hexágono externo, em um bloco de resina acrílica. Os implantes foram colocados a uma distância de 7 mm entre si, com o implante do meio deslocado 2 mm de uma linha que une os dois implantes das extremidades. Oito locais de mensuração foram marcados nos três implantes. Vinte infra-estruturas sobre implante foram enceradas com pilares UCLA. Dez dessas infra-estruturas foram fundidas com uma liga de ouro, utilizando um maçarico de oxigênio-propano e um sistema de fundição por centrifugação. As outras dez barras foram fundidas utilizando uma máquina de fundição com vácuo de argônio (KDF, Denken). A técnica do parafuso único foi aplicada com um torque de 10 Ncm, sequencialmente no parafuso mesial e distal. A adaptação da infra-estrutura sobre implante foi avaliada medindo a fenda marginal entre a barra e os implantes nos pontos de referência marcados utilizando um microscópio mensurador. A média das fendas marginais dos locais mais distantes quando apertado o parafuso do pilar 1 ficaram entre 44 e 48  $\mu\text{m}$  para o sistema por centrifugação comparados com 28 a 32  $\mu\text{m}$  do sistema de fundição com vácuo de argônio. Para os parafusos apertados no pilar 3, a média das fendas marginais nos locais mais distantes de medição ficaram entre 40 e 51  $\mu\text{m}$  para o sistema por centrifugação comparado com 27 a 29  $\mu\text{m}$  pelo sistema de fundição com vácuo de argônio. Com isso, os autores concluíram que a máquina de fundição com vácuo de argônio testada resultou

em maior precisão, melhor adaptação entre os implantes e a infra-estrutura protética do que o sistema convencional de fundição por centrifugação.

O trabalho de Simamoto Jr et al., em 2005, avaliou, *in vitro*, o grau de desajuste antes e após o uso do retificador de cilindros calcináveis, em próteses fixas de 3 elementos, anteriormente à etapa de soldagem. Para tanto, a partir de 2 modelos mestres foram obtidos 6 modelos de trabalho e foram fundidos 18 pilares plásticos tipo UCLA em níquel-cromo para restaurações metalo-cerâmicas. Após sua confecção sobre os modelos de trabalho, os corpos de prova, retornaram aos modelos mestres sendo parafusados com torque de 20 Ncm. A leitura do desajuste vertical foi realizada com o microscópio eletrônico de varredura, analisando as faces mesial e distal de cada pilar, totalizando 72 medições. Foi observada diferença estatística significativa após a retificação dos pilares. Houve constatação de que 64% dos pilares apresentam desajuste  $\leq 10 \mu\text{m}$ , sendo observado otimização após retificação com aumento para 94% dos pilares com medidas  $\leq 10 \mu\text{m}$ . Os autores concluíram que a retificação promoveu melhoria significativa na adaptação de pilares fundíveis tipo UCLA.

Longoni et al., em 2006, apresentaram um novo protocolo para a realização de uma barra para *overdentures* com assentamento passivo. O método inclui a redução das tensões causadas pela desadaptação utilizando uma técnica de cimentação intra-oral, seguidas de solda a laser. Para este estudo, utilizaram sete pacientes, que receberam quatro implantes (Defcon TSA S4/S3; Impladent, Barcelona, Espanha) na região interforames mandibular

e/ou na região anterior da maxila, mesialmente a parede anterior dos seios maxilares, totalizando doze barras. A moldagem foi realizada nove dias após a cirurgia. No modelo, foi escolhida a altura dos pilares levando em consideração o acesso a higienização. Em modelo, ainda, foram instalados cilindros de titânio e prepararam com um ângulo de 6° e um ombro de 90°. Para levar os cilindros em boca, foi feito um guia em resina acrílica. Foi confeccionada uma barra em titânio grau 4, com o devido alívio para o agente cimentante. A cimentação foi realizada em boca, e após a presa, a barra foi removida realizaram-se solda a laser entre a barra e os cilindros cimentados a ela. Este procedimento garantiu adaptação passiva e qualidade industrial dos componentes. Nas doze barras realizadas não houve afrouxamento ou fratura de parafuso, e os cilindros de titânio nunca descolaram da barra. O período de avaliação variou de 18 a 24 meses. Até agora, também, não houve falha em nenhum dos implantes e todos os pacientes estão satisfeitos.

Daroz, em 2006, realizou um estudo para 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 se a retificação pode ter influência sobre a confiabilidade do teste do parafuso único utilizado para averiguação de adaptação marginal de peças múltiplas sobre implantes. Para isso, foram confeccionadas 40 infra-estruturas metálicas pela técnica do monobloco, sendo 20 fundidas em titânio comercialmente puro e outras 20 fundidas em liga de cobalto-cromo. Foi utilizada uma matriz metálica simulando a situação de implantes na região interforame, com cinco análogos de pilares Micro-Unit (Conexão) e cilindros

protéticos calcináveis compatíveis. As infra-estruturas confeccionadas em titânio comercialmente puro e em cobalto-cromo foram subdivididas em 2 subgrupos, cada um com dez espécimes, de acordo com a seqüência de retificação impostas: 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, B – fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar seguido do fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros. A avaliação foi realizada com o auxílio de um microscópio mensurador, baseadas na técnica do parafuso único, antes e após de cada etapa da retificação. O autor concluiu 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 cobalto-cromo, a retificação das bordas dos cilindros mostrou efeito adverso sobre a passividade.

Karl et al., em 2006, realizaram um trabalho para quantificar a magnitude de carga óssea em próteses de cinco elementos sobre três implantes parafusadas e cimentadas, utilizando o método de análise de elementos finitos. Baseados em uma situação clínica real com três implantes, quatro grupos de próteses com 10 amostras foram fabricadas: cimentada/moldagem fechada/cilindro plástico fundido; parafusadas/cilindro de plástico fundido, parafusadas/ fundidas com cilindro de ouro e parafusadas/ligado com cilindro de ouro. Foram utilizados extensômetros nos pontos da restauração para as medições *in vivo*. Utilizando os valores obtidos, foi simulado carga óssea em um modelo de análise de elementos

finitos tridimensional de acordo com a tensão equivalente de *von Mises*. As medições *in vivo* variaram de 32  $\mu\text{m}/\text{m}$  até 458  $\mu\text{m}/\text{m}$  em diferentes locais. A análise de elementos finitos revelou tensões entre 5 e 30 MPa na região cortical, enquanto no osso trabecular os valores variaram de 2 até 5 MPa. Tensões de magnitude similares foram encontradas com uma carga de 200 N axial ao implante. Na hipótese de, uma carga axial de 200 N em um implante isolado, estar dentro dos padrões da habilidade de adaptação óssea, sugere-se que, somente as tensões resultadas pela fixação das infra-estruturas não constitui um risco. Com tudo isso, os autores concluíram que, o nível de adaptação que podemos obter na fabricação das infra-estruturas é adequado para produzir restaurações que não causam danos ósseos.

Bondan, em 2007, realizou um estudo para avaliar a precisão de adaptação entre componentes UCLA e implante de um mesmo sistema (Neodent). A análise foi feita através da avaliação da fenda vertical e da discrepância horizontal da interface implante-UCLA por microscopia eletrônica de varredura. Foram avaliados sobre o implante Neodent : UCLAS calcináveis acrílicos com e sem sistema anti-rotacional, após a fundição e retificação, componentes de base pré-usinada de Tilitite, componentes UCLA Nobre, componentes UCLA Titânio, componentes Munhões personalizados (todos Neodent S.A.). Os resultados demonstraram que os componentes de base pré-usinada possuíram um padrão de adaptação superior aos componentes calcináveis, e também, que a retificação interna resultou em uma melhora parcial na adaptação destes componentes.

Coelho et al., em 2007, realizaram um estudo com o objetivo de desenvolver uma técnica para avaliar a adaptação pilar-implante, em toda a área de assentamento, em um sistema de implantes com hexágono externo. Foram utilizados seis implantes de 3,75 mm de diâmetro (Conexão Sistema de Próteses Ltda., São Paulo, Brasil) e seus respectivos pilares foram parafusados com um torque de 20 Ncm. Os implantes foram posicionados em um molde plástico, mantendo o longo eixo axial, e resina epóxi foi vertida. Após 18 horas, as amostras montadas foram removidas do molde plástico. Cada implante sofreu um desgaste em espessura paralelamente ao longo eixo axial, em seis diferentes intervalos de distância. As fendas entre pilar-implante foram registradas ao longo da região pilar-implante em cada seção. Todos os implantes apresentaram comunicação entre as regiões internas e externas através das fendas e de um alinhamento pilar-implante impreciso. Não houve diferença estatística entre as médias das distâncias das fendas entre os implantes. Foi demonstrado, também, valores de fendas inferiores a 10  $\mu\text{m}$  de 0  $\mu\text{m}$  até uma distância de aproximadamente 250  $\mu\text{m}$  da região de engrenagem entre pilar-implante. Segundo os autores, esta técnica descrita forneceu um cenário amplo em relação à adaptação entre pilares e implantes, comparados com trabalhos anteriores, e pode ser considerado para entendermos melhor os aspectos mecânicos ou efeitos biológicos da adaptação pilar-implante no tecido periimplantar.

