

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

DIEGO FERNANDES TRICHES

**INFLUÊNCIA DA RETIFICAÇÃO DE
CILINDROS FUNDIDOS EM LIGA NÃO-NOBRE
NA PASSIVIDADE DE PRÓTESES PARCIAIS
FIXAS IMPLANTO-SUPORTADAS.**

Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira

Orientador

Porto Alegre
2008

Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Faculdade de Odontologia
Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Área de Concentração em Prótese Dentária

DIEGO FERNANDES TRICHES

**INFLUÊNCIA DA RETIFICAÇÃO DE CILINDROS FUNDIDOS EM LIGA NÃO-
NOBRE NA PASSIVIDADE DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS IMPLANTO-
SUPPORTADAS.**

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.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira

Porto Alegre, 2008.

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)

T823i

Triches, Diego Fernandes

Influência da retificação de cilindros fundidos em liga não-nobre na passividade de próteses parciais fixas implanto-suportadas . Porto Alegre, 2008.

69 f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) - PUCRS, Fac. de Odontologia.

Professor orientador: Dr. Eduardo Rolim Teixeira.

1. Odontologia 2. Prótese Dentária sobre Implantes. 3. Prótese Parcial Fixa - Retificação Manual - Grau de Passividade. 4. Extensometria. I. Título.

CDD: 617.69

Alessandra Pinto Fagundes
Bibliotecária
CRB10/1244

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho e o esforço em realizá-lo ao amor da minha vida, Lenara.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus.

À Lenara, por sua compreensão, cumplicidade, carinho e, principalmente, seu amor.

À minha família, meu pai, Paulo; minha mãe, Jonara; meus irmãos, Paula, Bruno, Lígia; e meus avós, Iolanda, Laides e Selma. Obrigado pelo afeto, incentivo e apoio incondicionais.

À minha segunda família, meu sogro Nelson (*in memoriam*), minha sogra Maria e ao Marílson. Obrigado por seu carinho e ajuda constante.

Ao meu “tio padrinho” Remo, minha tia Nica e os primos Lucas e João Gabriel.

Da mesma forma ao tio Sérgio, tia Nana, e minhas primas Dai, Fernanda e Joana.

Agradeço de forma especial a meu professor orientador Dr. Eduardo Rolim Teixeira por guiar-me nesta jornada com sucesso.

À Prof. Dra. Rosemary Shinkai e ao Prof. Dr. Márcio Grossi que foram muito importantes nesta caminhada.

Ao Prof. Dr. Raphael Loro (*in memoriam*) pelo exemplo dado.

Ao Prof. Dr. Marcos Túlio, diretor desta Faculdade, por nos receber, mais uma vez, de portas abertas nesta casa.

A todos os professores que passaram na minha vida acadêmica, sendo importantes na construção da minha carreira profissional.

Aos meus colegas: Aline, Evandro, Josué, Luiz, Marco e Vivian. Em especial ao Fernando por ter participação intensa na realização deste trabalho.

Ao Prof. Eng. João Beck pelo importante auxílio e orientação para a execução deste trabalho.

À Prof^ª. Dra. Luciana Hirakata, da mesma forma.

Ao meu grande amigo Jacson, que foi sempre solícito quanto às traduções realizadas para este estudo.

A outro grande amigo e colega de graduação e especialização, que teve influência no meu caminho profissional, Cícero. Obrigado por seu generoso coleguismo.

Aos colegas e amigos: Aurelício, Taís e Gilmara, os quais me deram oportunidade profissional no começo de minha carreira.

Ao Karion, sempre pronto para auxiliar durante a pesquisa no Laboratório de Instrumentação da Faculdade de Engenharia.

Aos amigos Cedenir, Cristiano e seus colaboradores do laboratório de prótese dentária Porto Dent.

Ao Antônio, Ednei, Alessandra e todos os demais funcionários da Biblioteca Central, sempre dispostos a ajudar.

Aos eternos companheiros de Beira-rio, Rodrigo, Márcia e Amâncio. Quantas alegrias este time nos dá!

Ilda, Fernando, Lisandra, Márcia e Nilce (equipe COI) obrigado pela compreensão durante estes dois anos.

Da mesma forma, agradeço ao pessoal da Promodente e da Novodonto.

Também pelo mesmo motivo ao Alex, Gemior, Patrícia, Leonardo e Claudete (equipe Suldent).

Ao Felipe Coelho pela nova parceria.

Aos meus pacientes pela compreensão das dificuldades destes dois anos de mestrado, além de seu apoio e torcida por meu sucesso.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia que, através de seu trabalho e competência, contribuíram para que tudo caminhasse bem durante este período de convivência.

Por fim, a todos os meus amigos (como o pessoal de Soledade, a turma ATO 2001, os colegas de Extensão, os da Especialização, os professores que tive ou ainda tenho mais convivência... enfim, a lista é longa...) que, de alguma forma, desejaram o sucesso desta minha jornada, Obrigado!

RESUMO

A passividade das infra-estruturas de próteses sobre implantes está diretamente relacionada com a longevidade deste tipo de tratamento protético e dos próprios implantes. Como a técnica de fabricação das infra-estruturas pode influenciar o seu grau de passividade, este trabalho objetivou estudar a influência da retificação manual no grau de passividade de infra-estruturas que simulam uma prótese parcial fixa de três elementos sobre dois implantes. Para tanto, foram utilizados dois implantes de hexágono externo de 3,75mm x 10mm, com seus respectivos pilares intermediários, fixados numa base de aço, formando o modelo-mestre. A partir disto, foram fabricadas dez infra-estruturas em liga de cobalto-cromo através da técnica de fundição por indução. Foram criados três grupos: Grupo 1 utilizando cilindros pré-usinados para a fabricação de cinco infra-estruturas; Grupo 2 cinco infra-estruturas fundidas com cilindros de plástico calcináveis; Grupo 3 formado pelas infra-estruturas do Grupo 2 após a retificação manual da base dos cilindros protéticos. Para avaliação da passividade foram utilizados extensômetros colados na região oclusal e cervical do pântico das infra-estruturas. A medição foi realizada no momento do aperto do segundo parafuso protético com torque de 10 Ncm. Foi utilizado o teste estatístico ANOVA ($\alpha = 0,05$). As médias dos grupos foram de 39,16 mV/V (DP 24,74 mV/V) no Grupo 1, 43,76 mV/V (DP 21,13 mV/V) no Grupo 2 e 43,64 mV/V (DP 23,38 mV/V) no Grupo 3. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,938$). Portanto, considerando-se as limitações deste trabalho, sugere-se que a retificação manual dos cilindros protéticos não melhorou o grau de passividade das infra-estruturas em estudo, porém, os grupos que utilizaram cilindros calcináveis tiveram o mesmo grau de passividade do grupo com cilindros pré-usinados.

Palavras-chaves: adaptação, extensometria, implante, passividade, retificação manual.

ABSTRACT

The passivity of the prosthetic frameworks over implants is directly related to the longevity of this kind of treatment and own implants. As the framework manufacturing technique may influence the passivity degree, this paper aimed to study the manual adjustment influence in the passivity degree of frameworks that simulate a fixed partial denture from three elements over two implants. Therefore, two external hexagon implants of 3.75 mm x 10mm were used, with their intermediaries abutments, set on a steel base, forming the master model. From this, ten cobalt-chromium alloy frameworks were manufactured through the casting by induction technique. Three groups were created: Group 1 using pre-machined cylinders for manufacturing five frameworks; Group 2 with plastic cylinders for casting five frameworks; Group 3 formed by Group 2 frameworks after the manual adjustment of the prosthetic cylinders base. For passivity evaluation, strain-gauges stucked in the cervical and occlusal regions from the framework pontics were used. The measurement was performed at the tightness of the prosthetic second screw with a 10 Ncm torque. The One Way ANOVA ($\alpha = 0,05$) statistical test was used. The groups averages were 39.16 mV / V (DP 24.74 mV / V) in Group 1, 43.76 mV / V (DP 21.13 mV / V) in Group 2 and 43.64 mV / V (DP 23.38 mV / V) in Group 3. There was no statistically significant difference between groups ($p = 0,938$). Therefore, considering this study limitations, it is suggested that the manual adjustment of prosthetic cylinders did not improve the passivity degree of frameworks under study. However, the groups that used plastic cylinders for melt had similar passivity degree to the group that used pre-machined cylinders.

Keywords: adaptation, strain-gauge, implant, passivity, manual adjustment.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1a - Matriz metálica com dois orifícios para os implantes e os parafusos transversais de fixação.....	37
Figura 1b - Implante instalado com aperto do parafuso sextavado	38
Figura 1c e 1d - Os dois implantes instalados paralelamente	38
Figura 2a - Instalação do Pilar Micro-Unit	38
Figura 2b - Os dois pilares Micro-Unit instalados	39
Figura 3(a) e 3(b) - Matriz de silicona utilizada para padronização do enceramento	39
Figura 4(a), 4(b) - Cilindro do pilar Micro-Unit com cinta usinada de cobalto-cromo.	40
Figura 4 (c) - Enceramento da infra-estrutura com cilindros usinados	40
Figura 5 (a), 5(b) - Cilindro do pilar Micro-Unit calcinável	41
Figura 5 (c) - Enceramento da infra-estrutura com cilindros calcináveis.	41
Figura 6 - Retificação manual do cilindro calcinado da infra-estrutura.	42
Figura 7(a) - Enceramento sobre modelo mestre.....	42
Figura 7(b) - Infra-estrutura fundida em cobalto-cromo.....	42
Figura 8(a) - Extensômetros colados no pântico e no modelo mestre	43
Figura 8(b) - Dispositivo de saída do sinal dos extensômetros	43
Figura 9 - Aparelhos utilizados na medição de deformação das infra-estruturas	44
Figura 10 - Calibração do amplificador.....	45
Figura 11 - Medida Final	45
Gráfico 1 - Médias de deformação de cada grupo (letras iguais significam ausência de diferença estatisticamente significativa entre os grupos).....	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores médios obtidos.....	48
Tabela 2 - Resultado estatístico do teste de Análise de Variância simples (One Way ANOVA)	48

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS , SIGLAS E SIGNIFICADOS

CAD-CAM	<i>Computer Assisted Designing-Computer Assisted Machined.</i> Sistema de desenho ou projeto e execução ou corte assistido por computador
Cb-Co	Cobalto-cromo
Com	Comércio
DP	Desvio-padrão
et al	E outros (abreviatura de <i>et alli</i>)
EUA	Estados Unidos da América
F	Valor observado da estatística de teste F.
Fig.	Figura
g	Gramma
Ind	Indústria
Ltda	Limitada
mm	Milímetro
µm	Micrometro
MPa	Mega Pascal
mV	Milivolt
mV/V	Milivolt por Volt
n	Número de amostra; Observações em cada grupo
N	Newton
Ncm	Newton centímetro
p	p-valor do teste estatístico.
Periotest	Aparelho que mede a estabilidade de uma peça ou conjunto através de ressonância
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
r	Valor do teste estatístico de correlação
RS	Rio Grande do Sul
STR	Tipo de pilar intermediário utilizado em sistemas de implantes
Ti	Titânio

UCLA	Tipo de pilar intermediário utilizado em sistemas de implantes
V	Volt
3D	Três dimensões ou tridimensional
α	Nível de significância estatística
°	Grau (s)
\leq	Menor ou igual a
%	Por cento
\pm	Mais ou menos (desvio-padrão)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO PRELIMINAR DE LITERATURA	14
3 PROPOSIÇÃO	34
4 HIPÓTESE	35
5 MATERIAL E MÉTODO	36
5.1 Material:	36
5.2 Métodos:	37
5.2.1 Confeção do modelo-mestre:	37
5.2.2 Confeção das infra-estruturas:	39
5.2.3 Fundição das amostras:	42
5.2.4 Colagem dos Extensômetros	43
5.2.5 Medição das Amostras	44
6 RESULTADOS	47
7 DISCUSSÃO	49
8 CONCLUSÃO	59
REFERÊNCIAS	60
ANEXOS	66
ANEXO A - Média das amostras do grupo de cilindros pré-usinados (Grupo 1).	66
ANEXO B - Média das amostras do grupo de cilindros calcináveis (Grupo 2).	66
ANEXO C - Média das amostras do grupo de cilindros calcinados retificados (Grupo 3).	67

1 INTRODUÇÃO

A partir dos estudos de Bränemark, desde a década de 50, a implantodontia começou a deixar uma história de empirismo e falhas com os implantes subperiostais e agulhados para basear-se em pesquisas e, conseqüentemente, previsibilidade de sucesso clínico dos implantes osseointegrados (BRÄNEMARK et al., 1977). Isto ocasionou a expansão do uso destes implantes osseointegrados em casos de maior e menor complexidade restauradora (BRÄGGER, U. et al., 2005). Desta forma os Cirurgiões-Dentistas passaram a ter mais uma importante opção para a reabilitação de seus pacientes através de próteses sobre implantes, propiciando o restabelecimento da função e da estética em todos os níveis de necessidade restauradora.

Os índices de insucesso são baixos, porém existentes, e podem ocorrer na fase cirúrgica ou na fase protética. No que diz respeito à parte protética do tratamento, a adaptação dos componentes de implantes tem grande importância e, por isso, vem sendo objeto de inúmeros estudos. Isto ocorre devido ao fato de que a adaptação influencia a distribuição de forças para o sistema implante/componentes e tecido ósseo, ou seja, interfere na passividade da estrutura protética sobre seus componentes de suporte no sistema implante-restauração. Portanto, qualquer falha de adaptação ou desajuste da armação metálica da peça protética resultará em tensões na união da prótese - pilares intermediários, tensões estas transferidas diretamente aos implantes e tecido ósseo (SKALAK, 1983).

Esta união estável e livre de tensões foi definida como o nível de adaptação passiva, ou seja, como a adaptação entre prótese e pilar intermediário, que uma vez atingida não traria complicações clínicas do tipo afrouxamento, quebra e/ou soltura da peça protética ao longo dos anos. Ainda, foi sugerido na literatura que uma desadaptação de até 100 micrometros entre componentes poderia, clinicamente, ser encontrada para próteses implanto-suportadas (JEMT, 1991). Por outro lado, outros estudos indicam como parâmetro clinicamente aceitável índices de adaptação mais rígidos, como de até dez micrometros (BRÄNEMARK, 1983) de desadaptação entre prótese e pilar transmucoso. No que diz respeito aos cilindros calcináveis, fundições com pouca precisão também 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 conseguinte, as condutas clínicas e laboratoriais devem basear-se em comprovações científicas.

Por outro lado, com o objetivo de alcançar uma parte maior da população, algumas mudanças técnicas vêm sendo adotadas para diminuir os custos dos procedimentos no intuito de levar o recurso terapêutico dos implantes a camadas economicamente menos favorecidas da sociedade, principalmente no Brasil, onde as diferenças sociais ainda são grandes. Dentro destas mudanças podemos destacar a troca de ligas nobres por ligas não-nobres e a utilização de componentes protéticos simplificados, e conseqüentemente mais baratos, como os cilindros plásticos calcináveis comparados aos cilindros pré-usinados em ligas metálicas (RUBO et al., 2002; SARTORI et al., 2004).

