

AYRTON ARCAZAS JUNIOR

**AVALIAÇÃO COMPARATIVA DA PRECISÃO DE ADAPTAÇÃO DE DOIS TIPOS
DE INFRA-ESTRUTURAS PARA PRÓTESE PROTOCOLO ANTES E APÓS
APLICAÇÃO DE CARGA CÍCLICA**

CAMPINAS
2008

AYRTON ARCAZAS JUNIOR

**AVALIAÇÃO COMPARATIVA DA PRECISÃO DE ADAPTAÇÃO DE DOIS TIPOS
DE INFRA-ESTRUTURAS PARA PRÓTESE PROTOCOLO ANTES E APÓS
APLICAÇÃO DE CARGA CÍCLICA**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / C.P.O. São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Mestre em Implantodontia.

Área de Concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Thomaz Wassall.

CAMPINAS
2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

Arcazas Junior, Ayrton.
Ar668a Avaliação comparativa da precisão de adaptação de dois tipos de infra-estruturas para prótese protocolo antes e após aplicação de carga cíclica / Ayrton Arcazas Junior. – Campinas: [s.n.], 2008. 101f.: il.

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

1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Implante dentário.
I. Wassall, Thomaz. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

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

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: **“AVALIAÇÃO COMPARATIVA DA PRECISÃO DE ADAPTAÇÃO DE DOIS TIPOS DE INFRA-ESTRUTURAS PARA PRÓTESE PROTOCOLO ANTES E APÓS APLICAÇÃO DE CARGA CÍCLICA”** apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: _____ em __/__/____, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. (a) Dr (a)
Orientador

Prof. (a) Dr (a)
1º Membro

Prof. (a) Dr (a)
2º Membro

DEDICATÓRIA

A Deus, que de toda forma possível, tornou e torna, todos os nossos sonhos em realidade. Que do nada, fez e faz surgir tudo. Que constrói, estimula, orienta e com amor infinito e desinteressado, nos dá motivos e nos dá força, para que possamos minorar a dor de nosso próximo dando assim, sentido á nossa existência nesta terra. A Ele e a Seu Filho, a quem entreguei e entrego todos os dias a minha vida são a quem dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a meus pais Ayrton e Neusa por me estimularem a estudar, me darem meios e condições para isto, mesmo a custo de abrirem mão de muita coisa para eles mesmos, na certeza de que fariam tudo da mesma forma outra vez.

A minha esposa Renata, pelo esforço na formatação e correção do trabalho, pela execução da estatística, pelo apoio e estímulo constante, sem os quais, eu não teria chegado até aqui.

Agradeço ao Professor José Gustavo Sproesser por confiar em mim e me abrir uma oportunidade esperada por muitos anos, pela paciência nos meus primeiros e trôpegos passos na carreira acadêmica.

Ao Professor Thomaz Wassal, também pela oportunidade de fazer parte desta casa, que prima pela seriedade e bom atendimento a todos.

Ao Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, que me acolheu, me deu oportunidade e proveu os recursos técnicos para a realização deste trabalho.

Aos meus colegas de equipe dos cursos de implantodontia e prótese dentária da São Leopoldo Mandic, sempre solícitos e prontos a estimular a todos para fazer um trabalho de excelência.

Muito obrigado!

RESUMO

Desde as primeiras próteses protocolo realizadas por Branemark et al. a passividade das infra-estruturas metálicas, tem merecido especial atenção de clínicos e pesquisadores. O objetivo deste estudo foi realizar uma análise comparativa da precisão de adaptação entre duas infra-estruturas metálicas de uma prótese total mandibular implanto suportada, a fim de observar a alteração da passividade de assentamento antes e após a aplicação de cargas de flexão, sendo uma soldada a laser e outra fundida. Para que este estudo fosse realizado foram confeccionadas duas barras, uma utilizando-se cilindros de titânio para mini-pilares cônicos unidos por solda a laser a uma barra de secção circular também de titânio e outra, utilizando-se uma barra fundida, também de secção circular, em cromo-cobalto e então aderida com cimento resinoso em cilindros de titânio para mini-pilares cônicos. As barras foram confeccionadas em modelos de resina acrílica, de alta resistência mecânica, que foram obtidos a partir da duplicação do modelo de um caso real, onde as angulações dos implantes não são exatamente paralelas. Utilizaram-se análogos de mini-pilares cônicos, confeccionados em titânio em ambas as infra-estruturas. Os modelos foram então levados a uma máquina de ensaios universal, EMIC 2000, para aplicação das cargas cíclicas compressivas na região do cantilever, esta região foi escolhida por ser biomecanicamente a mais requisitada neste tipo de estrutura. Após as barras serem fixadas ao modelo, com um torque de 10 N/cm, foram aplicadas cargas cíclicas simulando a mastigação, 54 ciclos a uma força constante de 12 Kgf, alternando-se lados direito e esquerdo com o reaperto dos parafusos entre as aplicações da carga num primeiro momento e sem o reaperto num segundo momento. Após a coleta dos dados e execução dos cálculos estatísticos foi realizada a comparação das desadaptações ocorridas em cada uma das barras e a observação de seu estado após a aplicação das mesmas. Dentre as conclusões obtidas, verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa de desadaptações entre uma infra-estrutura e outra.

ABSTRACT

Since the first protocol prostheses made by Branemark et al. the passivity of infrastructure metal, has received special attention of clinicians and researchers. The objective of this study carried out a comparative analysis of the precision of adaptation between the components of the system and observed the alteration of the passivity after the application of loads of flexing in two types of infrastructures for total inferior prosthesis on implants. So that this study was taken to term, two bars were made, one when cylinders of titanium are used for conical mini-pillars joined by solder to laser circulating a bar of section also of titanium, and other one, when a fused bar is used, also of circular section, in Chrome-cobalt and then cemented with resinous cement for attachments in cylinders of titanium for conical mini-pillars (microunit). The bars were made in models of acrylic resin of high mechanical resistance, which were obtained from the duplication of the model of a real case, where the angulations of the implants are not exactly parallel as they were done in a model of laboratory. Was used analogous of conical mini-pillars made in titanium of in both infrastructures. The models were taken then to a machine of tests universal EMIC 2000 to check his capacity of receiving cyclical compressive loads in the region of the cantilever, this region was chosen because of being biomechanically the made a request one in this type of structure. Firstly cyclical loads were applied simulating to mastication (54 cycles of each side, to a constant strength of 12 Kgf tight the screws again after each cycle of compressions in the axial sense and then measuring the misfit occurred through an optical microscope). After the repressure of the screws, there were applied more 54 cycles of load of each side, to put without proceeding to the repressure of the screws, and after this, it was then fulfilled to mensuration of the desadaptações when is used the microscope of a microhardner After the collection of the data and execution of the statistical calculations was carried out the comparison of the misfit occurred in each one of the bars and the observation of his state after the application of the loads. Among the obtained conclusions, one checked that there was no statistically significant difference of misfit between an infrastructure and other one.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Fotografia da Máquina para ensaios universal EMIC 2000, pertencente a C.P.O. São Leopoldo Mandic, computador para análise dos dados (software TESC, versão 3.01).	53
Figura 2 - Fotografia dos Cilindros de titânio instalados sobre os análogos.	54
Figura 3 - Fotografia dos Cilindros ocos de resina para confecção dos alívios para enceramento da barra.....	55
Figura 4 - Fotografia do Enceramento da barra sobre os cilindros de titânio e os cilindros plásticos usados para alívio.	55
Figura 5 - Fotografia da Criação de retenções adicionais sobre o enceramento, a fim de melhorar a retenção mecânica da resina.	56
Figura 6 - Fotografia da Barra fundida assentada sobre o modelo, antes do teste.	56
Figura 7 - Fotografia da Barra fundida antes do teste (outro ângulo).....	57
Figura 8 - Fotografia da Imagem superior da barra fundida, já cimentada aos cilindros de titânio.	57
Figura 9 - Fotografia da Imagem do lado esquerdo da barra fundida antes do teste (verificar assentamento).....	57
Figura 10 - Fotografia da Imagem do lado direito da barra fundida antes do teste (verificar o assentamento).	58
Figura 11 - Fotografia da Imagem por lingual da barra fundida, antes do teste.	58
Figura 12 - Fotografia da Máquina para soldagem a laser SISMA SL 500.	59
Figura 13 - Fotografia da Barra soldada a laser (visão inferior).	59
Figura 14 - Fotografia da Imagem do lado direito da barra soldada a laser antes do teste (verificar o assentamento).	60
Figura 15 - Fotografia da Imagem do lado esquerdo da barra soldada a laser antes do teste (verificar o assentamento).....	60
Figura 16 - Fotografia da Imagem por lingual da barra soldada a laser, antes do teste.....	61