**PROPOSIÇÃO**

---

---

### 3. PROPOSIÇÃO

Frente à importância da adaptação passiva em próteses múltiplas implanto-suportadas, esse trabalho teve como objetivo avaliar o desajuste marginal vertical de infra-estruturas de cobalto-cromo sobre dois implantes (Conexão, São Paulo, Brasil), simulando as dimensões de uma prótese parcial fixa de três elementos, em função do tipo de cilindro e de tratamento laboratorial: cilindro pré-usinado com cinta de cromo-cobalto (Conexão, São Paulo, Brasil) – controle; cilindro calcinável de plástico (Conexão, São Paulo, Brasil); e cilindro calcinável de plástico (Conexão, São Paulo, Brasil) com retificação da sua base interna pós-fundição.

**MATERIAIS E MÉTODO**

---

## 4. MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 Materiais:

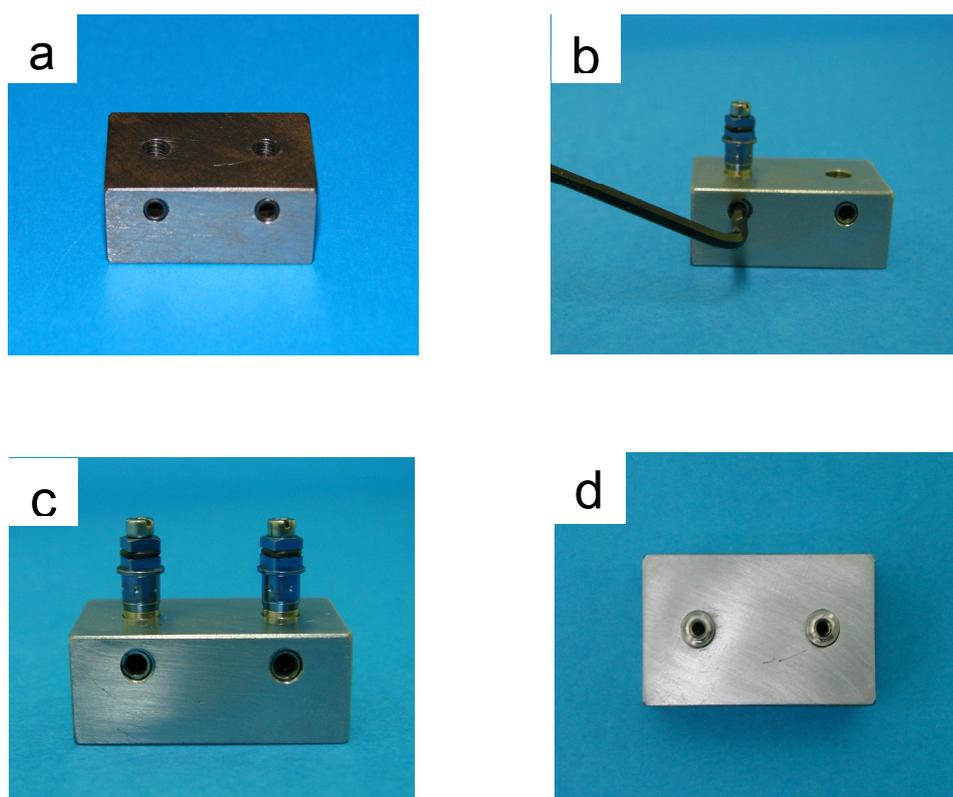
Para a realização desta pesquisa foram utilizados os seguintes componentes:

- 2 (dois) implantes de titânio puro tipo parafuso de superfície lisa Master Screw (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), hexágono externo, 3,75 mm de diâmetro, plataforma 4.1 mm e comprimento de 10 mm.
- 2 (dois) pilares intermediários Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) para implante de plataforma regular, hexágono externo.
- 10 (dez) cilindros calcináveis para pilar Micro-Unit plataforma regular (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).
- 10 (dez) cilindros pré-usinados em Cobalto-Cromo para pilar Micro-Unit plataforma regular (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).
- 30 (trinta) parafusos hexagonais de titânio para cilindros Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).
- 1 (um) retificador interno para cilindros do pilar Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).
- 1 (um) torquímetro protético (Conexão Sistemas de Prótese Ltda)

## 4.2 Métodos:

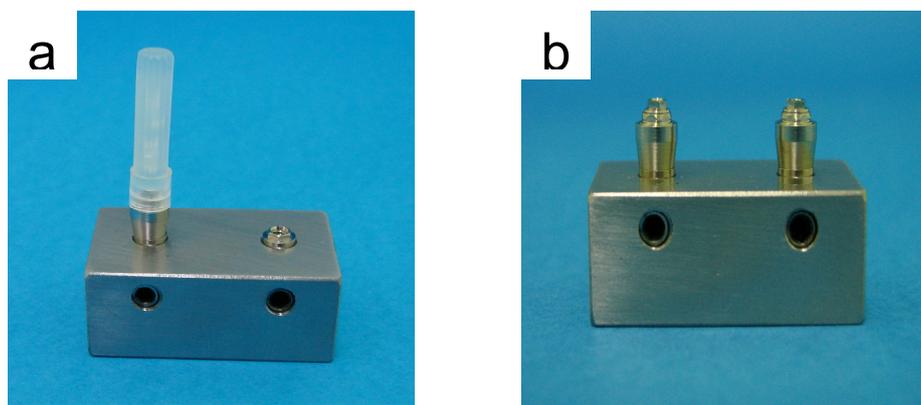
### Confecção do modelo mestre:

Foi confeccionada uma matriz metálica de aço, com dimensões de 30 mm x 18 mm x 12 mm, com dois orifícios na parte superior para colocação dos implantes. Para fixação dos implantes, foram colocados dois parafusos transversais sextavados (Fig. 1a). Foram colocados dois implantes de 4,0 mm x 10 mm (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), de hexágono externo, distantes 18 mm do centro a centro de cada implante, e, em seguida, os parafusos transversais foram apertados com um torque manual (Fig. 1b, 1c e 1d).



**Figura 1.** Matriz metálica com dois orifícios para os implantes e os parafusos transversais de fixação (a), implante instalado com aperto do parafuso sextavado (b), vista frontal dos implantes instalados (c) e vista superior dos implantes instalados (d).

Após a colocação dos implantes, foram instalados dois pilares Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) de 4 mm de altura, com um torque de 20 Ncm em cada um, como recomendado pelo fabricante (Fig. 2a e 2b).



**Figura 2.** Instalação do pilar Micro-Unit (a) e vista frontal dos pilares Micro-Unit instalados (b).

#### 4.2.2 Confeção das infra-estruturas:

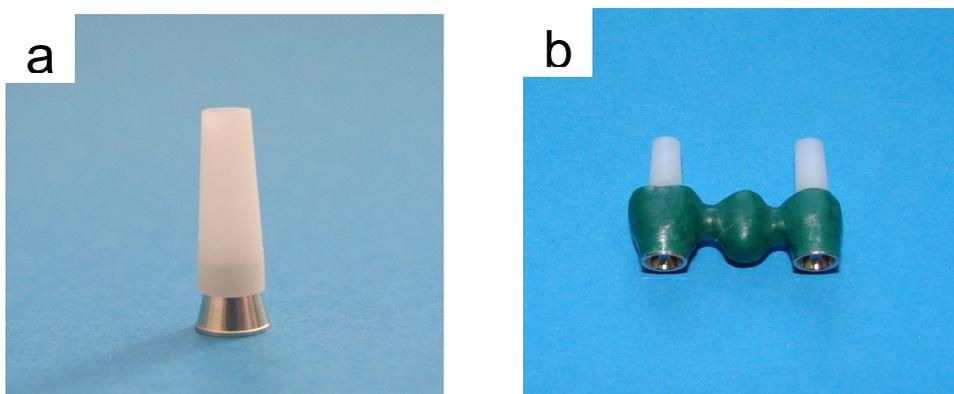
As infra-estruturas foram confeccionadas com o auxílio de um index. Foram colocados transferentes para moldeira aberta sobre pilares Micro-Unit unindo-os com resina acrílica (Pattern Resin - GC America, Chicago, IL, EUA). Após a polimerização, foi seccionada com um disco diamantado e unidos novamente utilizando a técnica do pincel, para minimizar a contração de polimerização da resina. Removidos os transferentes, foram instalados pilares Micro-Unit de altura de 4 mm, idênticos ao do modelo mestre, e levados em um molde que foi preenchido com gesso tipo IV (Durone – Dentsply Ind. Com. Ltda.) proporcionado e manipulado de acordo com instruções do fabricante.