Uma forma de verificar a quantidade de forças gerada pelo grau de passividade dos componentes é através do uso de extensômetros elétricos de resistência, também chamados de transdutores. Estes dispositivos transformam variações dimensionais em variações de corrente elétrica equivalentes (GEREMIA, 2006). Assim sendo, pode-se medir a tensão gerada a um corpo através da deformação dimensional que este sofre em decorrência de aplicação de forças.

Tendo em vista os pressupostos acima descritos, gera-se a hipótese de que a retificação pós-fundição de cilindros calcináveis possa melhorar o ajuste e a passividade destas estruturas protéticas. Neste sentido, o presente estudo tem por objetivo analisar uma possível mudança do grau de passividade de infra-estruturas de próteses parciais fixas sobre dois implantes variando o tipo de componente protético: cilindro calcinável, cilindro calcinado retificado e cilindro pré-fabricado em liga de cobalto-cromo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Com o estabelecimento da comprovação científica de previsibilidade, desde os estudos de Bränemark, os implantes endósseos osseointegráveis começaram a substituir com níveis de sucesso aceitáveis os outros tipos de implantes, como os agulhados e os subperiostais, os quais não tinham bom prognóstico (BRÄNEMARK, 1977).

Na tentativa de determinar o grau de discrepância entre infra-estruturas e intermediários, pesquisas foram realizadas para tentar alcançar este objetivo. Bränemark estabeleceu 10 μ m como sendo a medida de desadaptação aceitável entre o cilindro da infra-estrutura e o pilar do implante. (BRÄNEMARK, 1983)

A adaptação de componentes de implantes e a passividade das infra-estruturas protéticas são fundamentais para a longevidade dos implantes, pois podem gerar tensões e estresse para o implante e sua interface com o osso, podendo causar falha no tratamento com implantes, visto que este sistema, com a prótese fixada rigidamente aos implantes e estes ao osso através da osseointegração, funciona como uma peça única reagindo às forças e tensões aplicadas a este conjunto até que se alcance o limiar da sua parte mais frágil (SKALAK, 1983).

No estudo longitudinal de Zarb e Schimit (1990), para avaliar a efetividade clínica dos implantes, foram relatadas as falhas desde a primeira fase cirúrgica até o tratamento restaurador e na fase de manutenção, entre um período de 4 a 9 anos. Quanto à fase protética, a falha mais freqüente foi a fratura do parafuso de ouro, onde estaria relacionada à falta de passividade das infra-estruturas ou de sobrecargas, de acordo com os autores.

Johansson e Palmqvist (1990) estudaram retrospectivamente 50 arcos edêntulos reabilitados com próteses fixas sobre implantes com uma média de 5,2 anos de acompanhamento, com o mínimo de três anos e o máximo de nove anos. Em relação a complicações protéticas não houve falhas de afrouxamento de parafusos, que segundo os autores não aconteceu pelo rígido controle de qualidade da adaptação das infra-estruturas das próteses sobre implantes realizadas no serviço em questão. Fratura de parafuso e pilares intermediários ocorreu em três

casos e em um caso houve fratura da infra-estrutura, relacionados a pacientes com parafunção. Outro problema protético relatado foi a fratura de dentes de resina em 11 arcadas reabilitadas (22%). O índice de perda de implantes foi de 17% para a maxila e 3% para a mandíbula.

Jemt (1991) publicou seu estudo prospectivo no qual acompanhou por um ano 391 pacientes edêntulos reabilitados com próteses fixas, sendo utilizados 2199 implantes para suportar estas próteses. Foram relatados problemas como perda de implantes e afrouxamento de parafusos, fratura dos dentes de acrílico entre outros. Porém a maioria dos problemas foram facilmente resolvidos pela reversibilidade das próteses parafusadas. No protocolo de realização das próteses o autor utilizou como parâmetro de avaliação de adaptação das infra-estruturas como o teste do parafuso único e pelo apertamento de todos os parafusos protéticos, onde foram considerados adaptados aqueles casos onde não era necessário mais que meia volta (180°) para o aperto do parafuso utilizando como torque de 10 Ncm a 15 Ncm. Quando isto não era alcançado, foi preconizada a secção da peça e posterior soldagem.

Algumas técnicas no processo de fabricação das infra-estruturas são utilizadas para alcançar-se o maior grau de passividade, sendo um exemplo disso a utilização de solda das peças para compensar a contração de fundição das ligas metálicas (McCARTNEY, DOUD, 1993).

Com o objetivo de alcançar adaptação passiva de infra-estruturas de próteses sobre implantes, Aparício (1994) descreveu uma técnica onde ocorre a modificação de cilindros usinados de ouro, possibilitando a cimentação da prótese sobre os cilindros de forma telescópica, através da utilização de um sistema de cimento resinoso. Este procedimento evitaria a necessidade de soldagem e a inerente sensibilidade da técnica que é realizada pelo técnico em prótese no laboratório, economizando, ainda, tempo clínico ao evitar esta fase. Para tanto, o autor acompanhou 64 prótese, sendo 214 pilares, por períodos de um, três, 12 e 24 meses, com uma média de nove meses. Deste total, 39 próteses, com 148 pilares, eram na maxila e 25 próteses, com 66 pilares, eram na mandíbula. A osseointegração dos implantes foi avaliada com PERIOTEST antes da realização das próteses e em cada reavaliação. Foram utilizados parâmetros clínicos para a inspeção da adaptação das infra-estruturas, sendo eles: teste do parafuso único e posterior inspeção visual e/ou radiográfica de cada cilindro; assentamento suave de

todos os parafusos sem tensões, o qual era verificado através do tato do operador; e sem dor ou desconforto por parte do paciente. Nenhuma prótese foi considerada desadaptada. Houve a perda secundária de um implante maxilar e o afrouxamento de cinco parafusos de pilares no primeiro mês de observação. Segundo o autor, o afrouxamento foi devido ao excesso de cimento causando tensão no sistema, sendo corrigido com a troca do parafuso.

Waskevski, Ostrowski e Parks (1994) avaliaram uma infra-estrutura em liga de ouro de próteses totais fixas sobre implantes através de análise fotoelástica. A verificação da passividade foi realizada após a fundição, em peça única, da infra-estrutura e considerada não-passiva, visto que havia fendas entre os cilindros protéticos com os pilares intermediários dos cinco implantes do modelo fotoelástico no teste do parafuso único, com pressão digital e verificação visual. A partir disso, a infra-estrutura foi parafusada nos cinco pilares com torque de 10 Ncm, com três seqüências diferentes, e analisado o padrão de acúmulo de tensões em torno dos implantes. Na seqüência, a infra-estrutura foi seccionada e soldada. Novamente verificou-se a passividade da mesma maneira descrita anteriormente, só que desta vez a peça foi considerada passiva. Prosseguindo, a infra-estrutura foi mais uma vez testada com as três seqüências de parafusamento e verificada a tensão em torno dos implantes no modelo fotoelástico. Os resultados mostraram ocorrer grande concentração de tensões entre os implantes e nos seus ápices na peça não-passiva, diferentemente da passiva, onde não foi constatado concentração de tensões em torno dos implantes.

De acordo com Novaski (1994), a imprecisão de componentes usinados pode ocorrer devido à imprecisão das máquinas, dispositivos ou instrumentos de precisão utilizados para a fabricação das peças, sendo impossível a produção de uma com as dimensões exatas do seu desenho. Desta forma, os componentes são fabricados com limites de inexatidão, que é determinado pela tolerância admitida em suas medidas para mais ou para menos. Conseqüentemente, as infra-estruturas protéticas também vão ter algum grau de desadaptação ao pilar transmucoso.

A adaptação dos cilindros protéticos pode variar devido a alguns fatores como: distorções que podem ocorrer na realização da infra-estrutura durante os passos clínicos e laboratoriais; e o grau de adaptação de peças usinadas, visto que não há superfície totalmente lisa e polida devido a micro-rugosidades, fazendo com que não ocorra contato total de duas superfícies usinadas (ISA e HOBKIRK, 1995).

Devido aos fatos acima citados, estes pesquisadores investigaram, através de extensômetros colados nos pilares intermediários, as forças associadas à variação da adaptação dos cilindros de ouro de uma infra-estrutura simulando uma prótese fixa total sobre cinco implantes quando parafusados nos seus respectivos pilares intermediários. Como grupo controle foi utilizado infra-estrutura considerada com adaptação passiva. A partir dela, foram realizadas alterações nos pilares de número um, três e cinco, um a cada momento de medição, através da colocação lâminas de aço nos pilares em questão que geraram discrepâncias de 10 μm , 30 μm , 60 μm e 110 μm . Para ser conhecida a força em Newtons (N) em relação a variação em milivolts (mV) dos extensômetros foi realizada uma calibração com testes de tração e de compressão em Newton centímetro (Ncm) numa máquina de testes. Os resultados mostraram que houve forças de compressão nos pilares mesmo na peça passiva; que as forças geradas nos pilares não seguem uma forma constante; deficiências de 10 μm já são capazes de gerar forças nos pilares; os parafusos de ouro parafusados com torque de 10 Ncm são capazes de fechar discrepâncias de até 30 μm no pilar três, porém não são capazes disto nos pilares distais, mesmo com desadaptação menor como 10 μm , quando estes são parafusados por último.

Millinton e Leung (1995), utilizaram a técnica de adesivo fotoelástico para analisar a relação entre o tamanho e a localização de discrepâncias de adaptação e a distribuição e a quantidade de estresse gerado na infra-estrutura sobre implantes. As infra-estruturas foram conectadas nos quatro pilares colocados em replicas de implantes com torque de 10 Ncm. Após este procedimento, foi utilizado resina epóxi para fixar o conjunto nas perfurações previamente preparadas numa base representando o contorno mandibular. Desta forma a infra-estrutura estava passiva pelos critérios adotados pelos autores. A partir disso, uma desadaptação foi criada em um dos pilares, primeiro em um pilar do meio e depois em outro na extremidade, através da colocação de espaçadores metálicos nos outros três pilares e parafusando os parafusos de ouro. As variações de desadaptação foram de: 6 μm , 17 μm , 27 μm , 40 μm , 55 μm , 68 μm , 81 μm , 91 μm e 104 μm . Os resultados mostraram estresse no conjunto até em desadaptação de 6 μm . Houve uma proporção direta entre o aumento da desadaptação e a geração de estresse no conjunto. O estresse foi maior quando a desadaptação foi no pilar do meio em relação ao pilar do extremo. Contudo, o pico de estresse para o pilar do meio foi com 55 μm de desadaptação e manteve-se estável a partir deste nível de desadaptação.

Já para o pilar do extremo, o estresse foi aumentando até a maior medida de desadaptação. As maiores concentrações de estresse foram encontradas na região do meio da infra-estrutura, independentemente da localização da discrepância vertical.

A preocupação com a passividade das próteses sobre implantes é tão evidente que até mesmo as próteses provisórias merecem destaque. Desta forma, APARÍCIO (1995) relatou uma técnica onde cilindros de ouro eram modificados para remoção de áreas retentivas possibilitando a cimentação da prótese provisória sobre os cilindros em boca, garantindo um alto grau de passividade da prótese provisória. Isto confere aos implantes uma ferulização capaz de evitar forças deletérias ao osso imaturo em volta dos implantes, evitando a perda da osseointegração nesta fase do tratamento.

Em sua pesquisa publicada, Cheshire e Hobkirk (1996) investigaram, *in vivo*, o grau de passividade de cinco infra-estruturas de próteses fixas sobre implantes em mandíbulas. Neste sentido, utilizaram um material de moldagem, no caso o uma silicona de adição, verificando o espaço entre o pilar intermediário e o cilindro protético da infra-estrutura. As moldagens foram realizadas em dois momentos: com torque de 10 Ncm no aperto dos parafusos protéticos, utilizando um torquímetro; e com aperto manual. Os resultados mostraram desadaptações verticais que variaram de 0 μm a 63 μm com média de 14 μm quando foi realizado o aperto manual. No sentido horizontal, as medidas variaram de 0 μm a 113 μm com média de 46 μm . Nas medições com controle de torque de 10 Ncm, a discrepância vertical variou de 0 μm a 130 μm com média de 21 μm e a discrepância horizontal variou de 0 μm a 140 μm com média de 31 μm . Os autores alegam que o aperto manual aproxima mais os componentes porque ultrapassa, usualmente, o torque recomendado de 10 Ncm. Portanto, o aperto manual geraria maiores tensões internas entre os componentes da prótese sobre implantes, o que pode diminuir o limiar de fadiga do parafuso aumentando a probabilidade do seu afrouxamento.

Também no mesmo ano, Zoids, Winkler e Karellos (1996) analisaram a capacidade de melhora da adaptação de três métodos de união, após fundição e secção, de barras de sobredentaduras de mandíbula. Foram encontradas, com o teste do parafuso único, fendas verticais e horizontais entre o cilindro protético e o pilar sem parafuso protético com médias de, respectivamente, 44 μm e 34 μm no grupo da sobrefundição, 86,5 μm e 48 μm para o grupo da soldagem e 240,7 μm e

80,7 μm no grupo de eletrofusão. A diferença entre os grupos foi estatisticamente significativa. Neste último grupo, três de dez amostras foram inutilizadas durante a eletrofusão.

Jemt (1996) publicou um estudo *in vivo* onde foi avaliada a precisão de adaptação de próteses fixas na mandíbula, em número de dez, e na maxila, em número de sete, através da utilização da técnica de fotogramometria em três dimensões (3D). As próteses também foram comparadas com os seus respectivos modelos mestres. Foi calculado a distância horizontal, vertical, angular e em 3D. As médias calculadas em boca foram estatisticamente maiores do que aquelas medidas nos modelos mestres. Em boca, as médias de discrepância entre o centro dos cilindros protéticos e dos pilares *in situ* foram de 90 μm (desvio padrão de 51 μm) para a maxila e de 111 μm (desvio padrão de 59 μm) para a mandíbula. A variação de distorção em 3D ficou entre 9 μm a 296 μm . Ainda, nenhuma das medidas mostrou perfeito assentamento do cilindro protético com os pilares ou suas réplicas, demonstrando que não houve nenhuma prótese sobre implantes com total passividade de assentamento. Contudo, o acompanhamento clínico dos pacientes da pesquisa demonstrou que este grau de desadaptação não foi grande o suficiente para gerar tensões deletérias que causassem problemas mecânicos, como afrouxamento de parafusos, ou biológicos, como reabsorção da crista óssea em torno dos implantes ou a perda de osseointegração.