Figura 17 - Fotografia do Aparelho microdurômetro utilizado para mensuração da desadaptação após a aplicação das cargas cíclicas.	61
Quadro 1 - Seqüência das Mensurações	62
Figura 18 - Fotografia do Modelo no microscópio para mensuração das distâncias análogo/cilindro.....	63
Figura 19 - Fotografia da Imagem lateral do modelo no microscópio.....	63
Figura 20 - Fotografia das Marcações nos componentes para orientação da mensuração.....	64
Figura 21 - Fotografia da Imagem do modelo posicionado na EMIC para aplicação de carga.....	64
Figura 22 - Fotografia do Lado direito da barra fundida no momento da aplicação de força.	65
Figura 23 - Fotografia do Lado esquerdo da barra fundida no momento da aplicação de força.....	65
Figura 24 - Fotografia do Lado direito da barra soldada a laser no momento da aplicação de força.	66
Figura 25 - Fotografia do lado esquerdo da barra soldada a laser no momento da aplicação de força.	66
Figura 26 - Fotografia da Desadaptação gerada e a marcação feita nos análogos para localização no microscópio.	67
Figura 27 - Fotografia do lado direito da barra fundida após a aplicação da força (não houve deformação aparente, nem perda do assentamento da barra).....	68
Figura 28 - Fotografia do lado esquerdo da barra fundida após a aplicação da força (não houve deformação aparente, nem perda do assentamento da barra).....	68
Figura 29 - Fotografia da Imagem da infra-estrutura de Cr-Co, após a finalização dos testes.	69
Figura 30 - Fotografia das duas barras lado a lado após o ensaio.....	69
Figura 31 - Fotografia do lado direito da barra soldada a laser após a aplicação da força (não houve deformação aparente, nem perda do assentamento da barra).....	69

Figura 32 - Fotografia do lado esquerdo da barra soldada a laser após a aplicação da força (não houve deformação aparente, nem perda do assentamento da barra).....	70
Tabela 1 - Média, desvio padrão, erro padrão e intervalo de confiança.....	71
Gráfico 1 - Comparação das médias das duas infra-estruturas.	72
Gráfico 2 - Limites de intervalo de confiança das infra-estruturas.....	72
Tabela 2 - ANOVA - média das variâncias.....	73
Tabela 3 - Estatística descritiva.....	74
Tabela 4 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Cr-Co cimentada, antes da aplicação de cargas cíclicas.	75
Gráfico 3 - Barra Cr-Co antes da aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.	75
Tabela 5 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Cr-Co cimentada, após a aplicação de cargas cíclicas de 12 Kgf (Lado direito da barra).....	76
Gráfico 4 - Barra Cr-Co lado direito, após aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.	76
Tabela 6 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Cr-Co cimentada, após a aplicação de cargas cíclicas de 12 Kgf (Lado esquerdo da barra).....	77
Gráfico 5 - Barra Cr-Co, lado esquerdo, após aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.....	77
Tabela 7 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Cr-Co cimentada, após a aplicação de cargas cíclicas.	78
Gráfico 6 - Barra Cr-Co após aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.....	78
Tabela 8 - Desadaptação da infra-estrutura de Cr-Co cimentada após os testes.	79
Gráfico 7 - Barra Cr-Co após conclusão dos testes - desadaptação em μ	79
Tabela 9 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Titânio soldada a laser, antes da aplicação de cargas cíclicas.....	80
Gráfico 8 - Barra Titânio soldada a laser, antes da aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.	80

Tabela 10 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Titânio soldada a laser, após a aplicação de cargas cíclicas de 12 Kgf (Lado direito da barra).	81
Gráfico 9 - Barra Titânio soldada a laser, lado direito após aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.	81
Tabela 11 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Titânio soldada a laser, após a aplicação de cargas cíclicas de 12 Kgf (Lado esquerdo da barra).	82
Gráfico 10 - Barra Titânio soldada a laser, lado esquerdo após aplicação de carga - distância entre análogo e cilindro.	82
Tabela 12 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Titânio soldada a laser, após a aplicação de cargas cíclicas.	83
Gráfico 11 - Barra Titânio soldada a laser, após aplicação de carga - distância entre análogo e cilindro.	83
Tabela 13 - Desadaptação da infra-estrutura de Titânio soldada a laser, após os testes.	84
Gráfico 12 - Barra Titânio após aplicação dos testes - Desadaptação em μ	84
Tabela 14 - Estatística Descritiva da desadaptação das Barras Cr-Co e Titânio.	85
Tabela 15 - Desadaptação das infra-estruturas em μ após aplicação de cargas.	86
Tabela 16 - Anova Fator Duplo com repetição - Tabela Resumo.	86

SUMARIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
3 PROPOSIÇÃO	52
4 MATERIAIS E MÉTODOS	53
5 RESULTADOS.....	71
6 DISCUSSÃO	87
7 CONCLUSÃO	98
REFERÊNCIAS.....	99
ANEXO A - FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	105

1 INTRODUÇÃO

O titânio, que foi descoberto em 1795, começou a ser usado como metal para implantes dentários, a partir de 1965 (Branemark et al., 1969) e na confecção de infra-estruturas metálicas a partir da década de 70.

O titânio tem sido utilizado por apresentar características como: baixo peso; alta resistência mecânica; alta relação resistência/peso, biocompatibilidade, associada à formação de uma camada oxida passivadora, onde o óxido mais comumente formado é o óxido de titânio, o que lhe confere alta resistência à corrosão e custo acessível (Lautenschlager, Monaghan, 1993).

O protocolo inicial, para desdentados totais na mandíbula, baseava-se na implantação das fixações, observação de um tempo de espera para cicatrização do tecido ósseo e após isto, a exposição cirúrgica dos implantes e mais um tempo para cicatrização dos tecidos moles.

Este processo, além de demorado e desconfortável para o paciente, ainda exigia maior número de consultas, tornando-o mais oneroso econômica e psicologicamente e também obrigava ao uso de uma prótese removível por um período, o que ainda aumentava o risco da perda de algum implante instalado.

Buscou-se então, uma alternativa mais rápida e eficiente para confecção deste tipo de trabalho, o que logicamente, obrigou a buscarem-se técnicas protéticas mais eficientes, rápidas e econômicas. Nos últimos quinze anos, a comunidade científica, no campo da implantodontia, tem buscado soluções para minimizar ao máximo o uso das próteses removíveis, visando maior conforto aos pacientes, com o desenvolvimento de ensaios clínicos e

laboratoriais que ofereçam maior conforto e satisfação para o indivíduo, sem naturalmente, ferirem preceitos fundamentais de osseointegração, já estabelecidos.

Estudos de Piattelli et al. (1997), Branemark (2001) e Skalak (2001) entre outros, propiciaram o aprofundamento do conceito original de osseointegração, culminando o desenvolvimento do protocolo de estágio cirúrgico único. Esta terapia parece constituir uma alternativa de tratamento simplificado, mais rápido seguro e previsível. Estudos clínicos e laboratoriais como os de Haraldson (1973), Brunski (1992), Branemark (2001) e Skalak (2001) demonstraram que, em alguns casos, sob certas circunstâncias e em condições favoráveis, tem sido possível a utilização de um protocolo cirúrgico de um só estágio, no qual uma conexão rígida, a partir de implantes osseointegrados, suporta com sucesso uma carga imediata com uma prótese assentada sobre a mesma.

Com o avanço do uso de tais próteses, surge uma intensa preocupação com sua precisão de adaptação, pois a adaptação passiva levará ao sucesso longitudinal dessas reabilitações protéticas. A adaptação passiva pode ser definida como o contato máximo entre a base da infra-estrutura metálica e os pilares intermediários sem gerar tensões entre estes e/ou nos parafusos de sustentação.

É de grande importância que a prótese assente, com total passividade aos implantes ou pilares intermediários, visto que, uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, o que poderá resultar em perda ou fratura dos parafusos de ouro, dos parafusos do intermediário ou do próprio implante, podendo afetar também os elementos biológicos, levando à

perda da osseointegração (Aparicio, 1994).

Entretanto, de acordo com a literatura, um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas (Sahin, Cehreli, 2001).

Jemt et al. (1996) definiram como adaptação passiva àquela que não causasse complicações clínicas ao longo dos anos, onde valor inferior a 100 µm de desadaptação seria aceitável. Essa passividade pode ser mais facilmente encontrada entre os implantes e seus intermediários, por serem componentes usinados. Entretanto, o problema ocorre entre os intermediários e a infraestrutura metálica, devido ao fato desta última não ser usinada e necessitar de procedimentos de impressão, enceramento, fundição, acabamento e polimento durante sua confecção.