Neste modelo foi realizado o primeiro enceramento, e a partir dele, foi confeccionado uma muralha de silicona de adição densa (3M ESPE Express), para padronizar o enceramento de todas as barras.

Para a realização da pesquisa, as infra-estruturas foram divididas em três grupos:

#### Grupo A:

Foram utilizados 10 cilindros pré-usinados de cobalto-cromo do pilar Micro-Unit para a realização do enceramento e subsequente fundição de cinco infra-estruturas de cobalto-cromo, simulando uma prótese fixa de três elementos, com o primeiro molar e o primeiro pré-molar como pilares, e o segundo pré-molar como pântico. Em todas as infra-estruturas foram realizadas soldas a laser, para se conseguir o máximo de adaptação passiva e não influenciar no método (Fig. 3a e 3b).

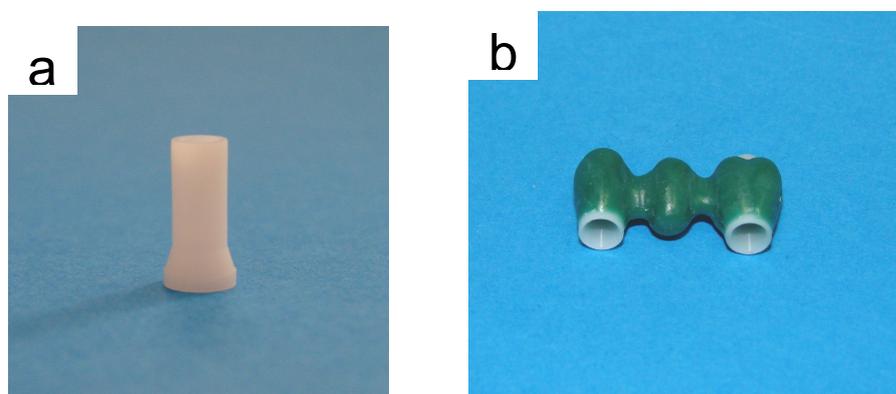


**Figura 3.** Cilindro do pilar Micro-Unit com cinta pré-usinada de cobalto-cromo (a);  
enceramento da infra-estrutura com cilindros pré-usinados (b).

#### Grupo B:

Outros 10 cilindros calcináveis de plástico do pilar Micro-Unit foram fundidos de acordo com o método descrito acima para a realização de

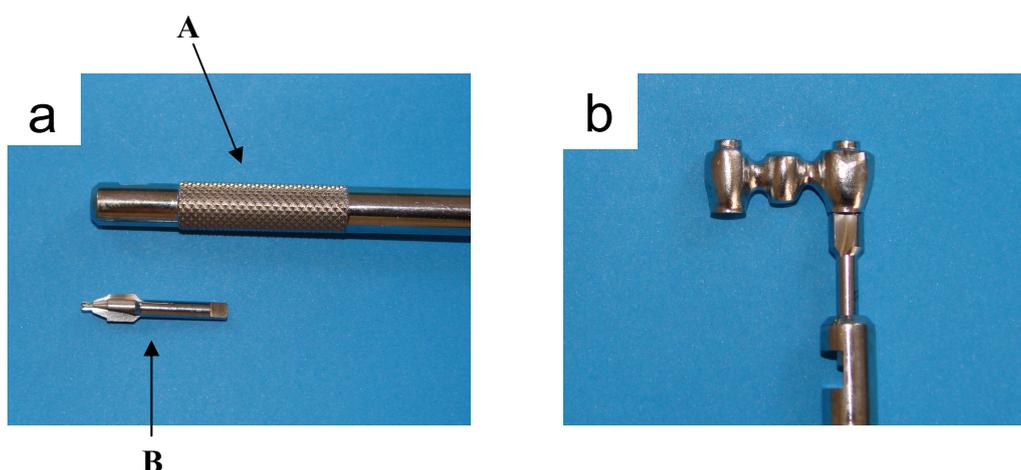
outras cinco infra-estruturas de dimensões iguais às acima descritas (Fig. 4a e 4b).



**Figura 4.** Cilindro do pilar Micro-Unit calcinável (a), enceramento da infra-estrutura com cilindros calcináveis (b).

Grupo C:

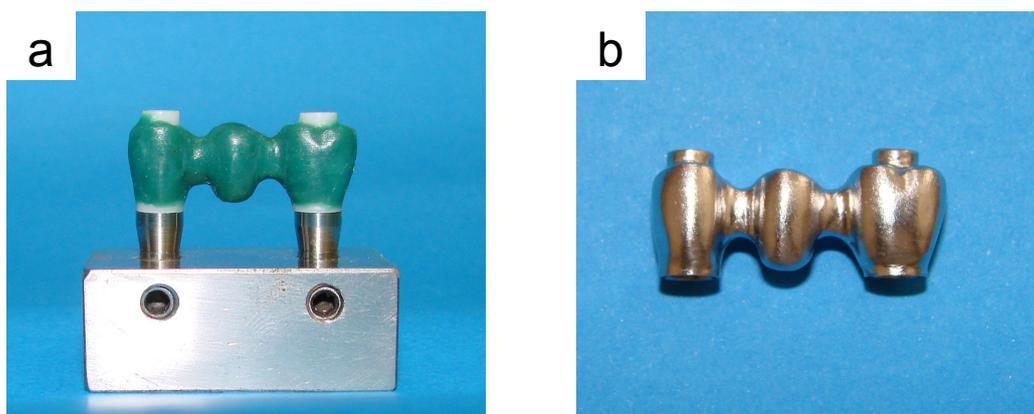
Após as medições do Grupo B, suas infra-estruturas foram utilizadas para a realização da retificação da superfície interna dos cilindros com um retificador manual, conforme recomendações, especificações e instruções de uso do fabricante (Fig. 5a e 5b).



**Figura 5.** (a) Instrumentos para retificação de cilindros fundidos (Conexão), cabo universal (A), e ponta para retificação da borda de assentamento dos cilindros (B) ; Foto ilustrando a retificação manual (b).

#### 4.2.3 Fundição das amostras:

A inclusão e fundição foram realizadas através do método de indução (Neutrodyn Easyti, Itália), com liga de cobalto-cromo (Wirobond C, Bremen, Alemanha), no laboratório de Prótese Dentária Portodent (Porto Alegre, RS) (Fig. 6a e 6b).



**Figura 6.** Enceramento sobre o modelo mestre (a) e infra-estrutura fundida em cobalto-cromo (b).

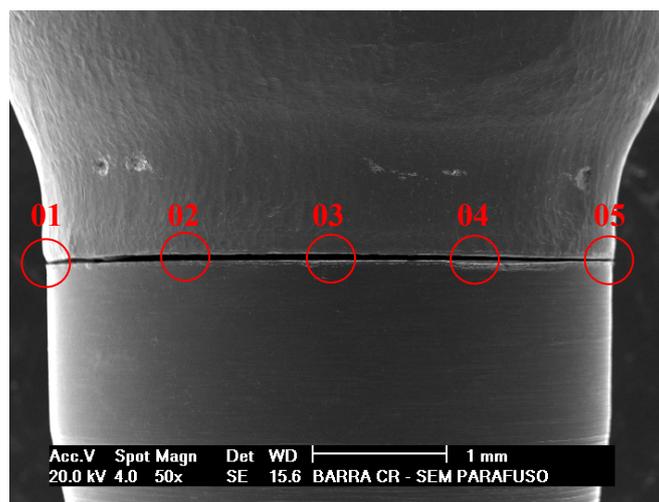
#### 4.2.4 Análise e Avaliação das Amostras

Para avaliação do desajuste marginal, foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura (Philips, XL30). As avaliações foram realizadas após a conexão da infra-estrutura sobre os pilares Micro Unit e aperto do parafuso de titânio em apenas um dos cilindros (primeiro molar), com torque de 10 Ncm. A análise microscópica foi realizada nos dois cilindros, parafusado e no cilindro sem parafuso (primeiro pré-molar).