Ainda por cima, Jemt e Book (1996), também no mesmo ano, avaliaram a precisão de ajuste de próteses implanto-suportadas sobre o modelo mestre e *in vivo*, diretamente sobre os implantes, através de técnica fotogramétrica tri-dimensional. Foram avaliadas sete próteses maxilares e dez mandibulares, cada uma envolvendo de cinco a sete implantes. As médias de desajuste foram de 37 μm e 75 μm sobre os modelos mestres, e de 90 μm e 111 μm intraoralmente, para mandíbula e maxila, respectivamente. A reabsorção média do osso em volta dos implantes foi de 0,5 mm e 0,2 mm em um e cinco anos de acompanhamento respectivamente, e um máximo de 2,9 mm de reabsorção óssea para os dois grupos. Não houve correlação com o grau de desadaptação e a reabsorção óssea para nenhum dos parâmetros medidos neste estudo. Os resultados mostraram que freqüentemente próteses com níveis consideráveis de desajustes são clinicamente consideradas aceitáveis e acabam sendo instaladas no paciente.

Riedy, Lang e Lang (1997) estudaram a diferença de adaptação de dez infra-estruturas de próteses fixas totais sobre cinco implantes, sendo cinco infra-estruturas fabricadas em fundição de peça única e outras cinco através de usinagem de uma peça de titânio e soldada a laser. Para medir a adaptação foi utilizado um digitalizador a laser e um programa de computação gráfica o qual atribuía um ponto central para cada pilar do modelo e para cada cilindro da infra-estrutura comparando-os. A diferença de posição era verificada em três eixos: x, y e z. Os eixos horizontais eram x e y mostravam um desalinhamento das peças, enquanto o eixo vertical era o z, o qual mostrava a desadaptação vertical. Os resultados mostraram desadaptações no eixo z que variaram de 0,002 mm a 0,047 mm com 20% de desadaptações maiores que 0,025 mm para o grupo da usinagem e solda a laser, e 0,002 mm a 0,0068 mm com 48% de desadaptações maiores que 0,025 mm para o grupo da fundição em peça única. Estas diferenças foram estatisticamente significantes.

May et al. (1997) analisaram o efeito do grau de desadaptação entre implante e pilar intermediário e entre o pilar intermediário e o cilindro de ouro utilizando o valor do PERIOTEST como medida do grau de estabilidade do conjunto. Foram colocados seis implantes em dois ossos bovinos, sendo três em cada osso. Primeiro foi medido os pilares sem desadaptação e posteriormente, os pilares com desadaptações de 25,4 μm , 50,8 μm e 101,6 μm . Em relação aos pilares e os cilindros protéticos procederam da mesma forma. Em relação ao grau de adaptação entre implante e pilar houve um aumento da estabilidade do conjunto com o aumento da desadaptação. O contrário foi visto para a relação entre os pilares e os cilindros de ouro. Os autores justificam os resultados devido ao fato de que os cilindros de ouro são mais sensíveis ao grau de desadaptação do que os pilares, porque a estabilidade pode ser influenciada por muitos fatores como: parafuso do pilar ser mais robusto que o do cilindro; relação de macho/fêmea entre os hexágonos externo e interno dos implantes e dos pilares respectivamente; e uma maior espessura como um todo do pilar em relação ao cilindro de ouro.

Utilizando coelhos, Michaels; Carr e Larsen (1997) pesquisaram a influência da desadaptação na interface entre o osso e o implante. Neste sentido, foram colocados dois implantes em cada tíbia de cada coelho. Um coelho foi sacrificado com seis semanas da colocação dos implantes. Nos demais, foram realizadas duas barras, uma para cada dois implantes de cada tíbia. Para cada coelho foi realizada

uma barra adaptada e outra desadaptada, cerca de 400 µm de diferença entre esses dois grupos de barras. Após doze semanas os coelhos foram sacrificados para verificação da quantidade de contato entre osso e implante. Não foram encontradas diferenças entre os grupos, demonstrando uma capacidade adaptativa do tecido ósseo frente à desadaptação da barra.

No ano seguinte, May et al. (1998) realizaram um estudo para avaliar a capacidade de detecção de desadaptação de infra-estruturas de próteses sobre implantes do PERIOTEST. Para tanto, os autores avaliaram a desadaptação tridimensional do ponto central dos cilindros protéticos da infra-estrutura com o ponto central dos pilares no modelo mestre e, posteriormente, avaliaram estas infra-estruturas *in vivo* através do valor do PERIOTEST. Apesar da correlação entre as metodologias ter sido fraca ($r=0,51$), valores maiores do PERIOTEST apareceram quando maiores fendas no eixo z (vertical) estava presente, indicando menor estabilidade do sistema quanto maior o valor do PERIOTEST.

Também no mesmo ano, Byrne et al. (1998) estudaram a adaptação de pilares pré-usinados, calcináveis e pré-usinados modificados aos implantes em duas zonas: entre o pilar e o implante e entre o parafuso protético e a área de assentamento deste parafuso. Para tanto, os pesquisadores dividiram o trabalho em seis grupos com 20 amostras cada um (grupo 1: implante NobelPharma e pilar CeraOne sem ciclo de queima de cerâmica; grupo 2: implante 3I e pilar STR sem ciclo de queima de cerâmica; grupo 3: implante 3I e pilar UCLA calcinável com ciclo de queima de cerâmica; grupo 4: implante NobelPharma e pilar UCLA calcinável com ciclo de queima de cerâmica; grupo 5: implante 3I e pilar UCLA pré-usinado com ciclo de queima de cerâmica; e grupo 6: implante 3I e pilar UCLA pré-usinado sem ciclo de queima de cerâmica). Após a fundição das peças em liga de ouro-paládio, procederam a fixação dos pilares nos implantes, seguindo o troque recomendado pelo fabricante, para posteriormente incluírem estes corpos de prova em resina e realizaram os cortes para a realização das medições. Foram analisadas a maior fenda externa, a discrepância horizontal externa, o primeiro contato mais externo do pilar no implante, o contato, a fenda a 0,15mm e a 0,25mm, o contato do parafuso com a superfície de assentamento e a fenda entre o parafuso e esta superfície a 0,1mm e a 0,2mm. Os resultados mostraram que os pilares pré-usinados tiveram resultados melhores em termos de adaptação em relação aos pilares calcináveis.

Com o intuito de encontrar na literatura os procedimentos que pudessem ser adotados como medidas para melhorar a adaptação de próteses sobre implantes, Wee; Aquilino; Schneider (1999) realizaram uma revisão que selecionou trabalhos sobre o assunto. A maioria dos trabalhos eram artigos de técnica ou clínicos e apenas alguns eram de estudos clínicos retrospectivos e prospectivos. As estratégias avançadas para alcançar a melhor adaptação foram categorizadas em métodos que utilizavam index intra-oral e os que utilizavam um modelo mestre. Entre as técnicas intra-orais os autores incluíram: index intra-oral de acrílico autopolimerizável e componentes de moldagem para a verificação da fundição e/ou correção do modelo mestre; soldagem ou sobrefundição das partes da infra-estrutura após a união em boca; cimentação da prótese sobre os componentes protéticos de implantes. Entre as técnicas que utilizaram modelos mestres estavam: solda a laser de infra-estruturas de titânio a partir do modelo; eletrocorrosão. Foi enfatizado que para as técnicas sobre o modelo, parte-se do princípio que a reprodução da posição dos componentes pelos análogos é fiel. Segundo os autores, muitos fatores prejudicam o alcance da adaptação passiva durante todo o processo de realização da prótese sobre implante, porém o uso de procedimentos meticulosamente precisos em prótese sobre implantes e de estratégias avançadas para melhorar a adaptação continuam sendo indicadas para chegar-se a precisão em próteses sobre implantes.

A obtenção de passividade de infra-estruturas é crítica para a manutenção e o sucesso da osseointegração ao longo do tempo. A falta de passividade adequada pode gerar falha mecânica do sistema de implante e prótese e falhas biológicas dos tecidos de suporte. Contudo, a verificação da passividade das infra-estruturas pode ser interferida por vários fatores como a técnica utilizada, a posição supra-gengival ou sub-gengival da fenda entre prótese e componentes, da experiência do clínico entre outros fatores. Devido à falta de diretrizes científicas para determinar clinicamente a passividade adequada em prótese sobre implantes, foi realizada uma revisão de literatura para identificar as técnicas de verificação clínica de adaptação protética. Entre as técnicas encontradas estavam: pressão digital alternada sobre os pilares para verificar a presença de movimento de báscula no sistema; visão direta e sensação tátil; radiografias; teste do parafuso único; teste de resistência do parafuso; utilização de dispositivos especiais e outros materiais para verificar a espessura da fenda. Portanto, foi sugerido que se deve utilizar mais de um método

para a avaliação clínica das próteses visto que não há uma forma absoluta de medição clínica da passividade (KAN et al., 1999).

Castilio (2000), avaliou a interface entre pilar intermediário e cilindro protético utilizando um microscópio comparador. Foram fundidas cinco peças em cobalto-cromo e cinco em titânio. As peças foram fundidas em monobloco, realizada a medição com o microscópio e posteriormente cortadas e soldadas para nova medição. As médias de fenda foram de 26,164 μm para as peças em monobloco que foi estatisticamente diferente da média para as peças soldadas, que foi de 19,943 μm . Em relação ao tipo de metal usado na fundição, as médias foram de 21,262 μm para as peças de titânio e de 24,845 μm para as de cobalto-cromo, sendo esta diferença estatisticamente significativa.

Não obstante, a própria maneira de fabricação dos componentes, passos clínicos e laboratoriais induz algum grau de desadaptação ou geração de tensões sobre os implantes. As peças para implantes são geralmente usinadas e, neste processo, as medidas reais muitas vezes não são as mesmas das medidas nominais (medidas das peças em seu desenho). Portanto, o grau de exatidão entre as medidas do seu desenho e as medidas reais das peças é chamado de precisão (MEYER, 2000). No seu trabalho, foi estudado, portanto, a adaptação dos pilares aos implantes e o intercâmbio de pilares e implantes entre sistemas ditos intercambiáveis, ou seja, implantes de hexágono externo com plataforma de 4,1mm. Houve diferenças entre e intra-sistemas, o que pode ocasionar problemas mecânicos no sistema de prótese e implante ou para os tecidos de suporte no tratamento com implantes para os pacientes edêntulos.

Romero et al. (2000), avaliaram três técnicas de melhorar a adaptação de barras para sobredentaduras em dois implantes, após a sua fundição. Foram feitas 30 barras, divididas em três grupos de dez, um para cada técnica: correção através de secção da barra e sobrefundição (grupo 1); correção através de secção da barra e soldagem (grupo 2); e usinagem por descarga elétrica (grupo 3). Antes da correção foram encontradas fendas nos cilindros de ouro sem parafuso, quando do teste do parafuso único, de 192 μm , 190 μm e 198 μm , em média, para cada grupo respectivamente. Após os métodos de correção, estas fendas foram de 15 μm , 72 μm e 7,5 μm respectivamente. Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1 e 2 e entre os grupos 2 e 3. não houve diferença entre os grupos 1 e 3. não obstante, todas as técnicas melhoraram o grau de adaptação das barras.

No trabalho de Vigolo; Majzoub; Cordioli (2000), foi verificado através de micrômetro, antes e depois da fundição de liga nobre e após a queima de cerâmica, o diâmetro da base de 30 pilares UCLAS (3I), profundidade do seu hexágono e liberdade rotacional do pilar quando conectado ao implante (3,75 mm x 10 mm, 3I), o qual estava fixado em uma base metálica por um parafuso, medindo através de um dispositivo feito pelos autores que somava o ângulo de rotação no sentido horário com o anti-horário. Não foi encontrado diferença estatisticamente significativa para nenhum dos parâmetros avaliados.

Duyck et al. (2000), avaliaram a força e momentos fletores em 13 pacientes com próteses totais fixas sobre implantes através da utilização de extensômetros quando todos os parafusos (cinco ou seis implantes) estavam apertados e com a aplicação de uma força de 50N em pontos diferentes das superfícies oclusais. As medidas foram repetidas com quatro e depois com três implantes, com os parafusos apertados. As maiores forças foram geradas quando foi diminuído o número de pilares. As extensões distais tinham efeito de dobradiça, com maiores forças compressivas no implante próximo à aplicação da carga e de tração e baixa compressão nos demais implantes.

Dinato; Wulff; Bianchini (2001) relataram que o aperto dos parafusos pode mascaram alguma falha de adaptação entre a infra-estrutura e o intermediário, podendo acarretar complicações futuras como fratura de parafusos e perda óssea periimplantar. Além disso, os clínicos enfrentam dificuldades para analisar as infra-estruturas quanto a sua passividade através de testes subjetivos, uma vez que os trabalhos científicos utilizam a microscopia eletrônica de varredura e a escala dos micrometros, sendo inviável a utilização clínica desta metodologia. Para estes autores, as causas da falta de passividade de próteses sobre implantes ocorrem devido a vários fatores, entre eles são destacados: o alinhamento dos implantes, as técnicas de moldagem, características dos materiais utilizados, processos laboratoriais de realização da infra-estrutura, soldagens, desenho e configuração da infra-estrutura e experiência profissional do cirurgião-dentista e do técnico de laboratório. Portanto, a passividade de 100% ainda não é tecnicamente possível e o objetivo seria realizar a prótese sobre implante mais passiva possível de ser alcançada.

Os mesmos autores elencam alguns princípios a serem seguidos para alcançar-se o maior grau de passividade possível:

- ➡ Utilizar componentes pré-usinados;
- ➡ Verificar radiograficamente o assentamento;
- ➡ Utilizar cilindros de proteção de pilar para evitar o acúmulo de resíduos sobre os mesmos;
- ➡ Utilizar componentes novos e do mesmo sistema;
- ➡ Utilizar bons materiais de moldagem;
- ➡ Empregar corretamente as técnicas de enceramento, inclusão e fundição;
- ➡ Utilizar ligas de boa qualidade e tampas de proteção do cilindro protético durante a usinagem da infra-estrutura;
- ➡ Em próteses extensas utilizar ligas de ouro e conectores de, no mínimo, 4 mm garantindo a rigidez necessária;
- ➡ Utilizar soldagem sempre que necessário;
- ➡ Não permitir tensão nos parafusos;
- ➡ Ajuste oclusal;
- ➡ Controle contínuo da adaptação.

Investigando o efeito do grau de passividade de próteses sobre implantes na estabilidade dos parafusos protéticos, Al-Turki et al. (2002) realizaram um estudo com carga cíclica no *cantilever* em próteses totais fixas com adaptação passiva, e desadaptações de 50 μm , 100 μm e 175 μm no pilar da extremidade oposta à aplicação da carga cíclica. Para tanto, também foram utilizados espaçadores metálicos em quatro pilares para gerar a desadaptação no outro pilar a partir de uma prótese considerada passiva. Como o aperto dos parafusos protéticos com torque de 10 Ncm foi capaz de fechar a discrepância de 50 μm no quinto pilar, apenas três níveis de discrepância foram considerados: sem discrepância, com discrepância de 100 μm e de 175 μm . Houve diferença estatisticamente significativa para a estabilidade dos parafusos protéticos com discrepância de 100 μm e 175 μm em relação às medidas de detorque dos parafusos da prótese sem discrepância. Portanto, foi considerado inaceitável desadaptações maiores que 100 μm em próteses implanto-suportadas.