Os métodos utilizados para a verificação desse assentamento compreendem: o Método Fotogramétrico (Jemt et al., 1996); a Análise Fotoelástica (Waskewickz et al., 1994); a Medição de Mylab, que utiliza uma máquina de medição coordenada conectada a um computador com um programa apropriado; o Sistema da Universidade de Washington, que usa uma máquina com três dispositivos perpendiculares entre si e a máquina de medição coordenada que é controlada por um computador; e o Sistema da Universidade de Michigan, que utiliza uma videografia a laser que combina os dados coletados a um computador (Jemt et al., 1996), métodos esses que exigem equipamentos bastante específicos.

Alguns métodos têm sido utilizados clinicamente na avaliação desse assentamento passivo, tais como: a inspeção visual da peça assentada sobre os pilares intermediários; a sensação de pressão, desconforto ou dor relatado pelo

paciente; o posicionamento da estrutura sobre os pilares e a verificação da adaptação através da pressão digital e visualização da adaptação no lado oposto; o uso de tomadas radiográficas periapicais quando os implantes encontram-se posicionados subgengivalmente; a visão direta e sensação tátil quando eles localizam-se supragengivalmente; e o teste do parafuso único, que consiste no apertamento, com torque adequado, de um dos implantes localizado em uma extremidade e a verificação do assentamento no implante o mais distante daquele, ou seja, o mais distal possível (Kan et al., 1999).

A análise da distorção vertical linear com auxílio de um microscópio óptico, associado ao teste do parafuso único também tem sido utilizada (Waskewickz et al., 1994; Bernardon, 2001; Sousa, 2001).

Buscando também o assentamento passivo, Jimenéz-López em 1995 apresentou a técnica do cilindro cimentado em prótese parafusada sobre implantes. A técnica consistia na confecção de uma estrutura em peça única, sem soldagem e na qual era integrado um cilindro de ouro que seria usado como referência para posicioná-la na boca. Em seguida, nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente posicionados e fixados no pilar transepitelial, eram preparados alojamentos para que posteriormente, os demais cilindros fossem cimentados diretamente na boca com auxílio de uma resina composta para cimentação de dupla ativação. O autor relatou obter um assentamento passivo absoluto com o uso desta técnica, entretanto não há embasamento científico que sustente tal afirmação. O autor citou ainda como vantagens, a facilidade e rapidez da técnica; o ajuste perfeito, a facilidade para polimento; a reposição fácil dos cilindros caso haja perda de algum e a possibilidade de incorporar um cilindro de diâmetro até superior ao inicial, caso haja perda de

algum dos implantes. Como desvantagens, o autor citou a porosidade na área de união e a experiência clínica curta, comprovando a necessidade de estudos científicos a respeito desta técnica.

Outra técnica de união dos cilindros à infra-estrutura metálica que vem sendo utilizada atualmente é a soldagem dos mesmos (McCartney, Doud, 1993) e o tipo de soldagem mais usado atualmente em Odontologia é a soldagem a laser, por apresentar vantagens como: economia de tempo laboratorial, devido à soldagem ser feita diretamente sobre o modelo mestre; potencialmente todos os metais podem ser soldados, particularmente o titânio; a resistência das uniões soldadas é comparável à da liga de origem; pode ser realizada em regiões de difícil acesso e também após a aplicação da resina acrílica ou porcelana, sem causar danos às mesmas (Souza, 2000; Bertrand et al., 2001).

Por outro lado, a soldagem a laser também apresenta as seguintes desvantagens: necessidade de uma atmosfera especial de gás argônio; há problemas na soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutividade térmica e ocorre uma fragilização e formação de porosidades no cordão de solda devido à rápida solidificação.

Outro requisito a se considerar é que a confecção de uma barra para servir como infra-estrutura deste tipo de prótese, também deverá ser resistente para suportar cantilevers, de confecção simples e econômica (pois deve-se considerar a condição econômica das pessoas que se serviram deste tipo de trabalho), ser individualizável para cada caso e de preferência, prescindir o uso de recursos muito caros e complicados de serem conseguidos, pois estas podem não estar disponíveis para todos os locais.

Ainda é pouco estudado de que maneira o uso contínuo destas

próteses afeta a adaptação conseguida inicialmente, após a aplicação da força recomendada pelo fabricante no pré-torque do parafuso ou se com a utilização das mesmas, haverá uma desadaptação, seja pela perda progressiva do torque inicialmente utilizado ou mesmo por deformação dos componentes do sistema.

A importância da manutenção preventiva é constantemente ignorada tanto pelos clínicos, como pelos pacientes. Este estudo buscou avaliar *in vitro* a precisão de adaptação de infra-estruturas metálicas soldadas a laser e das infra-estruturas metálicas fundidas em liga de Cr-Co e cimentadas à cilindros de titânio por meio de cimento resinoso; verificar a viabilidade de infra-estrutura de Cr-Co, verificar as vantagens e desvantagens de cada infra-estrutura.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Branemark et al. (1969) definiram a osseointegração como sendo um processo histológico, no qual ocorre uma conexão direta entre osso vivo e a superfície de um implante submetido a uma carga funcional.

Em 1970, Gordon & Smith traçaram uma abordagem sobre o início da soldagem a laser em prótese, bem como algumas de suas vantagens. Segundo os autores, a primeira soldagem prática foi realizada em 1968 em uma prótese parcial fixa de quatro elementos. Para o procedimento de soldagem, a prótese foi assentada sobre o modelo mestre e então realizada a solda. Foram necessários tiros de laser sobrepostos para que o metal fluísse de maneira uniforme. Salientaram que a separação das superfícies de metal não deve ser maior que 0,25 mm para que haja uma penetração adequada pela solda a laser. Os resultados mostraram que a fusão de solda a laser penetrou a mais de 1,0 mm em todo o experimento. Os autores recomendaram para a soldagem de próteses fixas especificamente 8,5 Joules de nível de energia e comprimento de pulso de 8 ms. Para os autores, a construção de restaurações protéticas adequadas é reflexo de uma moldagem precisa, já que a soldagem é feita no modelo mestre. Relataram ainda, sucesso de 100% para as próteses fixas soldadas a laser e apresentaram algumas vantagens no uso desta técnica de soldagem tais como: a) uma pequena indução de distorção quando comparada àquelas resultantes das transferências e soldagem convencional; b) resistência da soldagem compatível com o metal de origem; c) tempo de trabalho de aproximadamente quatro minutos para uma prótese parcial fixa de três elementos.

Hulling & Clark (1977) compararam a distorção ocorrida em próteses

parciais fixas, compostas de três elementos unidos por soldagem a laser, brasagem e fundidas em peça única (monobloco). Este estudo pretendeu fazer uma avaliação objetiva laboratorial da precisão e confiabilidade da soldagem a laser e fundições individuais em comparação a brasagem e fundição em monobloco. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, entretanto a soldagem a laser e as técnicas de fundição em monobloco, produziram significativamente menor distorção do que a brasagem. As mensurações foram registradas em (micrômetros) por um microscópio com aumento de dez vezes e representaram a distorção linear e rotacional combinada. Associadas as três técnicas analisadas, a soldagem a laser foi a que menor distorção produziu no processo de união.

Branemark et al. (1977) estudaram a osseointegração e observaram que o titânio era o material mais indicado na confecção de implantes devido à ótima biocompatibilidade e resistência; desenvolveram o sistema Branemark de implantes, composto por seis dispositivos feitos de titânio, comercialmente puro, que incluem: Implante, parafuso de cobertura, transmucoso, parafuso do transmucoso, cilindro de ouro e parafuso de ouro. A parte apical do implante é projetada para cortar e rosquear o ápice do implante no leito ósseo.

Sjögren et al. (1988) fizeram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência à tração, estresse e alongamento em amostras de titânio unidas por soldagem a laser comparado com barras em liga de ouro tipo III. O laser Nd:YAG foi utilizado para realização destas soldagens. Durante os testes de tração todas as amostras de titânio fraturaram na união soldada. As amostras apresentaram porosidades. As variáveis da solda como as indicadas para infra-estruturas de próteses sobre implante foram: nível de energia de 18 Joules, pulso com duração

de 6 ms, frequência de 10 hz e um total de oito pontos de solda. Sabe-se que a variação nestas características pode provocar pronunciada influência nas propriedades mecânicas dos corpos soldados. Os autores chamam a atenção para o fato de que o titânio é altamente reativo a alta temperatura e sua composição são alteradas durante a operação de soldagem, isto influencia as propriedades mecânicas na região da solda. Em barras de 5 mm de diâmetro uma penetração de solda de 0,9 mm provavelmente é suficiente na maioria das situações clínicas.