Todas as infra-estruturas foram limpas com um banho de acetona em ultra-som (Unique, USC 700), antes de cada medição no MEV.

Para avaliação do desajuste vertical, foram realizadas medidas do espaço entre o pilar Micro-Unit e o cilindro em cinco regiões, com distância entre cada região de aproximadamente 1000 micrometros, em que o ponto 01 e 05 são as extremidades do pilar (Fig. 7). Em cada região, com um aumento

de 500X, foram obtidas cinco medidas, totalizando 25 medidas em cada interface pilar-cilindro. As medições foram realizadas com o auxílio do software do próprio microscópio eletrônico de varredura. A análise estatística foi realizada utilizando a Análise de Variância considerando o nível de significância de 5 %.



**Figura 7.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 50 x) ilustrando as regiões 01 a 05.

**RESULTADOS**

---

---

## 5. RESULTADOS

A tabela 1 mostra as médias e o desvio padrão calculados com base nos desajustes verticais dos três grupos estudados, nos cilindros com e sem aperto do parafuso.

Tabela 1. Média e desvio-padrão dos grupos A, B e C, com e sem parafuso.

	<b>Grupo A Pré-usinado (n=5)</b>		<b>Grupo B Calcinado (n=5)</b>		<b>Grupo C Retificado (n=5)</b>	
	Média ( $\mu\text{m}$ )	Desvio- padrão	Média ( $\mu\text{m}$ )	Desvio- padrão	Média ( $\mu\text{m}$ )	Desvio- padrão
Sem Parafuso	23,51	9,62	30,16	10,31	31,03	7,02
Parafusado	8,53	6,50	11,81	4,27	10,98	5,16

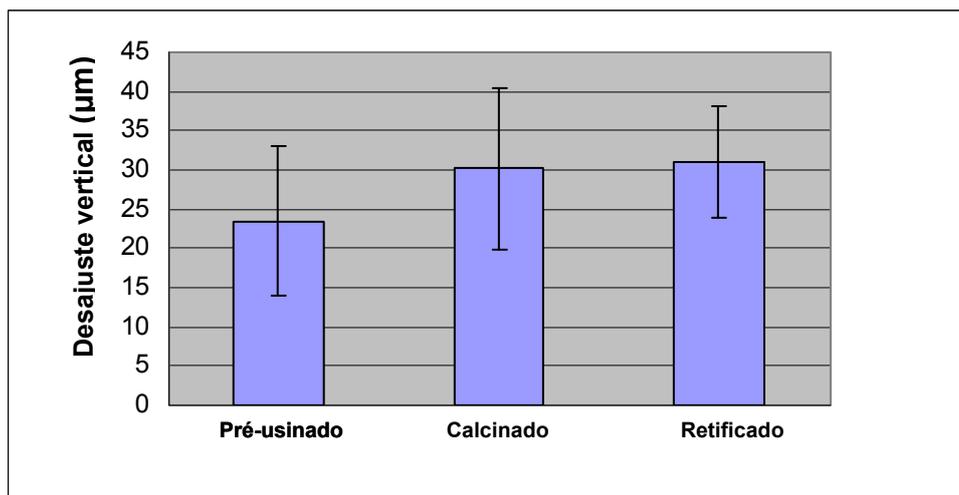
Tabela 2. Média e desvio-padrão dos grupos sem parafuso e parafusado

	<b>Sem Parafuso</b>		<b>Parafusado</b>	
	Média ( $\mu\text{m}$ )	Desvio- padrão	Média ( $\mu\text{m}$ )	Desvio- padrão
<b>Média Total</b>	28,23 <sup>A</sup>	9,11	10,44 <sup>B</sup>	5,19

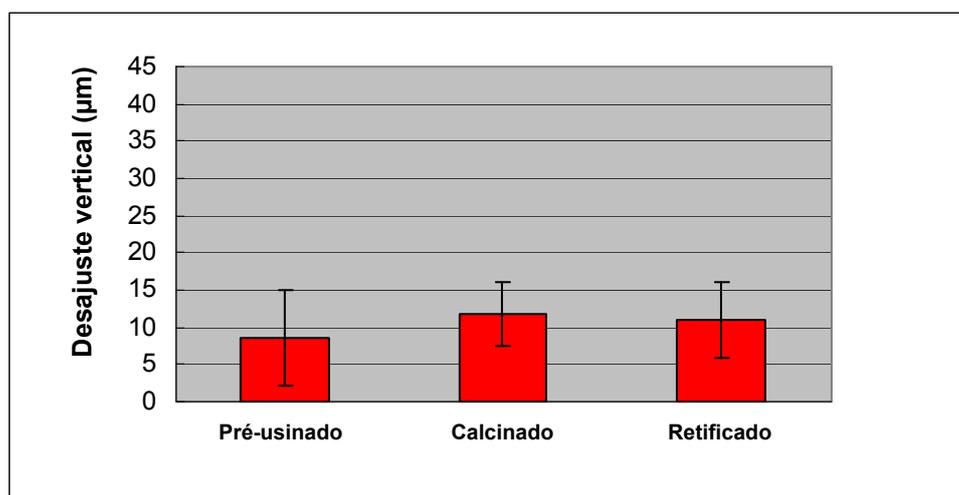
Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância, ao nível de significância de 5%

Tabela 3. Análise de Variância múltipla nos grupos

Causas de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	P
Grupo	2	164,98	1,48	0,248
Parafusado	1	2374,26	42,52	<0,001
Grupo * Parafuso	2	33,15	0,30	0,746
Erro-experimental	24	1340,25		
<b>Total</b>	<b>29</b>	<b>3912,64</b>		

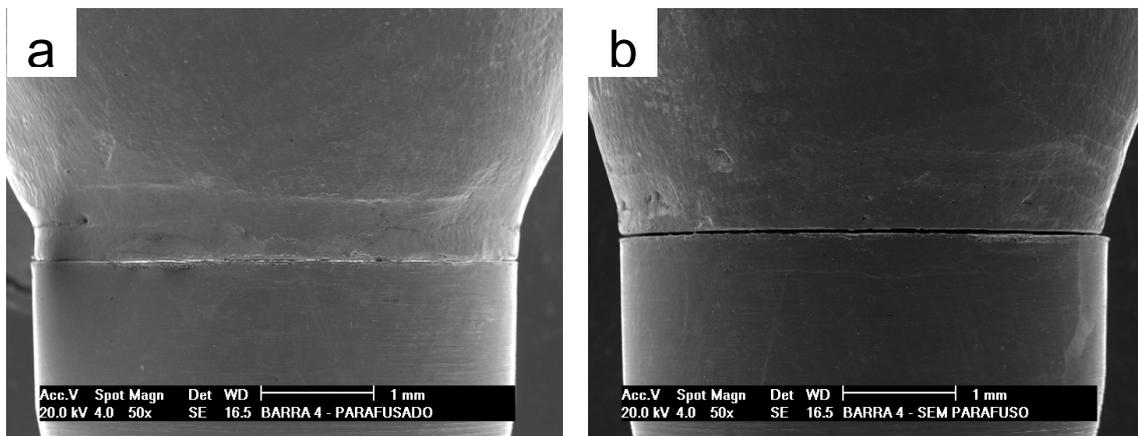


**Figura 8.** Gráfico do Desajuste Vertical com valores médios e erro padrão dos grupos sem parafuso em micrometros

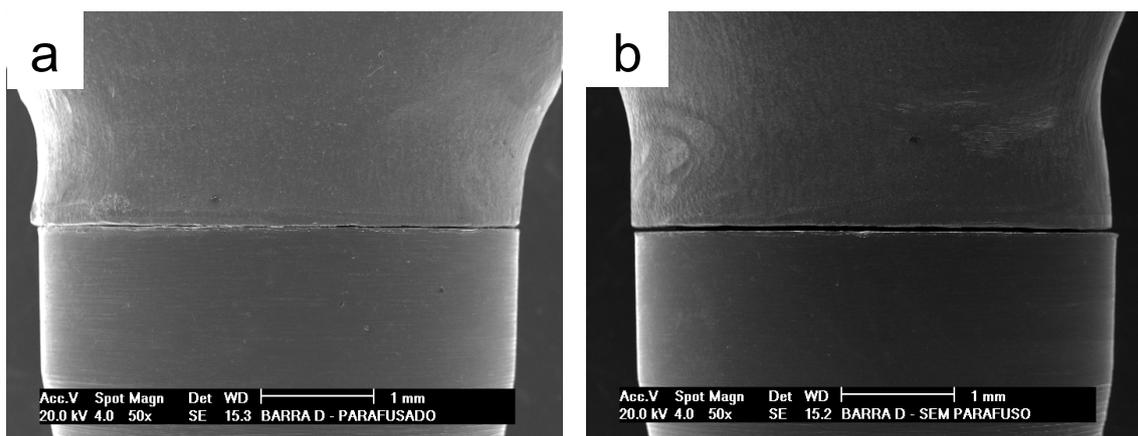


**Figura 9.** Gráfico de Desajuste Vertical com valores médios e erro padrão dos grupos parafusados expresso em micrometros