Para estudar a distribuição de estresse em infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas em função do tipo de liga para fundição utilizada, Janson (2002) lançou mão de extensômetros que foram colados na infra-estrutura próximos ao pilar

adjacente ao cantilever. As amostras foram divididas em dois grupos, um que foi utilizado liga de paládio-prata e outro de cobalto-cromo. Depois da fixação da infra-estrutura no modelo mestre, era aplicada uma carga estática de 100 N a 10, 15 e 20 mm do pilar distal no *cantilever*. Os resultados mostraram que a liga de cobalto-cromo deve de formação menor em relação à liga de paládio-prata quando da aplicação de forças no *cantilever*.

Ainda no mesmo ano, Rubo et al. (2002) realizaram um estudo *in vitro* que avaliou a adaptação de cilindros calcináveis e pré-fabricados para intermediários de implante. A liga utilizada foi cobalto-cromo para a realização das infra-estruturas dos cilindros de plástico e de prata-paládio para os pré-fabricados. Foram utilizados os seguintes componentes (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo-SP): um pilar standard de 4 mm de altura; 5 cilindros pré-fabricados de prata-paládio (grupo 1 ou controle); 5 cilindros de plástico (grupo 2); 30 parafusos de titânio. Uma réplica de implante de 3,75 mm de diâmetro e hexágono externo foi colocada em uma base octogonal de aço inox com 10 mm de largura e 10 mm de altura, sendo que a cabeça da réplica do implante ficou posicionada para fora do dispositivo e este foi fixado com um parafuso auxiliar. O pilar foi colocado e dado um torque de 20Ncm. Já os cilindros foram fixados com torque de 10Ncm. Para análise da adaptação foi utilizado um microscópio ótico de precisão de 1 μ m e aumento de 150 vezes. Cada cilindro foi medido oito vezes em cada uma das três vezes em que foi parafusado à réplica do implante (24 medições por cilindro). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Alguns trabalhos têm demonstrado os efeitos de cargas cíclicas na adaptação dos componentes de próteses sobre implantes. Neste sentido, Hecker e Eckert (2003) encontraram, em sua pesquisa, uma influência deste tipo de carga, a qual simula o efeito da mastigação ou de parafunção ao longo do tempo, na adaptação de próteses sobre implantes. Eles relataram que, após carga cíclica na região anterior de próteses totais fixas sobre cinco implantes, houve uma diminuição da fenda entre o pilar intermediário e o cilindro protético. Segundo os autores, esta diferença pode acarretar tensões acumulativas na união dos parafusos cuja resultante poderia ser o afrouxamento ou até a fratura destes parafusos. Já quando a carga foi aplicada na região da extensão distal das próteses, tanto unilateralmente quanto bilateralmente, não ocorreram modificações significantes nas medidas de adaptação.

Takahashi e Gunne, (2003), compararam dois tipos de fabricação de infra-estruturas através da medição da espessura de material de moldagem após pressão digital das infra-estruturas com silicona de adição fluida dentro dos cilindros protéticos sobre os pilares. Para tanto, foram utilizadas cinco infra-estruturas de liga áurica e 14 infra-estruturas de titânio feitas através do sistema CAD-CAM (Procera). Foram realizadas quatro medições em cada pilar, sendo duas no sentido antero-posteriores e outras duas no sentido méso-distal. Para as infra-estruturas Procera foi encontrada uma média de fenda de 26,9 μm (desvio padrão 9,3) para o outro grupo foi encontrada uma média de fenda de 46,8 μm (desvio padrão 8,8). Esta diferença foi estatisticamente significativa.

Também no mesmo ano, Brogginini et al. (2003) e seus colaboradores avaliaram dois tipos de conexão de implantes. Uma conexão consistia de duas peças, ou seja, o implante e o pilar intermediário, e a outra consistia em um implante de corpo único, em outras palavras, sem uma interface de contato entre implante e pilar intermediário. Portanto, foi avaliada a reação dos tecidos adjacentes aos implantes. Para tanto foram utilizados cachorros nos quais foram colocados os implantes. Os pesquisadores encontraram infiltrado inflamatório crônico e maior perda óssea nos implantes de duas peças em relação aos implantes de peça única.

Muitas pesquisas são realizadas para avaliar técnicas que teoricamente possam melhorar a adaptação de infra-estruturas de próteses sobre implantes com o intuito de, clinicamente, evitar problemas mecânicos, como afrouxamento de parafusos ou fraturas de componentes, e problemas biológicos, como irritação de tecidos moles, dor, estresse, perda óssea marginal ou perda de osseointegração. Neste sentido, Eisenmann et al. (2004) estudaram, *in vitro*, o efeito da eletrocorrosão na adaptação de infra-estruturas, de ouro e titânio, de próteses fixas sobre implantes. Para tanto, foram utilizadas duas metodologias, a microscopia eletrônica de varredura e análise de estresse fotoelástico, ambas antes e depois da eletrocorrosão das infra-estruturas. Os resultados das duas metodologias mostraram melhoria de adaptação estatisticamente significativa nos dois tipos de ligas utilizadas na fabricação das infra-estruturas utilizadas neste estudo.

Um outro estudo foi desenvolvido para avaliar a adaptação e passividade de infra-estruturas de próteses parciais fixas de três elementos sobre dois implantes simulando a posição do segundo pré-molar superior ao segundo molar superior. Foram realizadas cinco infra-estruturas de ouro com cilindros de ouro para pilar

cônico em monobloco e outras cinco em titânio com o uso de cilindros calcináveis de plástico pela mesma técnica laboratorial. Avaliou-se, através de um microscópio óptico, a adaptação antes e após a eletrocorrosão das peças. Foram medidos os cilindros com aperto de 10 Ncm nos dois pilares e com o mesmo aperto de apenas um pilar, medindo-se o pilar apertado e o solto. Após a eletrocorrosão, encontrou-se diferença estatística na desadaptação que foi menor no grupo de ouro com ambos os pilares aparafusados em relação ao de Ti. Igualmente, após a eletrocorrosão todas as medições tiveram melhoras na adaptação estatisticamente significantes (SARTORI et al., 2004).

Naconecy et al. (2004), publicaram um estudo que avaliou três técnicas de moldagem de próteses sobre implantes através da utilização de extensômetros de resistência elétrica. As técnicas de moldagem, todas utilizando poliéter como material de moldagem, foram: grupo 1 - esplintagem dos quadrados de moldagem com resina acrílica autopolimerizável; grupo 2 - apenas quadrados de moldagem sem esplintagem; e grupo 3 - utilização de componentes de moldagem fechada. Foram utilizados 16 extensômetros colados em cada infra-estrutura, onde cada par de extensômetro formou meia ponte de Wheatestone. O grupo 1 apresentou resultados melhores, enquanto que os grupos 2 e 3 foram estatisticamente semelhantes.

Através do uso de microscopia eletrônica de varredura, Chang et al. (2005) avaliaram o tamanho da fenda, quando do teste do parafuso único, nos pilares tipo UCLA em um modelo experimental de três implantes a 7 mm de distância entre si e com o desalinhamento de 2 mm do implante do meio em função do tipo de processo de fundição e da localização do parafuso no momento do teste do parafuso único. Foi utilizado liga áurica para a fundição das infra-estruturas. Os grupos foram divididos em fundição com centrífuga e com vácuo de argônio, com uma quantidade de dez corpos de prova para cada grupo. Foram encontradas fendas de 44 μm a 48 μm no grupo que utilizou centrífuga e de 28 μm a 32 μm para o que utilizou ambiente de argônio quando o parafuso estava em um pilar da extremidade. Quando o parafuso estava no pilar do meio, foram encontradas fendas que variaram de 40 μm a 51 μm e de 27 μm a 29 μm para cada grupo respectivamente. Estes resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes quanto à adaptação das peças em relação ao tipo de técnica de fundição utilizada.

O trabalho de Siamamoto Jr. et al. (2005) teve por objetivo avaliar *in vitro* o grau de desajuste antes e após o uso do retificador de cilindros fundíveis, em próteses fixas de três elementos, anteriormente à etapa de soldagem. Para tanto, a partir de dois modelos mestres foram obtidos seis modelos de trabalho e foram fundidos 18 pilares plásticos tipo UCLA em níquel-cromo para restaurações metalocerâmicas. Após sua confecção sobre os modelos de trabalho, os corpos de prova, retornaram aos modelos mestres sendo parafusados com torque de 20N/cm. A retificação dos pilares foi realizada até serem consideradas adaptadas ao exame com lupa sobre o modelo, sendo realizadas, em média, seis voltas da fresa retificadora para fazer a retificação dos cilindros em questão. A leitura do desajuste vertical foi realizada sob o microscópio eletrônico de varredura, analisando as faces mesial e distal de cada pilar, totalizando 72 medições. Foi observada diferença estatisticamente significativa após a retificação dos pilares. Houve constatação de que 64% dos pilares apresentam desajuste $\leq 10 \mu\text{m}$, sendo observado melhora 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.

Cardoso (2005), comparou a adaptação, *in vitro*, entre pilar e cilindro pré-fabricado e calcinável antes e depois da fundição em liga de níquel-cromo-titânio, simulando uma barra para overdenture inferior. Para a avaliação da fenda horizontal e vertical foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura. Utilizou-se 40 cilindros divididos em quatro grupos de dez: 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 os mesmos após solda.

Brägger et al. (2005) apresentaram um estudo de coorte com uma primeira avaliação em um ano após a entrega da prótese sobre implante e com a segunda avaliação realizada entre oito e 12 anos após a entrega da prótese sobre implante, com uma média de dez anos de acompanhamento no momento da segunda avaliação. No primeiro ano foram avaliados 129 pacientes, e na segunda avaliação foram 89 pacientes. Os pacientes foram divididos em três grupos, sendo um de pacientes com coroas unitárias sobre implantes, outro de pacientes com próteses parciais fixas sobre implantes e o terceiro grupo de pacientes com próteses parciais fixas sobre implantes e dentes. Os pesquisadores dividiram as falhas e

complicações em sendo técnicas ou biológicas. As falhas ou complicações técnicas envolviam os seguintes aspectos: afrouxamento do parafuso protético; fratura do parafuso protético; perda de retenção; afrouxamento do parafuso do pilar; fratura do parafuso do pilar; fratura da infra-estrutura metálica; fratura da cerâmica; e o aspecto de contato oclusal ou intrusão dentária. Já as falhas ou complicações biológicas envolviam os seguintes aspectos: bolsas com profundidade de sondagem com 5 mm ou mais, além de sangramento e/ou supuração; e a perda da osseointegração. Fatores de risco como os de saúde geral e parafunção foram diagnosticados através de questionários e sinais clínicos. Os resultados mostraram que as complicações aumentavam com o passar do tempo e com o aumento da complexidade do tratamento. O grupo de coroas unitárias teve 33,5% de casos com complicações ou falhas, por sua vez o grupo de prótese parcial fixa sobre implante teve complicações ou falhas em 45,5% dos casos enquanto que o grupo de prótese parcial fixa sobre implante e dente teve índice de 50% de complicações ou falhas.

Por sua vez, Geremia (2006), estudou a influência da inclinação dos implantes distais em próteses tipo protocolo Bränemark. A pesquisa apresentou dois grupos com cinco amostras cada um: um com os implantes retos e pilares retos e outro com implantes distais inclinados e pilares retos também. Para verificar o momento fletor e a força induzida nos pilares, foram utilizados os registros de deformação medida por três extensômetros colados em cada um dos cinco pilares dos modelos mestres de cada grupo quando da aplicação de uma força estática de 50 N no *cantilever* das infra-estruturas. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os pilares distais inclinados e os retos, implicando que os implantes inclinados tiveram uma condição biomecânica mais favorável para o tipo de prótese sobre implante estudada.

Ainda neste mesmo ano, utilizando extensômetros e seguindo metodologia parecida com a citada anteriormente, Naconecy (2006), avaliou a influência da inclinação dos implantes distais e o número de implantes, se três, quatro ou cinco implantes, na força e momento fletor nos pilares. Houve diferença estatisticamente significativa da inclinação dos pilares quando havia quatro ou cinco implantes. Para três implantes a inclinação dos pilares distais não foi diferente dos pilares retos.

Torres; Mattos; Ribeiro (2006), propuseram a adoção de alguns parâmetros para estudar-se a adaptação de próteses sobre implantes: passividade, passividade média, desajuste vertical, redução de desajuste e percentual de redução de

desajuste. Os autores chegaram a estes parâmetros após avaliarem em microscópio óptico a adaptação de infra-estruturas de prótese total fixa implanto-suportada fundidas em três tipos de ligas: titânio comercialmente puro, níquel-cromo-titânio e cobalto-cromo. As medidas foram feitas com o teste do parafuso único, apertamento alternado bilateral dos pilares distais e com todos os pilares apertados. Os valores obtidos com o aperto alternado dos parafusos um e cinco resultaram nos dados de passividade. A média desses valores expressou o parâmetro denominado passividade média. Os valores obtidos com todos os parafusos apertados com torque de 10Ncm resultaram nos dados de desajuste vertical. A diferença entre os valores de passividade média e desajuste vertical possibilitou o cálculo do parâmetro denominado redução de desajuste. A aplicação de uma regra de três simples, onde o valor de passividade média correspondeu a 100% e o valor de redução de desajuste correspondeu ao percentual a ser calculado, resultou na obtenção dos valores percentuais de redução de desajuste.

Daroz (2006) apresentou um estudo onde avaliaram o fresamento corretivo de estruturas implanto-retidas. Foram avaliadas infra-estruturas fundidas em monobloco antes e depois de realizar a correção com retificadores manuais. Foram realizadas 40 infra-estruturas, onde 20 foram fundidas em titânio comercialmente puro e outras 20 em cromo-cobalto. Foram utilizadas cinco réplicas de pilares Micro Unit (conexão) simulando uma prótese total fixa inferior, colocados em uma matriz metálica. Dividiram-se os grupos em subgrupos de acordo com a seqüência de retificação: A – fresamento da base do cilindro e depois a base de assentamento do parafuso protético. B – a seqüência inversa. As medições foram realizadas com microscópio mensurador, com a técnica de parafuso único. Nos Grupos Ti A e B, assim como no Grupo Co-Cr A, não foi observada diferença significativa entre as condições experimentais (Grupo Ti A, $p=0,9048$; Grupo Ti B, $p=0,273$ e Grupo Co-Cr A, $p=0,4966$). Porém, diferenças estatisticamente significativas, foram observadas no Grupo Co-Cr B, após a retificação corretiva das bordas dos cilindros fundidos ($p=0,0017$). Foi concluído que os procedimentos de fresamento corretivo não mostraram efeito significativo sobre a adaptação marginal das peças de titânio. Contudo, em um grupo de peças fundidas em Co-Cr, a retificação das bordas dos cilindros mostrou efeito adverso sobre a passividade.