Johansson & Palmqvist (1990) avaliaram complicações ocorridas em 49 próteses fixas implanto-suportadas, em um período de nove anos. Apenas um parafuso de ouro fraturou, de acordo com os autores e isto ocorreu em um paciente com hábito para-funcional, que apresentou, ainda, perda de dois implantes e fratura da infra-estrutura. Os autores acreditaram que a ausência de fratura dos parafusos de ouro possa estar relacionada com boa adaptação das próteses.

Algumas sugestões foram colocadas por Goll (1991), para minimizar a quantidade de erros e facilitar a obtenção de infra-estruturas implanto-suportadas com adaptação: usar componentes usinados, pois sua adaptação é mais previsível; checar a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta para assegurar que todos os componentes se adaptem adequadamente; usar capa de proteção nos intermediários para impedir que resíduos se acumulem na superfície dos mesmos; verificar a precisão do modelo através de um guia em resina acrílica, confeccionado um dia antes; usar pinos de laboratório novos nas fases laboratoriais, bem como, para avaliar a adaptação da peça clinicamente. O teste

da infra-estrutura é feito com um parafuso no implante mais distal; limpar a superfície de contato do cilindro de ouro com solvente de cera antes da inclusão; usar as capas de proteção de cilindro de ouro durante o acabamento e polimento da infra-estrutura; para fundição de próteses extensas usar cilindro de ouro de 4 mm, resultando em uma infra-estrutura mais volumosa e firme, o mesmo ocorrendo com o guia.

Jemt (1991) relatou que quando o desenho da prótese está adequado, sendo esta rígida e apresentando adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e sua incidência é maior no primeiro ano de função, foi também sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese. Considerando-se uma prótese fixa, suportada por cinco implantes de 1 a 5, da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso, o número 1, apertado totalmente. Por meio deste procedimento, verifica-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento deve ser repetido com o outro parafuso distal, uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, depois o mais intermediário e posteriormente os dois parafusos distais.

Jemt & Lindén (1992) selecionaram oitenta e seis pacientes para serem reabilitados com uma nova técnica de próteses implanto-suportadas. Utilizaram, para tanto, componentes pré-fabricados de titânio unidos por soldagem a laser para confeccionar infra-estruturas protéticas. Os resultados, após um ano, indicaram a mesma incidência de falhas de uma prótese obtida através de fundição convencional. Os autores compararam seus dados com os de duzentas e oitenta e sete infra-estruturas protéticas, fundidas convencionalmente. Apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o

primeiro ano em função e exigiram algumas modificações. Novas técnicas usualmente envolvem problemas e complicações que não podem ser detectados antes de testados clinicamente. Os autores sugeriram que esta técnica dificulta um pouco a colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes e a prótese fica sobre-estendida buco-lingualmente, exigindo o refinamento dos componentes pré-fabricados de titânio. Estudos ainda são necessários para verificar a efetividade desta técnica por um longo período de tempo, principalmente propriedades como resistência à fadiga.

Meijer et al. (1992) concluíram em trabalho usando elementos finitos, aplicando-se cargas verticais de 100N, que o pico de stress aumenta ao redor do colarinho do implante, na camada cortical cervical. Que a presença de uma barra unindo os implantes, com cantilever ou não, aumenta o stress, se comparado à aplicação de forças quando não existem as mesmas. Que o comprimento do implante (13, 11, 9 e 7 mm) teve pouca influencia nos resultados. Que há a possibilidade de enormes quantidades de stress caso a barra não seja uniformemente carregada. Que a altura da mandíbula tem grande influencia na quantidade de stress devido à deformação óssea como reação à carga.

McGlumphy et al. (1992) realizaram teste em máquina MTS (teste de compressão em cantilever de 18 mm) usando várias marcas de conexões (Integral, Steri-Oss, Branemark System, IMZ, Swede Vent TSA e Screw Vent-TSA), as forças para fratura dos componentes (sem união) variaram de 1,22 a 17,23 Kgf. As fraturas ocorreram sempre nos parafusos que seguravam o intermediário.

Brunski & Skalak (1993) observaram que um planejamento cirúrgico-protético adequado pode prevenir falências dos implantes, dos tecidos biológicos

e das próteses. Reforçaram o conceito de que os dentes e os implantes podem apresentar movimentos de: intrusão, extrusão, lateral, mesio-distal ou uma combinação destes. Se for aplicada uma carga lateral de 1 N sobre um dente, este pode se deslocar 0,2 mm em direção paralela à força aplicada e em direção apical, paralelo ao longo eixo do dente, uma força intrusiva de 1 N causa um movimento de 0,1 mm. Acrescentaram ainda que, a maioria dos implantes intra-ósseos, tem maior resistência aos movimentos que os dentes naturais, o maior valor encontrado foi de 10N para que um implante de alumina se movimentasse um micrômetro. Entretanto, quando há tecido mole na interface ao redor dos implantes, os valores são similares àqueles dos dentes naturais, mas menores do que aqueles para implantes com interfaces osseointegradas. A respeito da falta de assentamento passivo da sobre-estrutura dos implantes, os autores têm uma explicação teórica empregando um diagrama de corpo livre para descrever o fenômeno. Eles simularam um caso com cinco pilares, sendo que um deles não estava adaptado adequadamente (espaço entre o cilindro de ouro e a estrutura da prótese). Os autores explicaram que quando se aperta o parafuso de ouro da estrutura, no local da não adaptação, a tensão que atua no parafuso vai atuar sobre toda a estrutura, trazendo a viga em direção ao pilar, diminuindo, assim, o espaço que, se for pequeno é possível que seja fechado totalmente pela deformação da peça. Porém, se este espaço for grande, este não será fechado e o efeito disso será a aplicação de uma força no local da não adaptação e dessa forma, os outros implantes também irão receber mais carga. Diante disso afirmaram que as estruturas devem ser feitas com precisão para garantir a junção parafusada no máximo travamento.

Lautenschlager & Monaghan em 1993 dissertaram sobre várias

características do titânio e suas ligas e seu uso promissor para a Odontologia. Apesar disto, enfatizaram a necessidade de aperfeiçoar as técnicas de união do titânio com a porcelana e resposta biológica e técnicas de fundição. Estes são tópicos muito complicados de se abordar devido à facilidade de contaminação do metal. Características como estar em abundância na crosta terrestre, ter peso leve, baixa densidade, alta resistência, alta proporção resistência/peso, baixa condutividade térmica, biocompatibilidade, foram também abordadas pelos autores. A propriedade de biocompatibilidade deve-se à formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio, especialmente inerte ao ataque eletroquímico, muito bem aderida ao metal de origem e que permite íntimo contato entre as biomoléculas. Esta propriedade tornou o titânio o material de escolha na fabricação de implantes em Odontologia. Descreveram ainda sobre a transformação sofrida pelo titânio de fase α (hexagonal) para fase β (estrutura cristalina cúbica de corpo centrado) a 883°C , permanecendo nesta forma cristalográfica até a fusão a 1672°C . Outro fator muito bem lembrado pelos autores foi a melhora nas propriedades do titânio pela adição de alguns elementos como Al, Ga, Sn, C, O, N (estabilizadores da fase α o que melhora o desempenho do metal a altas temperaturas) ou ainda, V, Nb, Ta, Mo (estabilizadores da fase, β qual conduz a certa maleabilidade).

Em 1993, Weinberg analisou os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas, comparando-os com os relacionados às próteses dento-suportadas. Conforme o autor, a distribuição de forças entre os componentes de um sistema depende de um complexo relacionamento entre rigidez relativa das partes estruturais e seu meio de sustentação (ligamento periodontal ou osseointegração). Em dentes naturais, o seu meio de distribuição

de forças depende da estrutura rígida do dente e da prótese. Já nos implantes, devido às características da osseointegração que não permitem micro movimentos do implante, a distribuição de forças aos implantes remanescentes depende do grau de deformação do tecido ósseo, do implante, do intermediário, dos parafusos de retenção (do intermediário e de ouro) e da própria prótese. Levando-se em conta que o ligamento periodontal permite movimentos da ordem de 100 μm , a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. O parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar-se em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou uma pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro. Ele deve ser apertado adequadamente (10 Ncm) para estabelecer a pré-carga nesta interface, de modo a limitar a força de cisalhamento exercida no parafuso da qual está apto a suportar. Desse modo, falta de adaptação passiva pode levar à alta incidência de fadiga do metal e até a sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível. No caso de uma prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro e a subsequente falha do parafuso de ouro, deslocam a força oclusal para outros pontos onde há uma interface adaptada, com pré-carga adequada. Como resultado, os demais implantes podem ser sobrecarregados, especialmente, se a falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em cantilever.