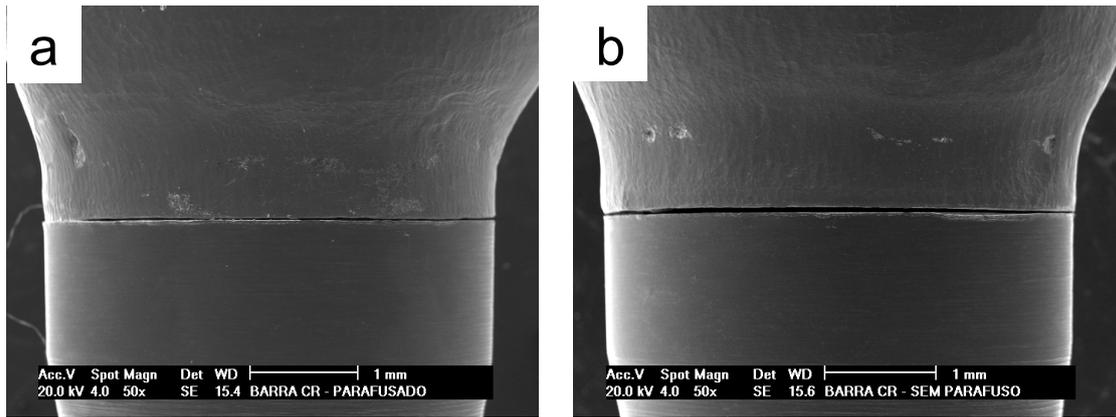
Através da Análise de Variância, ao nível de significância de 5%, verifica-se não haver diferença estatisticamente significativa em relação ao tipo de cilindro utilizado quando comparados com ou sem o aperto do parafuso. Somente houve diferença na comparação dos cilindros com e sem parafuso, ou seja, os cilindros parafusados apresentam menor média de desajuste vertical do que nos cilindros sem parafuso.



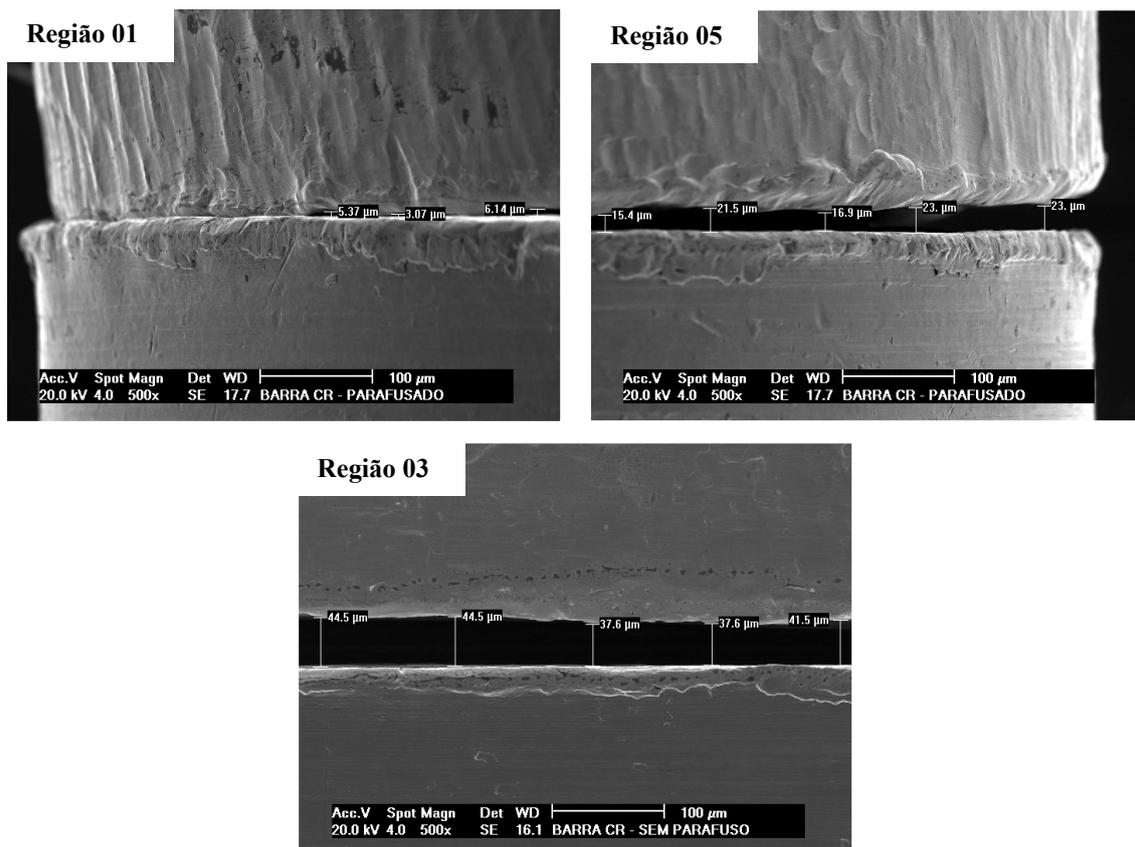
**Figura 10.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 50 X) do cilindro pré-usinado parafusado (a) e Cilindro pré-usinado sem parafuso (b).



**Figura 11.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 50 X) do cilindro calcinado parafusado (a), Cilindro calcinado sem parafuso (b).



**Figura 12.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 50 X) do cilindro retificado parafusado (a); cilindro retificado sem parafuso (b).



**Figura 13.** Fotomicrografia em MEV (aumento de 500 x) ilustrando as medições nas regiões 01, 05 e 03 de um cilindro retificado parafusado.

**DISCUSSÃO**

---

## 6. DISCUSSÃO

Durante as três últimas décadas, com o crescente uso das próteses implanto-suportadas, a importância dos aspectos biomecânicos em reabilitações com implantes tem sido enfatizada e condutas têm sido sugeridas para a otimização do equilíbrio biomecânico (KAN et al., 1999). É muito importante o assentamento da prótese com passividade aos implantes ou pilares intermediários, pois a falta desta passividade pode gerar sobrecargas nos elementos mecânicos do sistema (APARICIO, 1994).

Outra preocupação, que também deve ser considerada, é o alto custo dos implantes e componentes protéticos. Como solução para estes altos custos, os cilindros plásticos calcináveis possuem extensa aplicabilidade clínica, o que tem estimulado diversas investigações científicas que contribuem para a evolução dos conceitos de tratamento e técnicas de confecção da estrutura protética, objetivando minimizar os efeitos das distorções inerentes às etapas clínicas e laboratoriais (BYRNE, 1998; WEE et al., 1999; SILVA, 2001).

O principal objetivo na fabricação de próteses implanto-suportadas é conseguir uma passividade de adaptação entre o pilar intermediário e o cilindro protético, seja ele calcinável ou pré-usinado. A importância desta passividade e a busca de alternativas para tentar otimizá-la tem sido discutidas por muitos autores (SKALAK, 1983; BRÄNEMARK, 1983; JEMT, 1991; CARLSSON, 1994; JEMT e BOOK, 1996; MAY et al., 1997; DINATO et al., 2001; AL-TURKI et al.,

2002; KUNAVISARUT et al., 2002; EISENMANN et al., 2004; KARL et al., 2005; LONGONI et al., 2006; COELHO et al., 2007).

Embora amplamente pesquisada e discutida ao longo dos anos, ainda não há uma definição precisa para o termo adaptação passiva. Primeiramente esta adaptação foi definida estabelecendo a medida de 10 micrometros como distância máxima entre a base da estrutura metálica e os pilares intermediários (BRÄNEMARK, 1983). No entanto, posteriormente, foi definido que a adaptação passiva era aquela que não causasse complicações clínicas ao longo dos anos, sugerindo que uma desadaptação de até 100 micrometros seria clinicamente aceitável (JEMT, 1991).