Karl et al. (2006) estudaram a quantidade de carga transmitida ao osso por próteses parciais fixas sobre três implantes, utilizando, para tanto, *strain gauges* em

modelos *in vitro* e *in vivo*, além de uma análise de elemento finito a partir dos dados *in vivo*. Foram criados quatro grupos de dez amostras cada um, onde foi variada a técnica de fabricação das próteses: grupo de prótese cimentada, moldado com a técnica de reposicionamento do transferente e fundição de cilindros de plástico calcináveis; grupo de próteses parafusadas, moldado com a técnica *pickup* e fundição de cilindros de plástico calcináveis; grupo de próteses parafusadas, moldado com técnica *pickup* e sobrefundição de cilindros de ouro; e grupo de próteses parafusadas, moldadas com a técnica *pickup* e cimentação da infra-estrutura aos cilindros de ouro. O modelo *in vitro* foi baseado na condição oral de um paciente voluntário que participou da pesquisa. Neste modelo havia três implantes suportando uma prótese fixa de cinco elementos. Foram colados dois extensômetros na região superior dos pânticos das infra-estruturas e dois próximos a cada um dos implantes, na base de resina epóxi formando um ângulo de 180°. Nas medições *in vivo*, foram colados extensômetros apenas na superfície superior das infra-estruturas na região dos pânticos, perfazendo um total de dois extensômetros. Foram medidos, por razões éticas, apenas cinco corpos de prova os quais melhor refletiam a média das medições *in vitro* de cada grupo. Para os grupos parafusados foi utilizado o aperto de 20 Ncm nos parafusos, enquanto que para o grupo cimentado foi utilizado cimento provisório, solicitando para o paciente morder a prótese para facilitar o assentamento. A partir destes dados foi criado um modelo de análise de elemento finito para cada um dos grupos e, também, um modelo de tensão no osso a partir da aplicação de 200 N em um implante isolado para posterior comparação. Os resultados da análise de elemento finito mostram que todas as técnicas de fabricação de próteses sobre implantes avaliadas geraram tensões de 5 MPa a 30 MPa no osso cortical e de 2 MPa a 5MPa no osso trabeculado em volta dos implantes, medidas estas similares a gerada por uma força axial de 200 N sobre o implante, ficando, segundo os autores, dentro de um patamar de tolerância da plasticidade biológica do tecido ósseo.

Coelho et al. (2007) mostraram uma nova metodologia que media a fenda entre o implante e seu pilar intermediário em função da sua localização no raio do implante. Para tanto, foram utilizados seis implantes de hexágono externo com diâmetro de 3,75 mm, os quais foram incluídos, com seus respectivos pilares intermediários parafusados com 20 Ncm, em resina epóxi e, após o período de presa, foram desgastados em seis distâncias radiais diferentes para a medição das

fendas com auxílio de um microscópio óptico com aumento de 1000 vezes. Os resultados mostraram que o comprimento da fenda entre a região mais interna, próxima à região de engrenagem do parafuso, e a região externa foi de aproximadamente 300 μm . A dimensão vertical da fenda entre a região interna e um raio de 250 μm variou de 0 μm a 10 μm , aumentando na região mais externa. Segundo os autores, esta metodologia pode ajudar a entender o funcionamento das próteses sobre implantes, uma vez que mostrou diferença entre o tamanho da fenda na região interna em relação à externa, que mostrou ser maior.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar, através do uso de extensômetros, a passividade de infra-estruturas de cobalto-cromo sobre dois implantes, simulando as dimensões de uma prótese parcial fixa de três elementos, em função do tipo de cilindro e de tratamento laboratorial apresentado: cilindro pré-usinado com cinta de cobalto-cromo – controle; cilindro calcinável de plástico; e cilindro calcinável de plástico com retificação da sua base interna pós-fundição.

4 HIPÓTESE

Implica-se a hipótese nula que as infra-estruturas com os cilindros calcináveis ou com retificação interna pós-fundição destes cilindros seriam semelhantes e teriam o mesmo grau de passividade que as infra-estruturas com cilindros pré-usinados.

5 MATERIAL E MÉTODO

5.1 Material:

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.
- ➡ 4 (quatro) pilares intermediários Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) para implante de plataforma regular, hexágono externo.
- ➡ 2 (dois) quadrados de moldagem (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).
- ➡ 2 (duas) réplicas de implantes de hexágono externo de plataforma 4,1 mm (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).
- ➡ 10 (dez) cilindros de acrílico para pilar Micro-Unit plataforma regular (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).
- ➡ 10 (dez) cilindros 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 de Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).
- ➡ 1 (um) motor elétrico com controle de torque (Driller, São Paulo, Brasil)
- ➡ 1 (um) contra-ângulo redutor 1/16 (Kavo do Brasil Ind e Com Ltda, Joinville, SC, Brasil)
- ➡ 1 (uma) chave hexagonal 1,2 mm para contra-ângulo (3I, Palm Beach, Flórida, Estados Unidos da América)
- ➡ 1 (uma) chave hexagonal oca para contra-ângulo (3I, Palm Beach, Flórida, Estados Unidos da América)

- ➔ 1 (um) amplificador de sinal de extensômetro (Laboratório de Instrumentação, Faculdade de Engenharia, PUCRS, Porto Alegre, Brasil)
- ➔ 32 (trinta e dois) extensômetros de resistência elétrica (Exel Engenharia de Sensores Ltda. Embu, São Paulo, Brasil)
- ➔ 1 (uma) máquina de fundição por indução (Neutrodyn-Easyti Manfred, Torino, Itália)
- ➔ 1 (uma) máquina de solda a laser (EV Laser V900, Casnigo, Itália)
- ➔ Liga de cobalto-cromo (Wirobond C, Bego, Bremen, Alemanha)

5.2 Métodos:

5.2.1 Confeção do modelo-mestre:

Foi confeccionada uma matriz metálica, de aço 8640 (Metalúrgica Cotrac Ltda. Porto Alegre. RS. Brasil), com dimensões de 10 mm x 20 mm x 25 mm, com dois orifícios na parte superior para colocação dos implantes. Para fixação dos implantes, foram colocados dois parafusos transversais sextavados. Foram colocados dois implantes de 3,75 mm x 10 mm (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), de hexágono externo, distantes 18 mm de centro a centro de cada implante, e, em seguida, os parafusos transversais foram apertados com um torque manual (Fig. 1a, 1b, 1c e 1d).

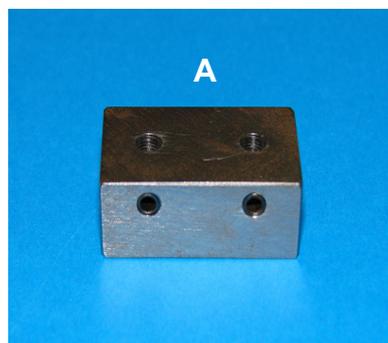


Figura 1a - Matriz metálica com dois orifícios para os implantes e os parafusos transversais de fixação

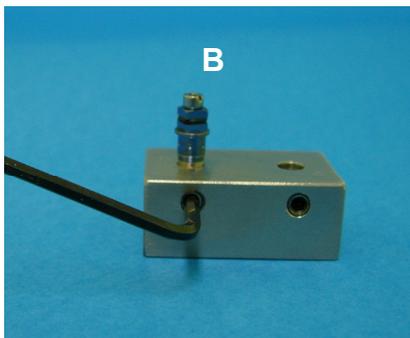


Figura 1b - Implante instalado com aperto do parafuso sextavado

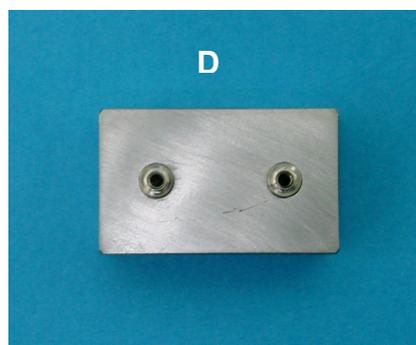
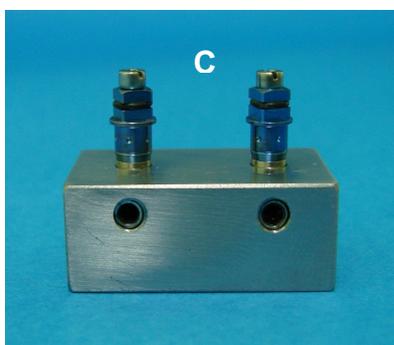


Figura 1c e 1d - Os dois implantes instalados paralelamente

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 aperto de 20 Ncm em cada um, como recomendado pelo fabricante (Fig. 2a e 2b).

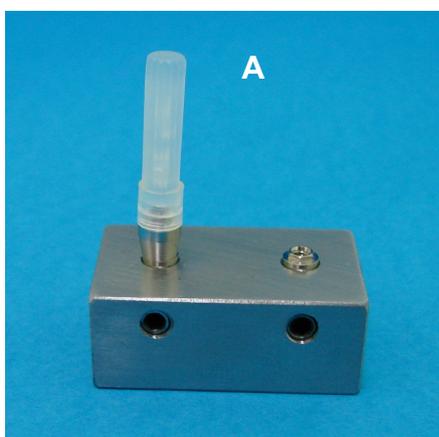


Figura 2a - Instalação do Pilar Micro-Unit

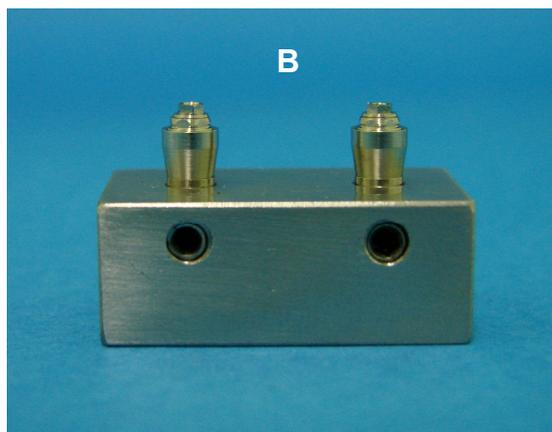


Figura 2b - Os dois pilares Micro-Unit instalados

5.2.2 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 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 silicóna (Star Gold, Sterngold Implamed, Atleboro, EUA) para duplicação (Fig. 3a e 3b), padronizando o enceramento de todas as barras.

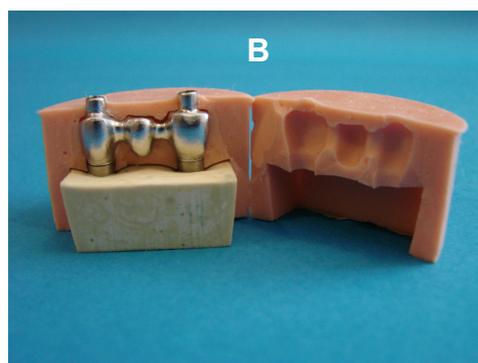
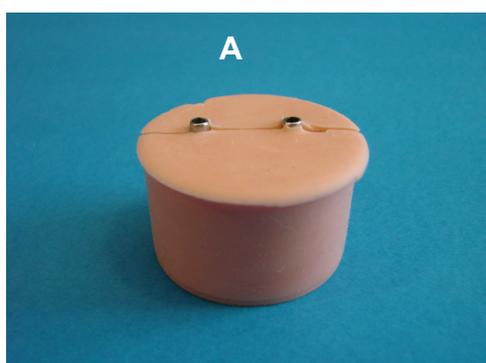


Figura 3(a) e 3(b) - Matriz de silicóna utilizada para padronização do enceramento.

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

Grupo 1:

Foram utilizados dez cilindros pré-usinados de cobalto-cromo do pilar Micro-Unit para a realização de enceramento e subsequente fundição por indução (Neutrodyn-Easyti Manfred, Torino, Itália) 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 (EV Laser V900, Casnigo, Itália), através da secção da peça fundida com disco de carborundum na região do conector e a sua posterior união com resina acrílica (GC pattern) da peça parafusada no modelo mestre, para se conseguir o máximo de adaptação passiva e não influenciar no método (Fig. 4a, 4b e 4c).

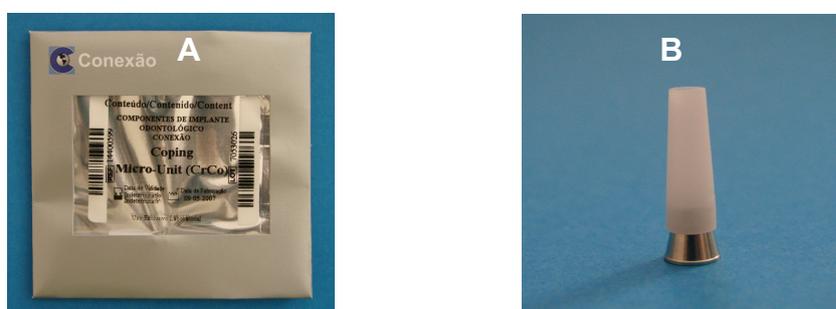


Figura 4(a), 4(b) - Cilindro do pilar Micro-Unit com cinta usinada de cobalto-cromo

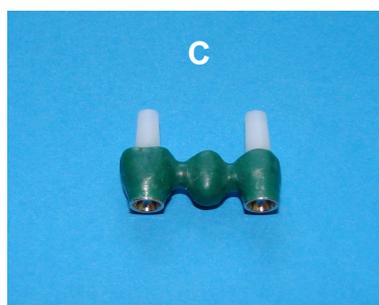


Figura 4 (c) - Enceramento da infra-estrutura com cilindros usinados

Grupo 2:

Outros dez cilindros calcináveis de plástico do pilar Micro-Unit foram fundidos de acordo com o método descrito acima para a realização de outras cinco barras de dimensões iguais às acima descritas (Fig. 5a, 5b e 5c).

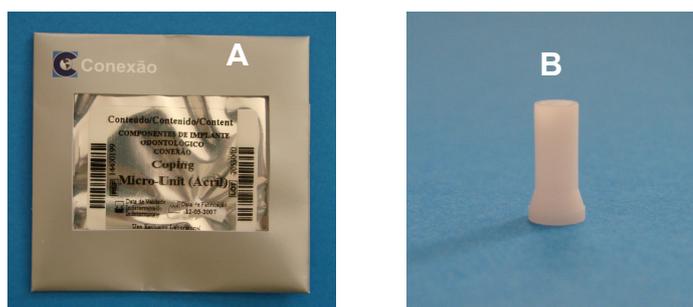


Figura 5 (a), 5(b) Cilindro do pilar Micro-Unit calcinável

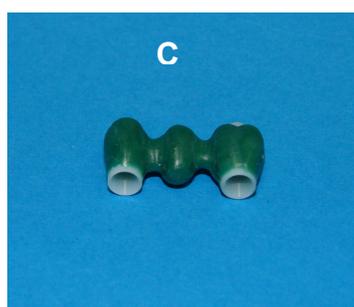


Figura 5 (c) Enceramento da infra-estrutura com cilindros calcináveis.

Grupo 3:

Após as medições do Grupo 2, suas barras foram utilizadas para a realização da retificação da superfície interna dos cilindros com um retificador manual, o qual foi utilizado com pressão manual máxima realizando seis voltas em torno do seu eixo, sempre pelo mesmo operador. As voltas foram contadas com o auxílio visual de uma marca realizada com caneta de retroprojektor. Estas peças formaram o Grupo 3 (Fig. 6).



Figura 6 - Retificação manual do cilindro calcinado da infra-estrutura.