McCartney & Doud (1993) propuseram uma técnica para verificação do modelo de trabalho e correção por meio de soldagens, unindo através de uma técnica intra-oral os cilindros de ouro e intermediários. Confeccionaram uma infraestrutura em peça única, incorporando apenas um cilindro de ouro (o mais central), enquanto que nas regiões dos demais cilindros eram feitos orifícios.

Essa era então, provada clinicamente com os demais cilindros de ouro em posição e unido à infra-estrutura com resina Duralay. Esta infra-estrutura era usada para a correção do modelo mestre. Após as devidas correções, os cilindros de ouro eram soldados à infra-estrutura, obtendo uma adaptação passiva com apenas uma solda. Os autores não relataram como essa adaptação passiva foi avaliada clinicamente, nem os critérios para tal análise.

Yamagishi et al. (1993) estudaram as propriedades de placas de titânio soldadas a laser, modificando-se a atmosfera (ar ou argônio), debaixo da qual a irradiação é executada e a intensidade de irradiação, controlada pela regulação da voltagem e frequência do pulso. Por meio de radiografias, peças que apresentavam fraturas foram excluídas. O laser utilizado foi Nd. YAG, com uma sobreposição de 70°. Os testes utilizados foram flexão em três pontos, teste de dureza Vickers e análise ao microscópio eletrônico de varredura. Este microscópio detectou algumas falhas no interior das áreas irradiadas em atmosfera de ar, o que se deve à oxidação do titânio, que conduz a fraturas. O contrário ocorreu quando a atmosfera de argônio foi utilizada, pois a soldagem a laser do titânio foi efetiva neste caso. Observou-se a relação significativa entre a resistência à flexão e a atmosfera e intensidade de irradiação. Em ambas as atmosferas, a resistência à flexão melhorou quando foi aumentada a energia de irradiação. Quando a irradiação foi diminuída, uma estrutura metalúrgica mecanicamente inferior foi observada. Os autores concluíram que, mais pesquisas são necessárias para determinar qual a melhor relação entre os fatores intensidade e atmosfera de irradiação.

Carr & Stewart (1993) avaliaram a exatidão da fundição a maçarico, de estruturas metálicas para próteses totais sobre implantes, usando uma liga rica

em paládio e técnica de inclusão com revestimentos fosfatados, variando-se a quantidade de líquido do revestimento e variando-se as posições dos sprues de cera. A conclusão foi que, nenhuma das variações de técnica proposta foi útil para diminuir as distorções provocadas durante a fundição, tornando a técnica de cera perdida, imprecisa e inadequada para a grande precisão exigida para este tipo de estrutura.

Rodriguez et al. (1993) avaliaram as forças geradas dentro de uma prótese implanto-suportada, em uma superfície óssea simulada durante um carregamento funcional do cantilever. As conclusões foram: a) uma condição biomecânica ótima é conseguida quando os cantilevers não ultrapassam 7 mm de comprimento; b) a distância excessiva entre os abutments imediatamente adjacentes ao cantilever devem ser evitadas; c) para evitar as forças oblíquas sobre os implantes deve-se maximizar o número de implantes, usando-se o maior número possível de implantes.

White et al. (1994), o objetivo deste estudo foi o de avaliar o impacto que o comprimento do cantilever causa à estrutura óssea, utilizando-se a análise fotoelástica. Forças de 89 N foram utilizadas nesta pesquisa. Os estudos foram realizados em uma barra para prótese protocolo inferior, com um cantilever de 13 mm e aplicando-se a força em seis pontos diferentes do mesmo, da região mais próxima ao *abutment* mais distal até a extremidade do cantilever.

Segundo Aparicio (1994), o assentamento passivo da prótese é essencial, já que uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, resultar em perda ou fratura dos usos de

ouro, dos parafusos do intermediário ou do próprio implante, possivelmente afetando os elementos biológicos, levando à perda da osseointegração.

Carlsson & Carlson em 1994, ressaltaram a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese adaptada significa que esta pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto dos parafusos gera certa deformação da prótese e/ou osso, introduzindo algum estresse ao sistema. O estresse e tensão, resultados de uma prótese mal adaptada, são fatores que afetam significativamente a longevidade dos componentes. Segundo os autores, existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema. Medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessas desadaptação através de um microscópio de medição. Os autores relataram ainda que, devido às características do sistema Branemark, uma desadaptação lateral de 50 micrômetros não gera qualquer tensão ao sistema, mas erro angular da mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

Waskewicz et al. (1994) confirmaram a necessidade de se obter próteses com adaptação passiva por meio da análise fotoelástica. Os autores compararam os padrões de estresse gerados ao redor de implantes ao parafusar uma infra-estrutura com adaptação passiva e não passiva, aos intermediários. Um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula foi construído com cinco implantes Nobelpharma (3,75 mm X 10 mm), numerados de 01 a 05 no sentido horário. Utilizaram intermediários convencionais de 4 mm (Nobelpharma), que

receberam um torque de 20 N.cm com auxílio de um torquímetro. Sobre esse conjunto foram posicionados os cilindros de ouro de 3 mm (Nobepharma) que, após um torque de 10 N.cm foram unidos entre si com resina acrílica autopolimerizável, para a confecção do enceramento da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada a presença de uma adaptação inadequada da peça, sem contato íntimo entre cilindros de ouro e intermediário. Essa peça sem adaptação passiva foi analisada fotoelasticamente, sendo parafusada em posição com um torque de 10 N/cm em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos: a) 1, 2, 3, 4, 5; b) 5, 4, 3, 2, 1; c) 3, 2, 4, 1, 5. Após todas as análises, a peça foi seccionada entre cada intermediário para receber a solda. Cada parafuso de ouro foi apertado com um torque de 10 N.cm e as partes foram unidas com resina acrílica Duralay. A peça foi então incluída em revestimento e soldada, de modo a obter uma infra-estrutura adaptada passivamente. O aperto da infra-estrutura sem adaptação passiva produziu concentração de estresse ao redor dos implantes, observado através da presença de franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve produção de estresse nos implantes. A produção dos estresses na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas três seqüências de aperto testadas, sendo que os implantes 1 e 5 (nas extremidades) demonstraram maior concentração de franjas. A concentração de estresse foi maior no terço médio de cada implante e menor nos terços cervical e apical dos implantes. Os autores acreditam que, devido à presença de força estática, quando uma prótese sem adaptação passiva é usada e devido à impossibilidade de se prever a resposta biológica dos implantes frente a essa força é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação o mais

passiva possível. Os níveis mais altos de stress foram encontrados na crista do rebordo, na superfície distal do implante mais distal em qualquer comprimento de aplicação de força. Pequenas quantidades de força foram detectadas nos implantes adjacentes. Aumentos desproporcionais de stress máximo foram detectados á medida que se aumentava à distância de aplicação das forças. Pequenas variações no ângulo de aplicação das forças tiveram diferentes efeitos na magnitude do stress. Os autores chegam à conclusão final que as forças de mastigação devem preferencialmente, serem localizados ao longo eixos do implante e que se necessário o uso de cantilevers, estes devem ser o mais curtos possíveis.

Jemt & Lie (1995) fizeram uma análise da precisão de assentamento das estruturas de ouro através de uma técnica fotogramétrica tridimensional, sobre os modelos de trabalho. Os autores pretenderam medir o assentamento das próteses fixas totais aos modelos de trabalho antes da inserção, para tentar identificar a precisão das estruturas em um procedimento padrão para implantes. Mediram as distorções de Dezesesseis próteses implanto-suportadas, fundidas em liga de ouro pela técnica de monobloco. Estas próteses foram consideradas clinicamente aceitáveis em termos de adaptação quando parafusadas com o máximo de meia volta, sabendo-se que um espaço de 150 μm pode ser fechado considerando a distância entre as roscas dos parafusos de ouro que é de cerca de 300 μm . Observaram distorções dos cilindros, principalmente no plano horizontal (eixos x e y) e a média de distorção 3-D (tridimensional) foi de 42 μm (± 15) e 74 μm (± 38) para a maxila e mandíbula, respectivamente. A distorção angular média 3-D (tridimensional) foi 51' (± 35) na mandíbula e 70 μm na maxila. Detectaram uma correlação significativa entre a distorção 3-D (tridimensional) do

ponto de referência central com a curvatura do arco do implante, indicando maior deslocamento quanto mais curvo fosse o arco do implante. Em relação aos componentes protéticos utilizados, os autores comentaram que na combinação de implantes paralelos e pilares Standard, certo desajuste pode, possivelmente, ser aceito dentro da tolerância dos componentes pré-fabricados (torneados) sem criar estresse durante a conexão das estruturas. Mas, em casos similares, quando utilizado o sistema de pilares cônicos mais distorção horizontal, estresse e problemas com o assentamento são observados. Os autores consideram que o impacto biomecânico do assentamento da estrutura aos implantes osseointegrados é crítico, uma vez que o nível de assentamento clínico considerável aceitável é desconhecido. Acreditaram que nos casos de rotina clínica, a distorção da prótese em relação ao modelo de trabalho é geralmente menor do que 150 micrômetros.