A maior parte das complicações em próteses implanto-suportadas pode estar diretamente ligada à falta de adaptação passiva entre a infraestrutura protética e o pilar intermediário (WASKEWICKZ, OSTROWSKI e PARKS, 1994; APARÍCIO, 1994; ISA e HOBKIRK, 1995; MILLINGTON e LEUNG, 1995; AL-TURKI et al., 2002). Esta desadaptação, além de favorecer o acúmulo e placa, aumenta a sobrecarga nos implantes, o que pode levar a perda óssea e a problemas mecânicos, como afrouxamento ou fratura do parafuso protético e até fratura do implante (APARICIO, 1994; WEE et al., 1999).

Apesar de muitos estudos corroborando que a desadaptação entre a peça protética e os implantes possam causar problemas biomecânicos, temos que levar em consideração que a maioria desses trabalhos são laboratoriais.

Alguns trabalhos *in vivo* sugerem que existe uma tolerância biológica para a desadaptação. Em um trabalho de cinco anos de acompanhamento, para relacionar estatisticamente a desadaptação de próteses sobre implantes e a mudança no nível ósseo marginal em implantes instalados em maxila edêntula, foram encontradas médias de desadaptação de 111 e 91  $\mu\text{m}$ , mas sem nenhuma alteração na perda óssea marginal (JEMT e BOOK, 1996). Em outro estudo *in vivo*, os autores relataram que uma adaptação precisa foi raramente encontrada, e por isso concluíram que existem discrepâncias consideráveis entre as infra-estruturas e os pilares intermediários, mas que, clinicamente, foram consideradas como uma adaptação aceitável (CHESHIRE e HOBKIRK, 1996). Outro estudo, ainda, realizado em coelhos, comparou infra-estruturas com um desajuste provocado de 400  $\mu\text{m}$  com infra-estruturas com adaptação passiva, em relação à área de osseointegração, e nenhuma diferença foi encontrada após um período de 12 semanas (MICHAELS, CARR e LARSEN, 1997).

Baseado em uma revisão de literatura, não há nenhum estudo clínico longitudinal que relata fracassos em próteses sobre implantes especificamente atribuídas à desadaptação das infra-estruturas (SAHIN e ÇEHRELI, 2001). Em virtude disto, duas questões devem ser discutidas: Qual o nível de desadaptação é clinicamente relevante e quais problemas podem ocorrer; e, assumindo que a adaptação passiva tem extrema importância, como medi-la em situações cínicas?

De acordo com os resultados deste trabalho, o procedimento de retificação manual não mostrou diferenças significativas sobre os valores de adaptação marginal entre os pilares Micro-Unit e os cilindros calcinados, que por sua vez também não mostrou diferença estatística em relação a grupo formado pelas infra-estruturas com cilindros pré-usinados. Para analisar estes resultados é preciso entender o processo de retificação utilizado e o método de avaliação da passividade do estudo.

Uma das principais causas de desadaptação das infra-estruturas sobre implantes é a grande contração das ligas decorrente do processo de fundição, especialmente quando a estrutura é produzida em monobloco, de modo que, na maioria dos casos, faz-se necessário o seccionamento e a posterior soldagem da peça, a fim de se obter passividade adequada (McCARTNEY e DOUD, 1993). Outro estudo comparou o assentamento de infra-estruturas confeccionadas em monobloco e com solda a laser. Foi demonstrado que as infra-estruturas soldadas a laser obtiveram um assentamento mais preciso do que as fundidas em monobloco (RIEDY, LANG e LANG, 1997).

Em virtude disso, realizou-se neste trabalho soldagem a laser em todas as infra-estruturas, a fim de que as distorções decorrentes do processo de fundição não influenciassem no resultado final. Com o objetivo de comparar o desajuste marginal antes e a após a retificação, utilizando as mesmas infra-estruturas, optou-se em realizar a soldagem a laser antes do processo de retificação. Porém, podemos pensar que, nas etapas laboratoriais, o ideal seria

realizar a soldagem a laser após a retificação, para evitar que alguma distorção decorrente da fundição alterasse a precisão da solda.

Uma grande variedade de métodos para avaliação da adaptação passiva em infra-estruturas sobre implantes tem sido descritas na literatura. Um estudo utilizou um modelo fotoelástico para comparar os padrões de estresses gerados ao redor de implantes ao parafusar infra-estruturas adaptadas e não adaptadas. Foi demonstrado que a peça adaptada não produziu estresses ao redor dos implantes e, em contrapartida o aperto da peça não adaptada produziu uma considerável concentração de estresses ao redor dos implantes (WASKEWICKZ, OSTROWSKI e PARKS, 1994). Outro estudo utilizou a técnica fotogramétrica tridimensional, *in vivo*, que encontrou médias de discrepâncias de 90  $\mu\text{m}$  e 111  $\mu\text{m}$ , constatando que próteses com níveis consideráveis de desajustes são clinicamente consideradas aceitáveis e acabam sendo instaladas no paciente (JEMT, 1996). Outro trabalho, ainda, utilizou o instrumento Periotest tentando a hipótese de que valores mais negativos pudessem indicar uma precisão de adaptação e valores mais positivos se correlacionar com falhas de adaptação (MAY et al., 1997).

Como descrito acima, estes vários métodos podem determinar adaptação entre infra-estrutura e implantes com muita precisão. No entanto, a maioria destes equipamentos não está disponível na clínica diária, o que dificulta a avaliação da adaptação. Por outro lado, há vários estudos que utilizam o teste do parafuso único para determinação da passividade em

estruturas sobre implante, que é bem simples para ser utilizado na grande maioria dos casos da clínica (CHANG et al., 2005; SARTORI, et al., 2004).

Por isso, esta técnica foi utilizada neste estudo e, com o auxílio do microscópio eletrônico de varredura, foi identificado com mais precisão o grau de desajuste do cilindro parafusado, com um torque de 10 Ncm, e também do cilindro sem o parafuso. As médias de desajuste marginal que encontramos nos cilindros parafusados foram de 8,53  $\mu\text{m}$ , 11,81  $\mu\text{m}$  e 10,98  $\mu\text{m}$  para os cilindros pré-usinados, calcinados e retificados respectivamente. Não houve diferença estatística entre eles e podemos considerar os valores muito próximos ao valor definido por Branemark, em 1983, como adaptação passiva. Para os cilindros sem parafuso as médias de desajuste foram de 23,51  $\mu\text{m}$ , 30,16  $\mu\text{m}$  e 31,03  $\mu\text{m}$  para os respectivos cilindros pré-usinados, calcinados e retificados. Também não encontramos diferença estatística entre eles. Nesta análise, somente encontramos diferença estatística entre os cilindros parafusados e os cilindros sem parafuso, mostrando que, em nenhuma das infra-estruturas, houve uma adaptação passiva absoluta, corroborando com outros estudos já descritos (JEMT e BOOK, 1996; SAHIN e ÇEHRELI, 2001).

O processo de fundição pode gerar pequenas imperfeições na infra-estrutura protética, podendo estar localizadas nas superfícies de assentamento dos cilindros protéticos, o que levaria a um desajuste marginal, diminuindo a passividade. Por isso, este trabalho investigou se os procedimentos de retificação manual poderiam corrigir estas pequenas imperfeições, gerando um ajuste mais preciso e uma maior passividade entre o pilar e o cilindro protético,

utilizando o teste do parafuso único. Porém, os resultados obtidos não mostraram diferenças significantes antes e após a utilização do retificador manual.

Levando em consideração estes resultados, podemos discutir as alterações dimensionais que ocorrem durante o processo de fabricação das infra-estruturas. Estas alterações podem mascarar o efeito das pequenas irregularidades ao ponto de não ser detectado utilizando o teste do parafuso único. Outro fator a ser considerado pode ser o método de retificação proposto neste estudo. Para garantir um encaixe perfeito a peça retificadora deveria ser posicionada perpendicular às superfícies de assentamento do cilindro fundido. Mas, como os procedimentos de retificação foram realizados manualmente, seguindo as indicações do fabricante, não há garantia de que a pressão e o desgaste fossem iguais em toda a borda de assentamento, o que pode até, em alguns casos, aumentar o desajuste vertical. Isto foi demonstrado em um estudo que determinou o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas implanto-retidas tipo monobloco antes e após o fresamento corretivo manual. O protocolo de fresamento foi realizado até que se observasse o aspecto polido sobre toda superfície. O autor não encontrou efeito significativo dos procedimentos de fresamento corretivo sobre a adaptação marginal das peças de titânio. Contudo, em um grupo de peças fundidas em cobalto-cromo, a retificação das bordas dos cilindros mostrou efeito adverso sobre a passividade, aumentando o desajuste marginal (DARÓZ, 2006).