5.2.3 Fundição das amostras:

A inclusão e fundição foram realizadas através do método de indução (Neutrodyn-Easyti Manfred, Torino, Itália) com liga de cobalto-cromo (Fig. 7a e 7b), no laboratório de prótese dentária Portodent (Porto Alegre, RS).



Figura 7(a) Enceramento sobre modelo mestre

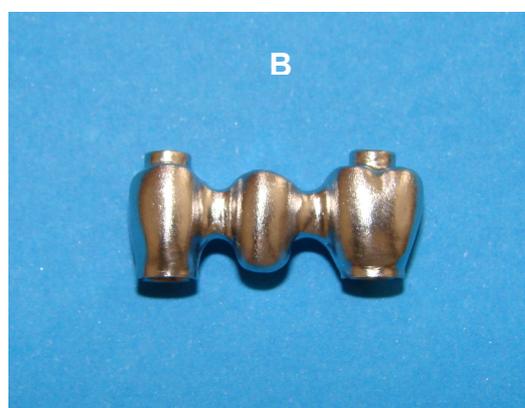


Figura 7(b) - Infra-estrutura fundida em cobalto-cromo

5.2.4 Colagem dos Extensômetros

Previamente à colagem dos extensômetros nas superfícies superior e inferior dos pânticos, as amostras foram preparadas da seguinte forma:

- Planificação e asperização das superfícies superior e inferior do pântico com o uso de disco de carborundum e lixa de granulação 400, respectivamente.
- Limpeza destas superfícies com papel toalha embebido em álcool isopropílico.

Após esta seqüência de preparação, dois extensômetros foram colados na região do pântico de cada amostra, sendo um na parte superior e outro na parte inferior formando meia ponte de Wheatstone (Fig. 8a). Outros dois extensômetros foram colados na base do modelo mestre. Para realizar esta colagem foi utilizada uma pequena quantidade de adesivo a base de cianoacrilato (Loctite 406, Henkel Loctite Adesivos Ltda. Itapevi, São Paulo, Brasil) na superfície da amostra, posicionado o extensômetro cuidadosamente e, com o auxílio de um pedaço de plástico apolar (Exel Engenharia de Sensores Ltda. Embu, São Paulo, Brasil), feita pressão digital com movimento antero-posterior para evitar a formação de bolhas de ar na camada de adesivo.

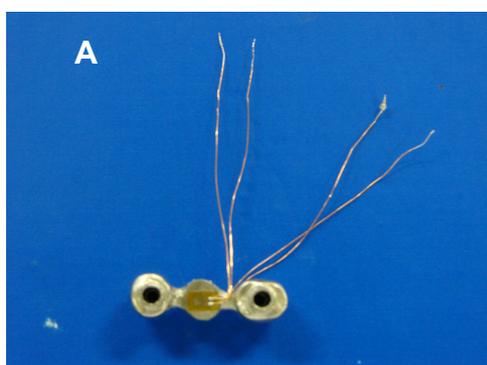


Figura 8(a) - Extensômetros colados no pântico e no modelo mestre

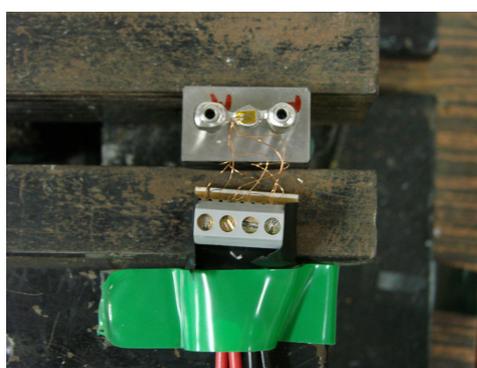


Figura 8(b) - Dispositivo de saída do sinal dos extensômetros

5.2.5 Medição das Amostras

Foi criado um dispositivo para a saída do sinal para a leitura dos canais dos extensômetros pelo amplificador de sinal de extensômetros (Fig. 8b). Depois de posicionado o modelo mestre em uma morsa, a amostra era colocada em posição através da colocação do parafuso protético no pilar correspondente ao molar, aplicando-lhe torque de 10Ncm com o uso do motor elétrico com controle de torque (Driller) (Fig. 9).

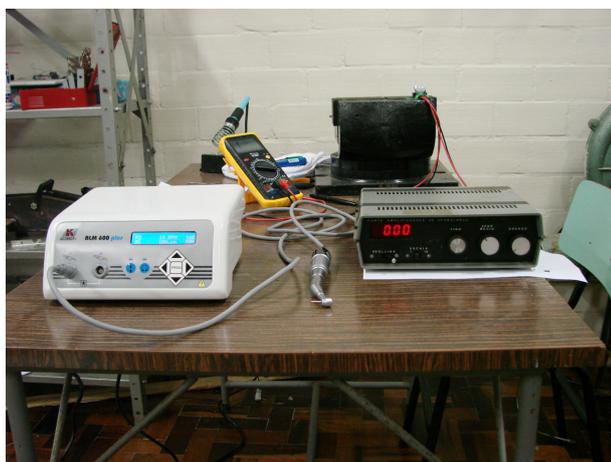


Figura 9 - Aparelhos utilizados na medição de deformação das infra-estruturas

A partir deste momento, era realizada a calibração do aparelho amplificador de sinal de extensômetro. A medida obtida depois desta calibragem era definida como sendo a medida inicial ou zero, uma vez que a diferença absoluta entre a medida inicial e a final foi o valor levado em consideração para definir a quantidade de deformação sofrida por cada amostra (Fig. 10).



Figura 10 - Calibração do amplificador

Para chegar à medida final, foi realizado o aperto do parafuso protético do pilar correspondente ao pré-molar com torque de 10 Ncm. Depois disto era registrada como medida final o número que aparecia no *display* do amplificador (Fig. 11). Por fim, era solto o parafuso do pilar que simula o pré-molar. Este processo foi repetido cinco vezes para cada amostra, além de serem utilizados dois parafusos protéticos novos para cada amostra.



Figura 11 - Medida Final

A média das variações destas cinco medidas iniciais e finais foi utilizada para representar cada amostra em questão. As medidas foram captadas em milivolt por volt (mV/V).

Na análise estatística, foi verificada a normalidade de resíduos e a homogeneidade de variância, as quais foram satisfeitas para a utilização do teste de análise de variância simples (*One Way ANOVA*). O nível de significância foi de 5%.

6 RESULTADOS

Após a realização das medições do experimento, foram obtidas as deformações para cada amostra em cada grupo, pré-usinado, calcinável e calcinado retificado, como segue nos ANEXOS A, B e C.

A partir destas médias foram calculadas as médias de cada grupo como seguem no Gráfico 1 a seguir:

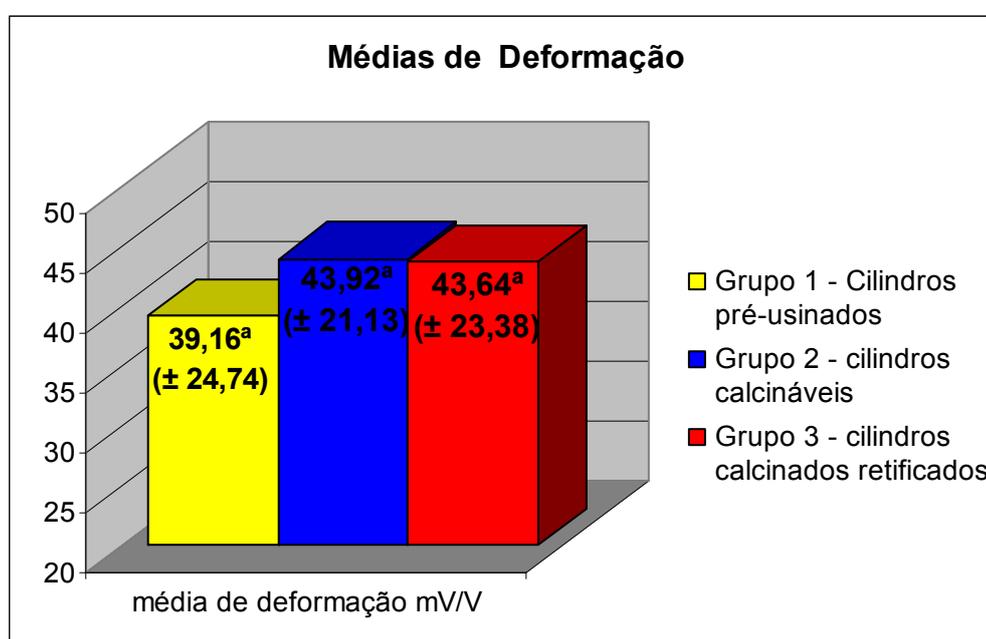


Gráfico 1 - Médias de deformação de cada grupo (letras iguais significam ausência de diferença estatisticamente significativa entre os grupos)

A Tabela 1 mostra as médias dos grupos, o desvio padrão respectivo e as medidas médias mínimas e máximas das amostras por cada grupo, por outro lado, a Tabela 2 mostra os resultados dos cálculos estatísticos realizados para o teste de Análise de Variância simples (*One Way ANOVA*).

Tabela 1 – Valores médios obtidos*

Grupo	N	Distorção (mV/V)			
		Media	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
Usinado (1)	5	39,16 ^a	24,74	15,20	71,00
Calcinável (2)	5	43,76 ^a	21,13	7,20	60,20
Retificado (3)	5	43,64 ^a	23,38	2,20	59,40

*Letras iguais significam ausência de diferença estatisticamente significativa entre os grupos

Através da Análise de Variância, ao nível de significância de 5%, não se verificou diferença significativa na média de distorção em relação aos grupos, sendo que o valor de p foi de 0,938.

Tabela 2 - Resultado estatístico do teste de Análise de Variância simples (One Way ANOVA)

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	P
Grupo	2	68,74	0,06	0,938
Erro-experimental	12	6420,74		
Total	14	6489,48		

7 DISCUSSÃO

A hipótese nula foi confirmada com os resultados deste estudo uma vez que, as médias dos grupos e os respectivos desvios-padrões (DP) foram: 39,16 mV/V (DP 24,74 mV/V) para o Grupo 1, de cilindros pré-usinados; 43,76 mV/V (DP 21,13 mV/V) para o Grupo 2, de cilindros calcináveis; 43,64 mV/V (DP 23,38 mV/V) para o Grupo 3, de cilindros calcinados retificados. Por mais que a média do Grupo 1 fosse numericamente menor, a passividade das infra-estruturas não foi estatisticamente diferente entre os grupos a partir dos cálculos do teste estatístico aplicado, que no caso foi o ANOVA, sendo o valor de $p=0,938$.

A ausência de diferença estatisticamente significativa pode ser explicada pela técnica de fundição por indução que foi utilizada neste trabalho. Esta técnica tem maior controle da temperatura de fusão da liga metálica, ocasionando maior controle da contração do metal durante seu resfriamento. Como conseqüência, as alterações dimensionais podem ter sido mínimas nos cilindros calcinados, fazendo com que as amostras do Grupo 2 tivessem a sua medida real próxima ou igual a medida nominal e praticamente não ter muita diferença dimensional para ser retificada manualmente, tornando-se equivalente às amostras do Grupo 1 e do Grupo 3.

Não obstante, a similaridade estatística entre os grupos pode ser explicada pelo alto valor do desvio-padrão de cada grupo, o que reflete a heterogeneidade das amostras. Outro dado que confirma esta afirmação é o valor das medidas mínimas e máximas de cada grupo, a saber: Grupo 1 com variação de 15,20 mV/V a 71,00 mV/V; Grupo 2 com variação de 7,20 mV/V a 60,20 mV/V; e Grupo 3 com variação de 2,20 mV/V a 52,40 mV/V.

Indubitavelmente, a heterogeneidade verificada pelo alto valor do desvio-padrão dos grupos pode ser explicada pela complexidade técnica de padronizar-se a construção das infra-estruturas. Muitos são os passos clínicos e laboratoriais que podem induzir graus diferentes de incorreções ou modificações no complexo processo de realização de uma prótese sobre implante (APARÍCIO, 1995; HECKER e ECKERT, 2003; KARL et al., 2006; MICHAELS, CARR e LARSEN, 1997; WEE, AQUILINO e SCHNEIDER, 1999). Alguns exemplos destes passos críticos durante a

realização de uma prótese sobre implante foram citados por Wee; Aquilino e Schneider (1999): procedimentos de impressão (flexão da mandíbula, técnica de impressão, material de impressão e tolerância de usinagem entre os componentes de impressão e os componentes intra-orais), fabricação do modelo mestre dos implantes (tolerância de usinagem entre componentes de moldagem e as réplicas, técnica de realização do modelo, curvatura do arco dos implantes, contração dos materiais), enceramento do padrão da infra-estrutura (tolerância entre as réplicas e os cilindros protéticos, uso de acrílico para modelar a infra-estrutura e distorção da cera), fabricação da infra-estrutura (distorções do processo de fundição), fabricação final da prótese (prensagem do acrílico ou aplicação de cerâmica) e entrega da prótese (tolerância de usinagem entre os cilindros protéticos e os componentes intra-orais, variação da capacidade individual de perceber desadaptações e flexão mandibular).

Como se pode perceber, várias etapas podem contribuir para variações pontuais da passividade de cada infra-estrutura fabricada, ocasionando heterogeneidade das amostras, elevando o desvio-padrão de cada grupo. Não obstante, até mesmo os cilindros pré-usinados podem sofrer variações de dimensão, visto que o processo de usinagem depende de fatores como a quantidade de uso das fresas industriais, da precisão dos equipamentos de fresagem, do controle de qualidade do fabricante, ocasionando diferenças entre o tamanho nominal e o tamanho real das peças fabricadas. Ainda, as superfícies usinadas não são, microscopicamente, completamente polidas e planas, o que pode atrapalhar, em maior ou menor grau, o assentamento entre duas superfícies (MEYER, 2000; NOVASKI, 1994; WEE; AQUILINO e SCHNEIDER, 1999;).

Outrossim, os resultados do presente estudo estão de acordo com os encontrados por Daroz (2006), onde a processo de retificação manual dos cilindros calcinados não teve diferença para a maioria dos grupos do estudo, e, inesperadamente, até causou uma pior adaptação para o grupo de infra-estruturas fundidas em cobalto-cromo.

Em contraposição, Siamamoto Jr. et al. (2005) encontraram resultados diferentes com a utilização do processo de retificação manual de pilares tipo UCLA calcinados em infra-estruturas fundidas em níquel-cromo. Foi relatado que antes da retifica, apenas 64% dos pilares apresentavam desadaptação menor ou igual a 10 μ m, sendo que depois da retificação este índice subiu para 94%.

Conseqüentemente, estes resultados díspares entre o trabalho de Siamamoto Jr. et al. (2005) e o presente estudo em conjunto com a pesquisa de Daroz (2006) e podem ser explicados devido às diferenças existentes entre as metodologias propostas em cada trabalho. Além disso, foi utilizada a liga de cobalto-cromo para a fundição das infra-estruturas, a qual tem grande resistência ao desgaste e rigidez. Em contraste, Siamamoto Jr. et al. (2005) utilizaram níquel-cromo como liga metálica para a fundição das infra-estruturas, que tem menor rigidez e resistência ao desgaste em relação às ligas de cobalto-cromo, ou seja, mais suscetíveis ao corte da fresa retificadora manual.