Jiménez-López (1995) apresentou a técnica do cilindro cimentado em prótese rosqueada sobre implantes. A técnica consistia na confecção de uma estrutura em peça única, sem soldagem, na qual era integrado um cilindro de ouro que seria usado como referência para posicioná-la na boca. Em seguida, nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente posicionados e usados no pilar transepitelial eram preparados alojamentos para que posteriormente fossem cimentados diretamente na boca com resina anaeróbica. O autor relatou obter um ajuste passivo absoluto que, além disso, facilitava a técnica de laboratório, obtendo ótimos resultados com maior rapidez e confiabilidade.

Segundo Wang & Welsch em 1995, apesar das propriedades desejáveis do titânio para uso odontológico existe alguns problemas na prática da

soldagem deste metal, como o fato de apresentar alta afinidade pelo oxigênio e rápida reação a altas temperaturas, o que faz do titânio e suas ligas inviáveis para soldagem convencional com chama de gás oxigênio, podendo ocorrer alteração na microestrutura causando profundos efeitos nas propriedades mecânicas do metal. Segundo os autores, ainda a soldagem a laser é uma poderosa fonte de energia eletromagnética, monocromática que pode ser concentrada diretamente sobre um pequeno foco, permitindo que uma pequena área seja afetada pelo calor. Os autores determinaram 18 Joules de nível de energia, aplicados durante 2 hz e comprimento de pulso de 12 ms, para criar melhores interfaces de ligação. De acordo com o estudo, todas as uniões soldadas foram intensamente mais fracas do que o metal original (grupo controle sem solda). Pelo microscópio eletrônico, todas as amostras soldadas a laser apresentaram ligação incompleta (áreas soldadas na periferia e uma região central sem solda), o que resultou em baixos valores de resistência à tração. Tiros sobrepostos de solda pode ser a solução para este problema.

Stewart & Staab (1995) analisaram quatro diferentes formatos de infra-estruturas com cantilevers, no que tange ao seu corte transversal para avaliar qual deles possuía a melhor capacidade de resistência a forças e fadiga. Concluíram que as barras em forma de “I” e em forma de “L”, podem otimizar a performance e o uso do espaço remanescente, necessário para a montagem de dentes e acrilização.

Wang & Hobkirk (1996) analisaram as forças distribuídas em seis implantes Nobelpharma (hexágono externo) quando aplicadas em diversos pontos de uma réplica fundida em ouro de uma infra-estrutura com cantilever para mandíbula edêntula. Concluiu-se que as forças foram primariamente

concentradas nos primeiros e segundos implantes mais próximos ao cantilever. Não foram encontradas forças compressivas no segundo implante. A magnitude das cargas foi proporcional ao comprimento dos cantilevers. A magnitude das cargas também variou como resultado da combinação de implantes, espaços entre os mesmos e localização dos implantes.

Isa & Hobkirk (1996) investigaram a transmissão de forças a uma infra-estrutura de prótese sobreimplantes variando-se o grau de assentamento da mesma. O projeto utilizou-se de cinco implantes montados linearmente e rigidamente. Estes suportaram uma estrutura bem adaptada fundida em ouro. Foram criados *gaps* de 10-110 micrômetros entre os implantes do meio e os terminais e aplicadas forças de 50 N no cantilever e 230 N entre os *abutments* terminais. Como resultados obteve-se: a distribuição das forças da infra-estrutura para os *abutments* foram irregulares, isto deve ter sido causado pelo contato assimétrico entre os vários componentes do sistema; tensão e compressão foram observadas nos *abutments* pelo que se pode supor que existe torque do implante em algumas situações; uma carga vertical de 300 N em uma superestrutura fixa por parafusos fecha *gaps* de mais de 30 micrômetros; forças verticais de 50 N aplicados sobre os cantilevers fecham *gaps* maiores do que 11^o micrômetros.

Tambasco et al. (1996) ressaltaram algumas características da sondagem a laser em Odontologia, bem como algumas de suas vantagens e desvantagens. De acordo com os autores, o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração da solda. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente. Quando o metal pode ser controlado, a espessura recomendada é de cerca de 3 mm e a profundidade de solda de 1,5 mm para a

maioria das aplicações. Esta profundidade permite uma resistência adequada da junta da solda e minimiza a entrada de calor no metal, promovendo menor distorção da peça. Uma profundidade de penetração maior é possível, para obtenção de maior resistência, porém o risco de distorção da peça protética aumenta. No entanto, uma penetração insuficiente resulta em junta de solda enfraquecida. Para os autores, esta penetração é controlada pela variação da voltagem associada com o pulso do laser e não pela duração do pulso aumentando a duração do pulso, geralmente só se aumenta a quantidade de energia sobre a peça, mas não a penetração da solda. E isto levaria a maior concentração de calor sobre a peça protética, aumentando a possibilidade de distorção da peça, devido à expansão térmica. Outro fator que pode afetar esta penetração seria o ângulo de aplicação do feixe de laser. Os autores destacaram algumas vantagens da solda a laser: a) apresenta fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; b) possibilita a soldagem no modelo mestre, devido à baixa quantidade de calor aplicado; c) maior precisão, devido ao melhor contato entre as superfícies a serem soldadas, reduzindo o potencial de distorção; d) resistência ao escoamento da junta de solda é idêntico ao metal de origem. Apresentaram também algumas desvantagens, tais como: a) equipamentos de alto custo; b) maiores espaços para posicionamento do equipamento; c) algumas dificuldades para avaliar a qualidade da solda, pelo menos no início.

McAlarney & Stavropoulos (1996) analisaram os critérios para determinação de cantilever podem ser aplicados em todos os casos, para isto testes foram realizados, variando-se o número de implantes e a força aplicada. Chegou-se a conclusão que a utilização de uma regra fixa que não considera o

número e disposição dos implantes pode ser imprudente, pois na maioria das vezes pode-se estar construindo um cantilever maior do que seria recomendável.

Evans (1997) afirmou que procedimentos clínicos e laboratoriais imprecisos contribuem para que haja erros no assentamento das restaurações. Portanto é indispensável à avaliação cuidadosa durante a prova clínica. Se forem encontradas discrepâncias no assentamento, a infra-estrutura deve ser seccionada e soldada em uma nova relação, entretanto, muitas vezes o material de revestimento estético deve ser removido para facilitar o acesso à soldagem. Isto implica em um custo mais elevado, maior consumo de tempo e a necessidade do paciente comparecer mais vezes ao consultório. Portanto, o processo de eletro erosão (EDM) pode ser usado para melhorar o assentamento da infra-estrutura metálica em seu respectivo componente. Este processo é relativamente rápido, pode ser realizado durante a prova clínica, elimina os processos de seccionamento e soldagem e ainda, a remoção do material de recobrimento estético antes da sua aplicação.

Chai & Chou (1998) propuseram-se a avaliar as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro em diferentes condições de soldagem a laser, para determinar os parâmetros ótimos de níveis de energia em termos de duração e voltagem. Os valores para resistência a tração oscilaram entre 374 a 562 Mpa, 0.2% do produto da resistência ao escoamento de 206 a 338 MPa e a porcentagem de alongamento ficou entre 2,49% e 10,58%. Condições ótimas foram determinadas com curvas tridimensionais: máxima resistência à tração foi observada utilizando 305 v e 12 ms; a voltagem ótima, para 0,2% de resistência ao escoamento foi 310 V e 10 ms e a voltagem usada para melhor porcentagem de alongamento foi 300 V por 12 ms. A voltagem foi um fator que influenciou a

resistência à tração e 0,2% do produto da resistência ao escoamento. Esta conduz a uma maior profundidade de soldagem. A duração não influenciou a resistência das uniões soldadas a laser. A conclusão foi que 300 V/12 ms resultam em ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidade adequada de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para permitir melhores propriedades físicas. O aumento da presença de impurezas como nitrogênio e oxigênio melhora as propriedades de resistência à tração, mas diminui consideravelmente a ductibilidade e aumenta a fragilidade.