Um estudo anterior avaliou o grau de desajuste antes e após o uso de retificador para próteses fixas de três elementos com cilindros plásticos tipo UCLA. Foram confeccionadas seis infra-estruturas, e utilizado um protocolo de retificação com uma média de seis rotações manuais por amostra e as avaliações foram realizadas com todos os parafusos apertados com um torque de 20 Ncm. Os autores encontraram melhora estatisticamente significativa no ajuste dos pilares plásticos à plataforma dos implantes (SIMAMOTO JR et al., 2005).

Baseados nestes dois últimos estudos citados, e também, pela falta de informação e padronização em relação ao uso dos retificadores manuais pelo fabricante, optamos pelo protocolo de retificação utilizando seis rotações da ponta retificadora em cada base de assentamento dos cilindros fundidos, para evitar desgastes excessivos. Mesmo assim, como já foi descrito, a retificação manual não melhorou os valores de desajuste marginal das infra-estruturas sobre pilares micro-unit utilizando o teste do parafuso único. Em vista disso, outros estudos devem ser realizados para averiguar se o uso dos retificadores manuais contribui para a passividade das próteses sobre implantes. Também é preciso criar uma padronização, ou um protocolo de uso que possa ser indicado com mais clareza na clinica diária, levando-se em conta que é um procedimento simples e de baixo custo.

**CONCLUSÃO**

---

## **7. CONCLUSÃO**

Com os resultados obtidos e levando em conta as limitações deste estudo, pôde-se concluir que os procedimentos de retificação manual não alteraram significativamente os valores de adaptação marginal nas infraestruturas fundidas em Co-Cr, com cilindros calcináveis, sobre pilares Micro-Unit, utilizando o teste do parafuso único, avaliados em microscopia eletrônica de varredura.

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\***

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* 1981; 10 (6): 387-416.

Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (1): 38-42.

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

Aparicio C. A new method to achieve passive fit of an interim restoration supported by Bränemark osseointegrated implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10 (5): 614-8.

Bondan JL. Análise comparativa da precisão de adaptação entre componentes UCLA e implante de um mesmo sistema. Dissertação de Mestrado, 2007. [Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil].

Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50 (3): 399-409.

Bränemark PI. Protesis Tejido – integradas la osseo Integración em la Odontología clínica. Edición Especial Para Nobelpharma. *Quintessence Int.* 1987: 11-56.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998; 80 (2): 182-92.

\*Referências conforme Vancouver

Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas. Outubro, 2004

Cardoso J. Análise comparativa da adaptação marginal de cilindros calcináveis e pré-usinados sobre intermediários de titânio em implantes unidos por barra. Dissertação de Mestrado, 2005. [Universidade Luterana do Brasil, Canoas, RS, Brasil]

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

Chang TL, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20 (5): 720-5.

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

Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, da Silva N.; Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil*. 2007; 34 (7): 508-16.

Daroz LGD. Fresamento corretivo de estruturas implanto-retidas: Influência da adaptação marginal e na confiabilidade do teste do parafuso único. Dissertação Mestrado, 2006 [Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, SP, Brasil].

Dinato JC, Wulff LCZ, Bianchini MA. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas. 2001; 15: 283-313.

Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int. J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19 (6): 810-8.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2002; 87 (5): 528-35.

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003; 89 (4): 346-51.

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

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

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

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

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

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

Karl M, Rösch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dentistry.* 2005; 14 (2): 157-65.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. Fixation of 5-Unit implant-supported fixed partial dentures and resulting bone loading: A finite element assessment based on in vivo strain measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21 (5): 756-62.

Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont.* 2002; 11 (1): 30-40.

Longoni S, Sartori M, Ariello F, Anzani M, Baldoni M. Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. *Implant Dentistry.* 2006; 15 (2): 129-34.

May KB, Edge MJ, Russel MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* 1997; 77 (4): 497-502.

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

Michaelis GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osteointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997; 83 (2): 198-205.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8 (6): 511-6.

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

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent.* 1997; 78 (6): 596-604.

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

Rubo JH, Santos Júnior GC, Rossi EM, Dias A, Pegoraro LF. Evaluation of the marginal fit of cast and prefabricated cylinders on abutments for implant-supported prostheses. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2002; 10 (4): 269-73.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dentistry.* 2001;10 (2): 85-92.

Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004; 92 (2): 132-8.

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

Silva TBP. Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto suportadas em liga de Ti, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo. Piracicaba. 2001; [Dissertação Mestrado Faculdade de Odontologia de Piracicaba].

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

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

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2002; 88 (1): 89-95.

Vigolo P, Millstein PL. Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8 (4): 439-46.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent.* 2000; 84 (5): 548-53.

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

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999; 12 (2): 167-8.

Zoidis PC, Winkler S, Karellos ND. The effect of soldering, electrowelding, and cast-to procedures on the accuracy of fit of cast implant bars. *Implant Dent.* 1996; 5 (3): 163-8.



<b>Cilindro Pré-usinado Parafusado</b>					
<b>BARRA 1 PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	0	7,68	6,14	0	3,84
<b>Região 2</b>	0	6,91	8,44	4,61	6,14
<b>Região 3</b>	3,07	3,84	2,3	2,3	3,84
<b>Região 4</b>	9,21	9,98	9,21	11,5	13
<b>Região 5</b>	6,14	5,37	3,84	0	5,37
<b>BARRA 2 PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	6,91	6,14	0	4,61	7,68
<b>Região 2</b>	9,21	9,98	13,8	19,2	14,6
<b>Região 3</b>	6,14	6,14	3,84	8,45	9,21
<b>Região 4</b>	20	20	23	23,8	25,3
<b>Região 5</b>	26,9	31,5	29,2	31,5	33
<b>BARRA 3 PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	2,3	0	2,3	0	0
<b>Região 2</b>	3,07	4,61	0	3,84	0
<b>Região 3</b>	0	1,54	3,07	3,84	2,3
<b>Região 4</b>	9,98	13	12,3	11,5	12,3
<b>Região 5</b>	7,68	6,14	6,14	6,14	0
<b>BARRA 4 PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	2,3	0	1,54	0	3,84
<b>Região 2</b>	3,07	2,3	0	0	0
<b>Região 3</b>	2,3	3,07	3,84	3,07	1,54
<b>Região 4</b>	0	0	0	0	2,3
<b>Região 5</b>	0	2,3	2,3	6,14	6,14
<b>BARRA 5 PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	20	18,4	18,4	20,7	19,2
<b>Região 2</b>	29,9	27,6	23	24,6	18,4
<b>Região 3</b>	6,14	3,84	4,61	1,54	4,61
<b>Região 4</b>	9,21	9,21	6,14	2,3	6,14
<b>Região 5</b>	16,9	12,3	9,21	33,8	39,1

<b>Cilindro Pré-usinado sem Parafuso</b>					
<b>BARRA 1 SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	18,4	20	12,3	12,3	26,9
<b>Região 2</b>	26,1	24,6	26,1	25,3	25,3
<b>Região 3</b>	30,7	28,4	26,9	29,2	29,9
<b>Região 4</b>	29,2	33	33,8	29,2	33
<b>Região 5</b>	37,6	39,1	41,5	39,9	39,1
<b>BARRA 2 SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	10,7	14,6	14,6	9,21	8,44
<b>Região 2</b>	3,07	0	3,84	0	3,84
<b>Região 3</b>	0	3,07	0	0	0
<b>Região 4</b>	6,91	8,44	9,21	7,68	12,3
<b>Região 5</b>	23	23,8	25,3	27,6	31,5
<b>BARRA 3 SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	6,91	7,68	9,98	10,7	12,3
<b>Região 2</b>	13	13	13	15,4	15,4
<b>Região 3</b>	18,4	17,7	19,2	18,4	18,4
<b>Região 4</b>	20,7	24,6	23,8	22,3	25,3
<b>Região 5</b>	26,9	21,5	19,2	11,5	20
<b>BARRA 4 SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	37,6	30,7	29,2	31,5	33
<b>Região 2</b>	31,5	33,8	32,2	34,5	30,7
<b>Região 3</b>	30,7	30,7	36,1	35,3	35,3
<b>Região 4</b>	35,3	36,8	37,6	36,1	32,2
<b>Região 5</b>	29,2	28,4	27,6	26,9	24,6
<b>BARRA 5 SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	35,3	30,7	30,7	27,6	26,9
<b>Região 2</b>	26,9	28,4	26,1	26,9	29,9
<b>Região 3</b>	32,2	32,2	29,9	27,6	30,7
<b>Região 4</b>	33,8	33,8	36,1	36,8	34,5
<b>Região 5</b>	24,6	23,8	20,7	22,3	33