Não obstante, a maneira de realização da retificação manual é importante, pois um excesso de desgaste pode comprometer a adaptação e a passividade. O presente estudo teve a padronização do processo de retificação manual através do número de voltas do instrumento de retifica, onde foram utilizadas seis voltas para a retificação de cada pilar. Por outro lado, no trabalho de Daroz (2006) a adaptação piorou após a retificação manual em um dos grupos com liga de Co-Cr, visto que o autor utilizou apenas o aspecto visual como padronização da retificação, o que é subjetivo, pois depende da avaliação do operador, e pode ter causado um desgaste maior da superfície interna do cilindro calcinado retificado.

No que diz respeito à comparação apenas de cilindros protéticos calcináveis e cilindros protéticos pré-usinados, este trabalho encontrou resultados similares aos de Rubo et al. (2002), que relataram não ter diferenças estatisticamente significantes entre estes tipos de cilindros, fundidos em paládio-prata ou cobalto-cromo, visto que ambos tiveram resultados de adaptação considerados satisfatórios por estes autores.

Neste mesmo sentido, só que com outro parâmetro de comparação, Vigolo; Majzoub e Cordioli (2000) mostraram não ter diferenças entre pilares pré-usinados e pilares calcináveis do tipo UCLA quanto à liberdade de rotação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar.

Ainda, no trabalho de Cardoso (2005) as médias dos grupos com cilindros calcináveis tiveram resultados semelhantes aos dos grupos com cilindros pré-usinados para discrepâncias horizontais. Vale ressaltar que as médias dos grupos com cilindros calcináveis foram numericamente menores que os grupos com cilindros pré-usinados e, ainda, apenas o grupo com cilindros calcináveis teve melhora estatisticamente significativa após o processo de soldagem para a

desadaptação vertical. Além disso, os desvios-padrões tiveram valores altos, próximos à média dos grupos, mostrando o alto índice de variabilidade da adaptação das amostras. Estes resultados estão de acordo e ratificam aqueles mostrados neste trabalho, onde não houve melhora da passividade das infra-estruturas com a retificação manual de cilindros calcinados.

Por outro lado, estes dados estão em discordância com Byrne et al. (1998) e Dinato; Wulff e Bianchini (2001) os quais alegam que os componentes pré-usinados seriam preferíveis por apresentarem melhor adaptação que os padrões para fundição.

Não obstante, deve-se ter em mente que falhas podem ocorrer devido à negligência durante o tratamento com aspectos como a adaptação e passividade de próteses sobre implantes ou, por outro lado, com condições clínicas dos pacientes como o bruxismo, por exemplo. Estas falhas podem ser classificadas como complicações técnicas ou biológicas de acordo com Brägger et al. (2005). Outros autores referem-se às complicações técnicas como complicações mecânicas, este é o caso de Kan et al. (1999). Eles indicam que falhas deste tipo estão relacionadas com a adaptação das infra-estruturas, citando como algumas destas o afrouxamento de parafusos, tanto o protético quanto o parafuso do pilar intermediário, e até a fratura de componentes como o próprio implante. Como falhas biológicas os mesmos autores citam como exemplo reações teciduais adversas, dor, perda óssea marginal e até perda da osseointegração.

As falhas ocorrem em poucos casos descritos na literatura, visto que os índices de sucesso dos implantes em estudos prospectivos chegam a 99%, como no estudo de Jemt (1991), o qual acompanhou 391 reabilitações totais na maxila e mandíbula por um ano. No entanto, ao passar do tempo, as complicações tendem a serem encontradas com mais freqüência, como alega Bägger et al. (2005) em seu estudo de coorte de dez anos com 89 pacientes reabilitados com várias modalidades de tratamentos com implantes. Estes autores relataram que 33,3% de próteses sobre implantes unitários tiveram alguma necessidade de reparo, 45,5% dos casos de próteses fixas sobre implantes também necessitaram de algum conserto, e 50% dos casos de união entre dente e implante tiveram algum tipo de reparo. Estas complicações envolveram desde afrouxamento de parafusos até a perda de implantes.

Em concordância com Bagger et al. (2005), Zarb e Schimit (1990), no seu estudo longitudinal, também mostraram falhas mecânicas ao longo dos anos no tratamento do edentulismo com implantes osseointegrados, sendo que a complicação deste tipo mais freqüente foi a fratura do parafuso de ouro. Os autores relacionaram este achado com o fato de que as respectivas próteses não tinham uma adaptação satisfatória. Por outro lado, Johansson e Palmqvist (1990), em seu estudo retrospectivo, encontraram um baixo índice de problemas mecânicos, sendo que não foi relatado afrouxamento de parafuso, o que foi explicado, pelos próprios autores, devido ao rígido controle de qualidade da adaptação de infra-estruturas protéticas efetuado no serviço em questão. Contudo, ainda foi relatado fratura de componentes e de infra-estruturas, só que nestes casos, as complicações estavam relacionadas à parafunção apresentada pelos pacientes.

Alguns pesquisadores também alegam relação causal entre a desadaptação de componentes com inflamações crônicas nos tecidos adjacentes que, teoricamente, poderiam ocasionar perda óssea marginal e até falha da osseointegração dos implantes em questão. Uma adequada adaptação entre os componentes gera níveis de placa e inflamação similares aos dentes naturais (BROGGINI et al., 2003; BYRNE et al., 1998;).

Por conseguinte, isto mostra a influência da adaptação e da passividade das infra-estruturas das próteses sobre implantes na incidência de complicações no tratamento com implantes e da relação das cargas cíclicas que ocorrem durante a função e a parafunção, ao longo dos anos de uso destes sistemas. Isto está de acordo com os achados de outros autores que estudaram os efeitos de cargas cíclicas sobre o sistema de próteses sobre implantes (AL-TURKI et al., 2002; HECKER e ECKERT, 2003).

A passividade está diretamente relacionada com a adaptação das peças do sistema de prótese sobre implante. Neste sentido, Bränemark (1983) definiu como sendo bem adaptada uma infra-estrutura que apresentasse uma fenda vertical de 10µm ou menos. Alguns autores como Eisenmann et al. (2004) mostram resultados de adaptação parecidos com o limiar anteriormente citado para ligas de ouro. Já para ligas de titânio os valores encontrados por estes autores foram maiores que o limiar pré-estabelecido de 10µm. Em concordância com os resultados obtidos para as ligas de titânio, muitos trabalhos têm encontrado índices de desadaptação maiores do que este proposto por Bränemark (1983) com vários tipos de ligas

estudadas (CARDOSO, 2005; CHANG et al., 2005; JEMT, 1996; JEMT e BOOK, 1996; RIEDY; LANG e LANG.1997; SIAMAMOTO Jr. et al., 2005;).

Quanto a este aspecto, deve ser considerado, ainda, que a desadaptação ocorra em três dimensões, ou seja, nos eixos x, y e z e não apenas nos sentidos vertical e horizontal, mas também em um sentido angular. (JEMT, 1996; JEMT e BOOK, 1996; MAY et al., 1998; RIEDY; LANG e LANG.1997; WEE; AQUILINO e SCHNEIDER, 1999). Portanto, deve-se ter em mente que uma peça que aparenta estar adaptada em uma região pode não estar passiva por ter desadaptação em outra região, que no exame clínico, pode passar despercebido.

Não obstante, as médias de desadaptação são bem variadas o que mostra a dificuldade de obter infra-estruturas passivas. Por exemplo, no estudo de Jemt (1996) a média de desadaptação das peças protéticas foi de 111 μm (desvio-padrão 59), já no trabalho de Cardoso (2005) esta medida ficou entre 6,19 μm (desvio-padrão 6,49) e 30,66 μm (desvio-padrão 23,73). Ainda, Chang et al. (2005) apontam resultados médios de adaptação de infra-estruturas de próteses sobre implantes variando entre 28 μm a 51 μm nos grupos analisados em seus estudos. Ademais, Takahashi e Gunne (2003) relataram, para as infra-estruturas realizadas com um sistema CAD-CAM (Procera), uma média de fenda de 26,9 μm (desvio padrão 9,3) e, para o outro grupo, uma média de fenda de 46,8 μm (desvio padrão 8,8). Provavelmente isto ocorra desta maneira devido ao fato de que podem haver muitas variações durante as etapas clínicas e laboratoriais, as quais não são homogêneas, implicando graus diferentes de passividade das infra-estruturas para próteses sobre implantes.

Similarmente, alguns estudos analisaram estas diferenças *in vivo*, como é o caso de Cheshire e Hobkirk (1996) que encontraram desadaptação média de 21 μm com o torque de aperto dos parafusos protéticos de 10 Ncm. Por sua vez Jemt (1996) encontrou, *in vivo*, uma desadaptação de 111 μm . Esta diferença de valores médios pode decorrer da metodologia utilizada que no segundo caso avaliou a discrepância existente em três dimensões através de fotogrametria, sem que houvesse o parafusamento dos cilindros protéticos, e no primeiro foram apertados os parafusos protéticos, gerando a diminuição da fenda.

Por outro lado, Coelho et al. (2005) propôs uma metodologia onde a avaliação da fenda entre componentes de implantes fosse determinada em função da localização de um ponto em relação ao raio do próprio componente e não apenas

nas regiões mais externas destes conjuntos de componentes e implantes. Nas regiões mais internas, até 250µm da região do parafuso, foram encontradas medidas próximas a 10µm.

Ademais, a importância destes dados referentes à desadaptação está na comprovação de que, em maior ou menor grau, as próteses sobre implantes realizadas com a tecnologia atual ainda não conseguem ter passividade absoluta, o que gera tensões internas no sistema quando a prótese é parafusada nos respectivos componentes protéticos e implantes (DINATO; WULFF e BIANCHINI, 2001). Outrossim, foi demonstrado por alguns autores que verificaram que até mesmo infra-estruturas com desadaptação de 10 µm ou menos já são capazes de produzir estresse interno que é transmitido diretamente ao sistema que integra osso, implante e prótese em todas as suas interfaces, seja entre osso e implante, implante e pilar ou pilar e cilindro protético (ISA e HOBKIRK, 1995; MAY et al., 1997; MILLINTON e LEUNG, 1995; SKALAK; 1983).

Por sua vez, Romero et al. (2000) demonstraram que as técnicas de correção da passividade são importantes e efetivas. Eles apontaram fendas de 190 µm a 198 µm de média para infra-estruturas fundidas em peça única, e após a correção por sobre fundição, soldagem ou eletro-corrosão, essas medidas médias baixaram para o nível de 7,5 µm a 70 µm. Zoids; Winkler e Karellos (1996), apesar de encontrarem resultados bem diferentes para a eletrofusão (cerca de 240 µm de fenda vertical no teste do parafuso único), também encontraram médias parecidas de fenda vertical, quando do teste do parafuso único, para a sobre-fundição (44 µm) e para a soldagem (86 µm). Em concordância com estes achados, Castilio (2000) também mostrou uma melhora significativa na adaptação de infra-estruturas após a sua secção e soldagem, encontrando médias de fenda vertical de 19,943 µm, assim como Sartori et al. (2004) também encontraram melhoras na adaptação com a utilização de eletrocorrosão. Igualmente, McCartney e Doud (1993) indicam o processo de soldagem de infra-estrutura como forma de melhorar a passividade das próteses sobre implantes. Do mesmo modo, Waskevski; Ostrowski e Parks (1994) mostraram, através de análise fotoelástica, a eficiência da soldagem na diminuição de tensões transmitidas aos implantes.

Desta forma, o presente estudo está de acordo com os dados encontrados na literatura, uma vez que utilizou um método de correção de passividade após a fundição da infra-estrutura, que, no caso, foi a utilização de solda a laser.

Visivelmente, os resultados de passividade verificados no presente estudos estão dentro de um patamar biologicamente aceitável, visto que os grupos experimentais tiveram resultado parecidos com o grupo controle, o qual foi o grupo de infra-estruturas com cilindros pré-usinados, que teoricamente seria o padrão de passividade a ser copiado. Esta inferência é possível visto que muitos autores têm demonstrado que as técnicas de fabricação de prótese sobre implantes, apesar de não alcançarem uma passividade total, produzem infra-estruturas com um grau de passividade aceitável, tendo em vista a capacidade de adaptação do tecido ósseo a estas discrepâncias (APARÍCIO, 1994; JEMT e BOOK, 1996; KAN et al., 1999; KARL et al., 2006; MICHAELS; CARR e LARSEN, 1997;), ainda que a relação da interface osso e implante seja similar a uma “anquilose”, fazendo com que o sistema que envolve o osso, implante e prótese funcionem, mecanicamente como uma peça única (BRÄNEMARK et al., 1977; SKALAK, 1983). Todavia, o limiar do grau de passividade biologicamente aceitável ainda não foi determinado (WEE; AQUILINO e SCHNEIDER, 1999).

Por outro lado, Waskewicz; Ostrowski e Parks (1994) alertam que infra-estruturas que aparentam estar assentadas passivamente sobre seus respectivos pilares intermediários e implantes podem, na realidade, criar padrões de tensões adversas que são transmitidas a este sistema após o aperto dos parafusos protéticos. Conseqüentemente, esta falta de passividade geraria um estresse constante a interface osso-implante. Contudo, não se tem dados suficientes para determinar o limiar de tensões para que problemas ocorram, ratificando a necessidade de realizarmos, com cirurgiões-dentistas, próteses com o maior grau possível de passividade.

Como o grau de passividade aceitável ainda não está determinado, a dificuldade clínica de verificar a adaptação e a passividade de infra-estruturas pode interferir no julgamento correto do grau de passividade de próteses sobre implantes e é destacada na revisão de literatura realizada por Kan et al. (1999). Os métodos citados pelos autores para avaliação clínica destes aspectos foram: pressão digital, visão direta e sensação tátil, radiografias, teste do parafuso único, teste de resistência de aperto do parafuso, e instrumentos e/ou materiais para medir a espessura existente entre os componentes do sistema de implante. Destaca-se, desta maneira, a dificuldade clínica de detectar discrepâncias mínimas que podem ser importantes para diferenciar uma infra-estrutura com passividade aceitável de

uma que deva ser considerada imprópria. Portanto, deve-se ser muito metucioso na aferição clínica e utilizar o bom senso para minimizar-se o risco de entregar uma prótese com passividade imprópria gerando riscos ao prognóstico do trabalho.

Por causa desta dificuldade de diagnosticar desadaptações e também tentando ampliar a compreensão deste fenômeno, Torres; Mattos e Ribeiro (2006) propuseram que os futuros estudos levassem em consideração vários aspectos deste tópico e não apenas um ou outro como se tem visto na literatura. Seriam eles: passividade, passividade média, desajuste vertical, redução de desajuste e percentual de redução de desajuste.