Helldén & Dérand (1998) realizaram um estudo com o objetivo de diminuir os erros e agilizar os trabalhos com adaptações passivas, obtidas com o método Cresco Ti Precision, apresentando as vantagens para a confecção de próteses a partir de cilindros plásticos. As peças foram incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro, através do uso de uma máquina de fundição (Castmatic S Iwatani Internacional, Osaka, Japan). Duas próteses foram submetidas ao método de precisão e as outras duas não. As próteses não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas interfaces no sentido vertical de 70 μm e 40 μm nos implantes A e B. Nas próteses passivas, a interface era de adaptação. Foram realizadas análises fotoelásticas e também medidas as cargas executadas através de mecanismos medidores apropriados. Os resultados revelaram cargas associadas às próteses não adaptadas e ausência de cargas estáticas nas próteses passivas. No momento de mensuração das cargas, os valores encontrados eram de $41 \pm 4,3$ N nos parafusos para que os mesmos conseguissem fechar interfaces de 180 μm nos implantes distais. Para fechar 30 μm , foram encontradas cargas de $8 \pm 8,0$ N. Nas próteses adaptadas, a carga nos parafusos foi zero. Para interfaces de 50 μm

localizadas no implante central foram encontradas cargas de 300 ± 26 N no parafuso de ouro, Os autores salientaram a importância do fato de que os estresses dependem do erro, da dimensão do mesmo, assim como do tamanho da peça e da localização do mesmo; também consideraram que, apesar do efeito do erro estar relacionado a outros fatores como, por exemplo, qualidade óssea, há de se lembrar da importância da adaptação de um trabalho que permitisse uma análise quantitativa da interface que se estabelece entre intermediário estético e o cilindro protético.

Jemt et al. (1998) realizaram um estudo para avaliar o desempenho de pacientes que receberam implantes e próteses fixas. (28 pacientes foram reabilitados com infra-estruturas), soldadas a laser e 30 pacientes receberam infra-estruturas fundidas convencionalmente. Os dois grupos mostraram resultados similares. Não foi observada fratura nas infra-estruturas e nos componentes dos implantes e ambos os grupos apresentaram a mesma frequência de fratura na porção de resina. A média da perda óssea total foi de 0,4 mm. Os autores concluíram que os pacientes tratados com próteses implanto-suportadas fabricadas com infra-estruturas de titânio soldadas a laser na maxila edêntula apresentaram resultados comparáveis aos pacientes com infra-estruturas convencionais após dois anos em função.

Hobkirk & Havthoulas (1998) analisaram a hipótese de que uma deformação funcional da mandíbula influencia a distribuição de forças sobre os implantes, na própria mandíbula e nas superestruturas. Concluiu-se que a deformação funcional da mandíbula é um importante fator para o desenho das próteses sobre implantes e colocam em dúvida os resultados de experimentos que não consideram este fator, que um número maior de implantes aumenta o

efeito de alavanca, principalmente na linha média. Os autores sugeriram que o uso de um número menor de implantes colocados mais distantes um do outro, melhora a distribuição de forças.

Kan et al. (1999) realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de identificar os diferentes métodos clínicos utilizados para avaliar a adaptação das próteses sobre implantes, como sendo: a inspeção visual da peça assentada sobre os pilares intermediários; a sensação de pressão, desconforto ou dores relatadas pelo paciente; o posicionamento da estrutura sobre os pilares e a verificação da adaptação através da pressão digital e visualização da adaptação no lado aposto; o uso de tomadas radiográficas periapicais quando os implantes encontram-se posicionados subgengivalmente; a visão direta e sensação tátil quando eles localizam-se supragengivalmente; e o teste do parafuso único, que consiste no apertamento, com torque adequado, de um dos implantes localizado em uma extremidade e a verificação do assentamento ao implante o mais distante daquele, ou seja, o mais distal possível. Os níveis sugeridos de adaptação passiva são “empíricos”. Segundo os autores, apesar das várias técnicas sugeridas para avaliar a interface prótese-implante, nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo e aconselham utilizar a combinação dos vários métodos para minimizar a desadaptação.

Wee et al. (1999) realizaram uma revisão de literatura a respeito do assentamento passivo das próteses implanto-suportadas. Grande parte dos artigos eram clínicos ou técnicos e advogavam estratégias para melhorar o assentamento de tais próteses. Dos métodos sugeridos, apenas alguns têm cientificamente comprovada a melhora deste assentamento. Embora as maiorias das estratégias ensaiadas ainda resultem em ligeiros desajustes entre as infra-

estruturas e o intermediário dos implantes, múltiplos fatores impedem que o conceito de assentamento passivo possa ser realizado em implantes protéticos, mesmo com a utilização de métodos avançados.

Corinth & Johann (1999) realizaram testes com elementos finitos em barras para prótese protocolo de cinco formatos. Concluiu-se que: a superestrutura em forma de um retângulo vertical parece criar menor esforço nos abutments dos implantes mais posteriores do que as barras em forma de I durante a mordida; que nas cinco formas de barra as maiores forças de tensão aumentaram significativamente nos abutments mais anteriores quando as forças foram mais orientadas na lateral das mesmas. Estruturas menos rígidas podem diminuir as forças de tensão nos abutments mais anteriores.

Castilio (2000) avaliou a adaptação da interface intermediários/cilindros plásticos fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser. Foi confeccionado um modelo mestre em resina acrílica incolor, de forma retangular e fixados três implantes (Sistema Conexão) com 10 mm X 3,75 mm, sendo um no centro da base de resina e os outros dois equidistantes nas extremidades da base. Sobre cada implante foram acomodados parafusos intermediários do tipo Esteticone 22 CNB-A, com cinta de 3 mm e torque mecânico de 20 N. Foram encerados 10 corpos de prova, sendo cinco incluídos e fundidos em liga de cobalto-cromo (Rexilium N.B.F. - Jeneric/Pentron Incorporated) e os outros cinco incluídos e fundidos em titânio (Rematitan - Dentaurum Pforzheim - Alemanha), sendo então avaliados por meio de inspeção microscópica, o autor concluiu que: a) existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em titânio e cobalto-cromo, sendo a menor interface encontrada nas estruturas fundidas em titânio (21,262 μm); b) existem

diferenças significativas entre estruturas fundidas em monobloco e após soldagem a laser, sendo os melhores resultados encontrados nas estruturas após a soldagem a laser (19,943 μm); c) não houve diferenças estatisticamente significativas entre os três pontos das estruturas, fundidas em titânio e cobalto-cromo, antes e após a soldagem a laser; d) não houve interações entre as três condições estudadas (material, técnica e cilindros).

Herbst et al. (2000) preocupados com a influência da moldagem no assentamento passivo de próteses implanto-suportadas, avaliaram quatro técnicas de impressão com relação à precisão dimensional. Um modelo mestre foi utilizado, simulando a situação clínica. Para as moldagens foi usado *coping* transferente de moldagem cônico não ferulizado, *coping* transferente de moldagem quadrado não ferulizado, *coping* transferente de moldagem quadrado ferulizado com resina acrílica autopolimerizável e *coping* transferente de moldagem quadrado com uma extensão lateral em um lado, não ferulizado. Os resultados mostraram diferenças significativas entre as técnicas utilizadas. Os autores concluíram que a precisão dimensional obtida foi excepcional para todas as técnicas de impressão. Sendo confirmada pela análise de dados que os resultados foram clinicamente desprezíveis (diferença de distorção de 0,31% foi observada).

Souza (2000) realizou um estudo comparando as uniões soldadas com o uso de brasagem e solda a laser. O autor concluiu que, na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal-base, minimizando o tamanho da zona afetada pelo calor e as distorções nas peças protéticas, sendo esse processo mais adequado do que a brasagem para aplicações odontológicas. Ressaltou ainda, as vantagens da solda a laser como sendo: o calor fornecido é próximo do

mínimo para fundir o metal, reduzindo a zona afetada pelo calor (ZAC) e minimizando distorções na peça; permite a transmissão do feixe a longas distâncias; não é influenciado por campos magnéticos; permite a soldagem em lugares de difícil acesso; possibilita a soldagem direta no modelo sem inclusão em revestimento, pode ser aplicada em estruturas recobertas com porcelana ou resina. As seguintes desvantagens foram também citadas: baixa eficiência de conversão de energia (menor que 10%); necessita de atmosfera inerte de argônio; apresenta problemas para soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutividade térmica; fragilização e formação de porosidades no cordão de solda devido à rápida solidificação; necessidade de proteção do operador contra os efeitos do feixe de laser.

Taylor et al. (2000) discutiram a perspectiva e o futuro de próteses implanto-suportadas. Os autores descreveram sobre vários aspectos de tais próteses, como: material de recobrimento, carga oclusal ou progressiva, passividade, parafusadas X cimentadas, overdentures, número de implantes necessários, conexão de implantes com dentes naturais, complicações e resultados dos tratamentos. Com relação à passividade de próteses implanto-suportadas, os autores mencionaram o fato de que muitos esforços têm sido realizados para aumentar a precisão de assentamento, entretanto, não há evidência de que tal precisão seja necessária para a saúde em longo prazo da interface implante/osso e que um entendimento realista dos efeitos dessa falta de assentamento na estabilidade do osso adjacente ao implante é necessário.