<b>Cilindro Calcinado Parafusado</b>					
<b>BARRA A PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	0	4,61	7,68	4,61	6,14
<b>Região 2</b>	6,91	0	3,07	0	5,37
<b>Região 3</b>	6,91	6,14	6,14	5,37	0
<b>Região 4</b>	11,5	12,3	6,91	0	0
<b>Região 5</b>	0	3,07	5,37	3,07	0
<b>BARRA B PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	0	2,3	3,84	8,44	9,21
<b>Região 2</b>	5,37	0	0	0	0
<b>Região 3</b>	11,5	3,07	9,21	7,68	7,68
<b>Região 4</b>	22,3	23,8	26,9	29,9	35,3
<b>Região 5</b>	26,1	22,3	28,4	26,1	26,9
<b>BARRA C PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	0	0	2,3	3,07	3,07
<b>Região 2</b>	20	23,8	21,5	19,2	13,8
<b>Região 3</b>	12,3	16,1	20	9,21	16,1
<b>Região 4</b>	16,1	9,98	15,4	13	9,98
<b>Região 5</b>	15,4	22,3	22,3	25,3	28,4
<b>BARRA D PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	9,98	6,91	3,07	9,98	4,61
<b>Região 2</b>	11,5	7,68	11,5	11,5	5,37
<b>Região 3</b>	0	5,37	8,44	9,21	6,14
<b>Região 4</b>	23,8	18,4	10,7	17,7	20,7
<b>Região 5</b>	8,44	28,4	26,9	29,9	36,1
<b>BARRA E PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	41,5	29,9	8,44	21,5	26,9
<b>Região 2</b>	6,14	10,7	1,54	3,84	4,61
<b>Região 3</b>	9,21	6,14	9,21	2,3	6,14
<b>Região 4</b>	35,3	34,5	32,2	18,4	24,6
<b>Região 5</b>	3,84	0	6,91	0	0

<b>Cilindro Calcinado sem Parafuso</b>					
<b>BARRA A SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	6,91	7,68	9,98	9,21	9,98
<b>Região 2</b>	10,7	13	12,3	15,4	17,7
<b>Região 3</b>	29,9	21,5	29,2	33,8	33
<b>Região 4</b>	34,5	39,9	38,4	37,6	30,7
<b>Região 5</b>	36,5	36,5	33,4	33,4	32,6
<b>BARRA B SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	27,6	20,7	12,3	13	31,5
<b>Região 2</b>	22,3	23,8	24,6	24,6	24,6
<b>Região 3</b>	20	25,3	24,6	17,7	22,3
<b>Região 4</b>	22,3	17,7	12,3	11,5	9,21
<b>Região 5</b>	6,14	5,37	9,21	3,07	0
<b>BARRA C SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	24,6	36,8	30,7	37,6	36,8
<b>Região 2</b>	52,2	55,3	49,9	51,4	49,9
<b>Região 3</b>	46,8	51,4	49,1	49,1	51,4
<b>Região 4</b>	35,3	34,5	31,5	28,4	26,9
<b>Região 5</b>	20,7	19,2	17,7	20,7	19,2
<b>BARRA D SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	57,6	49,1	53,7	48,4	67,6
<b>Região 2</b>	45,3	45,3	43,8	42,2	46,1
<b>Região 3</b>	46,8	46,1	44,5	43,8	39,1
<b>Região 4</b>	33	38,4	43	32,2	29,9
<b>Região 5</b>	29,2	29,9	46,8	40,7	43,8
<b>BARRA E SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	34,5	34,5	25,3	21,5	26,9
<b>Região 2</b>	32,2	33,8	37,6	43	45,3
<b>Região 3</b>	46,1	41,5	41,5	37,6	40,7
<b>Região 4</b>	13,8	16,1	15,4	11,5	10,7
<b>Região 5</b>	13	19,2	20,7	23,8	25,3

<b>Cilindro Retificado Parafusado</b>					
<b>BARRA AR PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	0	1,54	0	4,61	5,37
<b>Região 2</b>	9,21	6,91	0	6,14	0
<b>Região 3</b>	3,84	5,37	6,91	0	11,5
<b>Região 4</b>	0	0	2,3	3,07	0
<b>Região 5</b>	3,07	0	3,07	3,84	0
<b>BARRA BR PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	9,98	9,98	9,21	10,7	13
<b>Região 2</b>	6,91	0	5,37	5,37	4,61
<b>Região 3</b>	8,44	3,84	8,44	6,14	14,6
<b>Região 4</b>	33	25,3	23	25,3	31,5
<b>Região 5</b>	31,5	28,4	27,6	34,5	29,9
<b>BARRA CR PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	0	0	5,37	3,07	6,14
<b>Região 2</b>	18,4	23,8	24,6	22,3	15,4
<b>Região 3</b>	12,3	13,8	19,2	6,91	15,4
<b>Região 4</b>	11,5	12,3	12,3	9,98	8,44
<b>Região 5</b>	15,4	21,5	16,9	23	23
<b>BARRA DR PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	13	5,37	2,3	3,84	2,3
<b>Região 2</b>	17,7	13	13	10,7	9,98
<b>Região 3</b>	0	8,44	6,91	8,44	8,44
<b>Região 4</b>	24	16	16,9	19,6	14,2
<b>Região 5</b>	4,61	24,6	25,3	27,6	30,7
<b>BARRA ER PARAFUSADO</b>					
<b>Região 1</b>	28,4	16,1	16,9	20	16,9
<b>Região 2</b>	10,7	3,07	2,3	2,3	2,3
<b>Região 3</b>	7,68	3,07	4,61	0	2,3
<b>Região 4</b>	14,6	18,4	18,4	16,9	7,68
<b>Região 5</b>	6,14	0	3,07	0	0

<b>Cilindro Retificado sem Parafuso</b>					
<b>BARRA AR SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	6,91	16,1	10,7	8,44	12,3
<b>Região 2</b>	12,3	8,44	7,68	11,5	13,8
<b>Região 3</b>	24,6	17,7	23,8	30,7	24,6
<b>Região 4</b>	29,2	29,2	24,6	35,3	33
<b>Região 5</b>	36,1	33,8	28,4	32,2	26,1
<b>BARRA BR SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	27,6	33	23	21,5	37,6
<b>Região 2</b>	29,9	32,2	31,5	33,8	35,3
<b>Região 3</b>	27,6	33	33,8	29,2	33
<b>Região 4</b>	43,8	44,5	33	36,8	37,6
<b>Região 5</b>	16,9	18,4	18,4	14,6	11,5
<b>BARRA CR SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	24,6	33,8	38,4	37,6	29,2
<b>Região 2</b>	51,4	47,6	44,5	47,6	47,6
<b>Região 3</b>	47,6	50,7	49,1	44,5	48,4
<b>Região 4</b>	43,8	44,5	37,6	37,6	41,5
<b>Região 5</b>	23	20	12,3	13	9,21
<b>BARRA DR SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	54,5	43,8	31,5	37,6	49,1
<b>Região 2</b>	29,2	24,6	25,3	31,5	33
<b>Região 3</b>	26,1	26,1	25,3	23	30,7
<b>Região 4</b>	26,9	18,4	23,8	25,3	23
<b>Região 5</b>	13	12,3	26,9	21,5	25,3
<b>BARRA ER SEM PARAFUSO</b>					
<b>Região 1</b>	50,7	49,1	43	36,8	42,2
<b>Região 2</b>	36,1	41,5	45,3	46,8	52,2
<b>Região 3</b>	55,3	55,3	54,5	53	53
<b>Região 4</b>	16,9	15,4	15,4	18,4	17,7
<b>Região 5</b>	29,9	33	32,2	36,8	39,9



*Comissão Científica e de Ética*  
*Faculdade da Odontologia da PUCRS*

---

**Porto Alegre 01 de outubro de 2007**

**O Projeto de: Dissertação**

**Protocolado sob n°:** 0026/07

**Intitulado:** Análise comparativa da passividade de infra-estruturas de prótese fixa sobre implantes micro-unit com o uso de retificadores manuais

**Pesquisador Responsável:** Profa. Dra. Luciana Mayumi Hirakata

**Pesquisadores Associados:** Fernando Rizzo Alonso

**Nível:** Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em *29 de junho de 2007*.

  
**Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética da  
Faculdade de Odontologia da PUCRS