Assim sendo, para verificar a passividade das infra-estruturas, foram utilizados extensômetros de resistência elétrica colados nas infra-estruturas protética aferindo o grau de passividade das mesmas. Isto foi possível, visto que estes dispositivos têm grande sensibilidade para detectar pequenas variações de tamanho de superfície, a qual é gerada, em maior ou menor grau, a partir da deformação da infra-estrutura quando esta é parafusada nos respectivos pilares intermediários. Logo, quanto maior o grau de passividade, menor será a quantidade de deformação detectada pelos extensômetros.

Da mesma forma, outros autores utilizaram a extensometria na metodologia de seus trabalhos (DUYCK et al., 2000; GEREMIA, 2006; ISA e HOBKIRK, 1995; JANSON, 2002; KARL et al., 2006; NACONECY et al., 2004; NACONECY, 2006). Inegavelmente, outras metodologias também são utilizadas para este fim, dentre as quais se destacam a microscopia óptica (BYRNE et al., 1998; CASTILIO, 2000; CHANG et al., 2005; HECKER e ECKERT, 2006; RUBO et al., 2002; ROMERO et al., 2000; SARTORI et al., 2004; TAKAHASHI e GUNNE, 2003; ZOIDS; WINKLER e KARELLOS, 1996), microscopia eletrônica de varredura (EISENMANN et al., 2004; SIAMAMOTO Jr. et al., 2005), fotogramometria (JEMT, 1996; JEMT e BOOK, 1996), laservideografia (MAY et al., 1998), análise fotoelástica (EISENMANN et al., 2004; MILLINTON e LEUNG, 1995; WASKEVISKI; OSTROWISKI e PARKS, 1994), análise de elementos finitos (KARL et al., 2006), o uso de materiais de moldagem para registrar a espessura do espaço entre os componentes de implantes (CHESHIRE e HOBKIRK, 1996) e a utilização do PERIOTEST (MAY et al, 1997; MAY et al, 1998).

Apesar de que muitos dos autores citados anteriormente, os quais utilizaram extensometria como metodologia de aferição em seus estudos (DUYCK et al., 2000; GEREMIA, 2006; ISA e HOBKIRK, 1995; JANSON, 2002; KARL et al., 2006;

NACONECY et al., 2004; NACONECY, 2006), tivessem realizado algum tipo de conversão de medidas, como por exemplo, de mV/V para N, este trabalho não se utilizou nenhum tipo de conversão visto que não era objetivo do mesmo descobrir a força transferida aos pilares intermediários e seus respectivos implantes, todavia almejava verificar se o tipo de cilindro protético e a técnica de retificação de pilares gerava alguma diferença na passividade da infra-estrutura. Por conseguinte, isto foi verificado apenas pela variação em mV/V que ocorria no circuito elétrico para cada V que o percorria, causado pela deformação da infra-estrutura quando esta era aparafusada aos dois pilares, quer dizer, quanto maior a variação da voltagem na saída do circuito, maior a deformação da infra-estrutura e, conseqüentemente, menor é a passividade da mesma.

Desta forma, e considerando as limitações deste estudo, sugere-se a possibilidade técnica de se reduzirem custos na realização de próteses sobre implantes. Conseqüentemente, o aspecto social do tratamento com próteses sobre implantes também pode ser ampliado, abrangendo um número maior de pessoas beneficiadas, uma vez que este tipo de reabilitação oral pode ser inserido em programas governamentais de cuidados especializados em odontologia, através da utilização de técnicas e materiais que impliquem custos menores, sem detrimento dos cuidados necessários para se alcançar resultados satisfatórios. Portanto, isto poderia ser alcançado, por exemplo, com a utilização de ligas não-nobres, componentes calcináveis, modificação de pilares e sua cimentação ou soldagem na infra-estrutura (APARÍCIO, 1994; BÄGGER et al., 2005; McCARTNEY e DOUD, 1993; RUBO et al., 2002; SIAMAMOTO Jr. et al., 2005).

Além disso, outras pesquisas seriam interessantes para tentar esclarecer, ou melhorar o entendimento da utilização de componentes calcináveis e sua retificação após fundição em relação aos componentes pré-usinados. Desta forma, sugere-se a realização de novos trabalhos: os quais utilizem outras ligas para fundição das infra-estruturas, como níquel-cromo ou níquel-cromo-titânio; comparem os métodos de fundição por maçarico e por indução; realizarem a retificação até mesmo nos cilindros plásticos, antes da fundição, tentando minimizar a característica de resistência ao desgaste da liga de cobalto-cromo; ou façam o controle clínico dos efeitos destas técnicas ao longo do tempo.

8 CONCLUSÃO

Considerando as limitações desta pesquisa e analisando os resultados obtidos pode-se sugerir que:

A retificação dos cilindros calcinados não melhorou o grau de passividade de infra-estruturas fundidas em cobalto-cromo, as quais simularam uma prótese parcial fixa de três elementos sobre dois implantes de hexágono externo e plataforma regular. Contudo, a utilização de cilindros calcináveis para fundição destas infra-estruturas gerou peças com grau de passividade semelhante àquelas onde foram utilizados cilindros pré-usinados.

REFERÊNCIAS*

AL-TURKI, L. E. E. et al. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported protheses. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, Ill., v. 15, n. 1, p. 38-42, Jan/Feb. 2002.

APARÍCIO C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal protheses over BRÄNEMARK osseointegrated implants: a two-year report. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.** v. 14 n.5, p. 405-419, Oct. 1994.

_____. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by BRÄNEMARK implants: a technical note. **Int. J. Oral Maxillofac Implants.**, Lombard, Ill., v. 10, n. 5, p.614-618, Sept./Oct. 1995.

BRÄGGER, U. et al. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v. 16, n. 3, p. 326-334, Jun. 2005.

BRÄNEMARK, P. L. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.**, Stockholm, v. 16, p. 1-132, 1977.

BRÄNEMARK, P. L. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 3, p. 399-409, Sep. 1983.

BROGGINI, N. et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 82, n. 3, p. 232-237, Mar. 2003.

BYRNE, D. et al. The fit of cast and premachined implant abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n.2, p. 184-92, Aug. 1998.

CARDOSO, J. **Análise comparativa da adaptação marginal de cilindros calcináveis e pré-usinados sobre intermediários de titânio em implantes unidos por barra.** 2005. Dissertação (Mestrado em odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Luterana do Brasil, Canoas,2005.

* Segundo as normas da ABNT

CASTILIO, D. **Avaliação da adaptação da interface intermediário/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser.** 2000. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

CHANG, T. L. et al. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. **Int. J. Oral. Maxillofac Implants.**, Lombard, Ill v. 20, n. 5, p. 720-725, Sep./Oct. 2005.

CHESHIRE, P. D.; HOBKIRK, J. A. An in vivo quantitative analysis of Nobel Biocare implant superstructures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 23, n. 11, p. 782-789, Nov. 1996.

COELHO, A. L. et al. Cross-sectional of the implant-abutment interface. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 34, n.7, p. 508-516, Jul. 2007.

DAROZ, L.G. D. **Fresamento corretivo de estruturas implanto-retidas: influencia na adaptação marginal e na confiabilidade do teste do parafuso único.** 2006. Dissertação (Mestrado em Odontologia Clínica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2006. Disponível em: <<http://libdigi.unicamp.br/document/?code=vtls000381425>>. Acesso em: 24.fev. 2006.

DINATO, J.C.; WULFF, L.C.Z.; BIANCHINI M.A. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: DINATO, J.C.; POLIDO, W.D. **Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese.** São Paulo: Artes Médicas, 2001. cap. 15, p. 283-313.

DUYCK, J. et al. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. **Clin. Oral. Implants Res**, Copenhagen, v. 11, n. 5, p. 465-475, Oct. 2000.

EISENMANN, E. et al. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. **Int. J. Oral Maxillofac Implants.**, Lombard, Ill, v. 19 n.6, p.810-818, Nov./Dec. 2004.

GEREMIA, T. **Distribuição de força em pilares de próteses implantossuportadas tipo protocolo BRÄNEMARK com pilares inclinados: estudo in vitro.** 2006. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 4, p. 346-351, Apr. 2003.

ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, Larkfield, v. 5, n. 6, p. 247-53, Dec. 1995.

JANSON, V. R. P. **Análise da deformação gerada em infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportada através do uso de extensômetros**. 2002. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002

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.**, Lombard, Ill., v. 6 n. 3, p.270-276, Fall. 1991.

_____. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, Ill., v. 11, n.2, p. 151-158, Mar/Apr. 1996.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, Ill., v. 11, n.5, p. 620-625, Sept./Oct. 1996.

JOHANSSON, G.; PALMQVIST, S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, Ill., v. 3, n. 1, p. 89-92, Jan./Fev. 1990.

KAN, J. Y. K. et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.1, p.7-13, Jan. 1999.

KARL, M. et al. 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.**, Lombard, Ill., v. 21, n.5, p. 756-762, Sept./Oct. 2006.

MAY, K. B. et al. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.77, n.5, p. 497-502, May, 1997.

MAY, K. B. et al. Periotest method: Implant-supported framework fit evaluation in vivo. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 6, p. 648-657, Jun. 1998.

McCARTNEY J.W.; DOUD R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 70 n. 1, p. 17-20, Jul. 1993.

MEYER, K.R.M. **Análise comparativa da precisão e compatibilidade entre componentes de sistemas de implantes nacionais e estrangeiros**. 2000. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2000.

MICHAELS, G. C.; CARR, A. B.; LARSEN, P. E. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osteointegrated implant bone interface. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, MO, v. 83, n. 2, p. 198-205, Feb. 1997.

MILLINGTON, N. D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, Ill. v. 8, n. 6, p. 511-516, Nov./Dec. 1995.

NACONECY, M.M.; et al. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, Ill., v. 19, n. 2, p. 192-198, Mar./Apr. 2004.

NACONECY, M. M. **Força e momento fletor em pilares de prótese tipo protocolo BRÄNEMARK em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares**. 2006. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

NOVASKI, O. **Introdução à engenharia de fabricação mecânica**. Campinas: Edgard Blücher, 1994.

RIEDY, S. J.; LANG, B. R.; LANG B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques.. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 596-604, Dec. 1997.

ROMERO, G. G. et al. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 6, p. 602-607, Dec. 2000.

RUBO, J.H. et al. Evaluation of the marginal fit of cast and prefabricated cylinders on abutments for implant-supported prostheses. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, Bauru, v. 10, n. 4, p. 269-73, out./dez. 2002.

SARTORI, I.A.M. et al. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n.2, p. 132-138, Aug. 2004.

SIAMAMOTO Jr., P. C. et al. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. **Ciênc. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 8, n. 1, p. 39-46, mar./abr. 2005.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, MO, v. 49, n. 6, p. 843-848, Jun. 1983.

TAKAHASHI, T; GUNNE, J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, MO, v. 89, n. 3, p. 256-260, Mar. 2003.

TORRES, E. M.; MATTOS, M. G. C.; RIBEIRO, R. F. Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. **Ciênc. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 9, n. 3, 32-40, Jul. 2006.

VIGOLO, P.; MAJZOUB, Z.; CORDIOLI, G.C. 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.**, St. Louis, MO, v. 84, n. 5, p. 548-53, Nov. 2000.

WASKEVISKI, G. A., OSTROWISKI, J. S.; PARKS, V. J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, Lombard, Ill., v. 9 n. 4, p. 405-411, Jul./Aug. 1994.

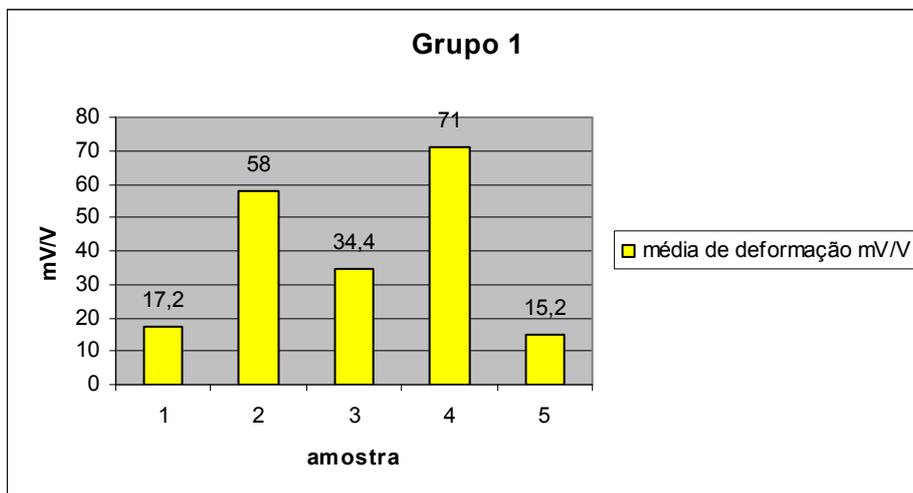
WEE, A G; AQUILINO, S A; SCHNEIDER, R. L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int. J. Prostodont.**, Lombard, Ill. v. 12, n.2, p. 167-178, Mar./Apr. 1999.

ZARB, G.A.; SCHIMTT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: the prosthetic results. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 1, p. 53-61, Jul. 1990.

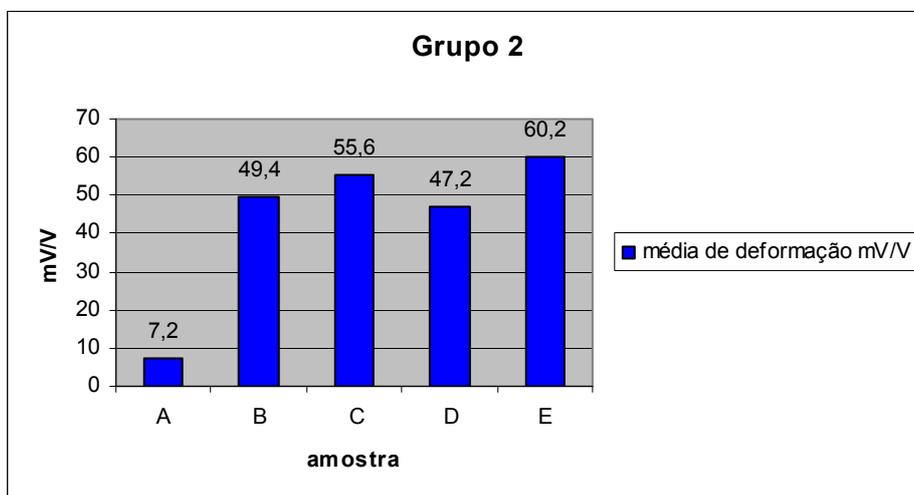
ZOIDIS, P. C.; WINKLER, S.; KARELLOS, N. D. The effect of soldering, electrowelding, and cast-to procedures on the accuracy of fit of cast implant bars. **Implant. Dent.**, Baltimore, MD, v. 5, n.3, p. 163-68, Fall. 1996.

ANEXOS

ANEXO A - Média das amostras do grupo de cilindros pré-usinados (Grupo 1).



ANEXO B - Média das amostras do grupo de cilindros calcináveis (Grupo 2).



**ANEXO C - Média das amostras do grupo de cilindros calcinados retificados
(Grupo 3).**