Renner (2000) afirmou que, os métodos de usinagem de superestruturas pelo método de fundição, podem levar a distorções que levarão ao encaixe não passivo e sugere que há melhora substancial quando esse utiliza

o método de desgaste por faísca, usando-se usinagem por descarga elétrica e titânio como metal de escolha, o que também favorecerá a eliminação do problema de corrente galvânica, devido ao uso de diferentes metais dentro da cavidade oral.

Romero et al. (2000) estudaram três métodos de correção de barras de fundição, utilizando, soldagem a maçarico, utilizando-se o mesmo tipo de metal e fazendo-se uma nova fundição do mesmo apenas no local do corte e a utilização de uma máquina de soldagem por descarga elétrica. O estudo concluiu que o melhor método foi o de soldagem por descarga elétrica.

Bernardon (2001) avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão através da análise do assentamento passivo, com o auxílio de um microscópio ótico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005 mm. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas e divididas em dois grupos - monobloco e soldado a laser - os quais foram posteriormente submetidos a eletroerosão. As peças em monobloco obtiveram a pior adaptação marginal, porém essa adaptação apresentou melhora após a aplicação da eletroerosão. As peças seccionadas e soldadas a laser apresentaram melhor adaptação em relação às em monobloco, apresentando ainda, melhora após eletroerosão. O autor concluiu ainda que, quando associadas às técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, observou-se a melhor adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados.

Bertrand et al. (2001) realizaram um estudo a respeito da utilização da soldagem a laser aplicado às ligas dentais não preciosas. Os autores citaram as vantagens dessa técnica para prótese dentária: economiza tempo laboratorial

devido à soldagem ser feita diretamente sobre o modelo mestre. Reduz as imperfeições na armação causadas por transferir o modelo mestre e as distorções por aquecimento; é possível soldar muito perto da resina acrílica ou cerâmica sem danos físicos (quebra) ou de coloração; potencialmente todos os metais podem ser soldados, particularmente o titânio; uniões soldadas a laser têm uma força reproduzível para todos os metais, comparável à da liga de origem.

Costa (2001) verificou a distorção linear de infra-estruturas subdividindo-as em três grupos: monobloco, segmentos soldados por brasagem e segmentos soldados a laser. Tais estruturas metálicas foram confeccionadas a partir de um arco mandibular edêntulo, construído em aço-cromo, onde foram fixados, paralelos entre si, cinco análogos de implantes tipo Esteticone. Posteriormente as estruturas foram avaliadas em um microscópio de mensuração. O autor concluiu que o grupo laser apresentou os menores valores de distorção, seguido dos grupos brasagem e monobloco; todos estatisticamente diferentes entre si.

Randi et al. (2001) compararam o assentamento de infra-estruturas implanto-suportadas cimentadas a infra-estruturas parafusadas enceradas e fundidas tradicionalmente e ensaiaram ainda a resistência da cimentação. Dez infra-estruturas telescópicas foram cimentadas aos cilindros de ouro com um cimento resinoso bis-GMA. O grupo controle consistiu de dez infra-estruturas fabricadas com técnicas tradicionais de enceramento e fundição diretamente aos cilindros de ouro. A distorção das infra-estruturas foi analisada com o sistema SEM e o teste do parafuso único. As infra-estruturas cimentadas demonstraram assentamento superior e distorção angular comparada ao grupo controle. Os

autores concluíram que os testes de retenção sustentam o uso da técnica de infra-estruturas cimentadas com força de retenção adequada.

Sahin & Cehreli (2001) realizaram uma revisão de literatura a respeito da significância do assentamento passivo em infra-estruturas implanto-suportadas. Os autores mencionaram que de acordo com a evidência científica atual e com a eficácia da tecnologia usada para a fabricação de infra-estruturas, conclui-se que um assentamento passivo absoluto não pode ser obtido. Não há nenhum estudo clínico longitudinal que reporta falha nos implantes especificamente atribuídas à falta de assentamento da infra-estrutura; a questão fundamental que surge é se uma conexão com assentamento passivo absoluto é realmente essencial e se é um fator governante para o sucesso do implante. Os autores afirmaram que um assentamento marginal aceitável não é um sinal de assentamento passivo e que o único método para determinar a quantidade de passividade da infra-estrutura *in vivo* é a análise de força em cada implante pilar e/ou componente da prótese antes e/ou depois de cimentar ou parafusar a prótese. Por outro lado, devido ao espaço marginal de fundições em monobloco freqüentemente ser de muitos micrômetros, uma fundição desse tipo para próteses fixas implanto-suportadas certamente terá grandes espaços entre o *abutment* e a prótese. Apertamento do parafuso causa forças no implante e ao redor do mesmo e sua magnitude é dependente da quantidade de desadaptação. Distorção de infra-estrutura e implante é observado durante o aparafusamento da infra-estrutura em alguns casos, a quantidade de distorção pode alcançar um nível tal qual um espaço marginal de 500 μm não pode ser detectável com um explorador. A soldagem convencional ou soldagem a laser de componentes protéticos seccionados não provê necessariamente um assentamento passivo,

mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos implantes, que pode resultar num decréscimo na frequência de perda dos parafusos de ouro. Os autores ressaltaram ainda que cada passo na fundição da infra-estrutura influencia o assentamento final. O material de impressão e a técnica usada afetam o assentamento final da infra-estrutura. Alterações dimensionais relacionadas ao uso de copings de impressão quadrados são relativamente menores que *copings* cônicos e é geralmente recomendado uni-los com uma resina estável. A expansão de cristalização do gesso especial influencia o assentamento final da infra-estrutura, mas isso não pode ser mudado. Infra-estruturas em monobloco geralmente requerem seccionamento e soldagem para melhorar o assentamento. Os autores concluíram que, um assentamento passivo absoluto da infra-estrutura não tem sido encontrado nas últimas três décadas.

Colomina (2001) realizou um estudo prospectivo com 13 pacientes que receberam próteses mandibulares sobre implantes com carga imediata. Foram excluídos do estudo: pacientes fumantes, com bruxismo ou com saúde sistêmica ruim e paciente com áreas ósseas defeituosas, com enxertos ou morfologia óssea inadequada que pudessem requerer enxertos. Foram instalados 61 implantes de quatro formatos diferentes, durante um período de acompanhamento de 18 meses, 59 implantes permaneceram imóveis, perfazendo uma taxa de sobrevivência de 96,7%. Os autores concluíram que as taxas obtidas foram semelhantes aos estudos realizados de maneira convencional, o que conclui que o carregamento imediato é um método eficiente e viável. Também afirmou que o local mais propenso a apresentar problemas de fratura está localizado na região do cantilever.

Sahin & Cehreli (2001) afirmaram que, embora a passividade das

superestruturas é de extrema importância, nenhuma técnica que envolva fundição é passível, de por si mesmo, obter passividade, mesmo que bem executada tecnicamente, devido às próprias características da técnica. Novas técnicas de obtenção da barra e tecnologias avançadas mostram resultados promissores.

Nissan et al. (2001) reforçaram que é importante o uso de materiais de impressão que assegurem acurado assentamento da barra. Também afirmaram que melhores resultados são obtidos pelo uso de técnica de moldagem com esplintagem.

Kleine (2002) analisou o assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas, obtidas pela técnica do cilindro cimentado e soldagem a laser. Concluiu que a técnica da infra-estrutura de titânio soldada a laser apresentou menores desadaptações do que a estrutura fundida em Cr-Co e cimentada.

Murphy et al. (2002) citaram que entre os requisitos de uma barra fundida estão: biocompatibilidade, facilidade de fabricação, acurado assentamento e alta resistência para suportar as forças funcionais. Os dois metais que foram utilizados no teste, ouro e prata-paládio foram sensíveis à técnica e necessitaram de meticuloso trabalho no laboratório para proporcionar assentamento. Independentemente das diferenças de propriedades biomecânicas de cada material, ambos ofereceram performance semelhante quanto a mudanças no osso perimplantar ao longo de cinco anos. Desta forma, uma liga alternativa como prata-paládio pode ser utilizada como substituto ao ouro.

Strub & Gerds (2003) utilizaram uma máquina de ciclagem para avaliar

a resistência dos abutments de cinco fabricantes: a) Steri-Oss (hexágono interno); b) Steri-Oss (hexágono externo); c) Steri-Oss (Torque Tite hexed titânio); d) IMZ (Hexágono interno); e) Osseotite Hexágono externo, UCLA (gold com luva de plástico). Encontraram-se as seguintes forças de fratura: a) 547 N; b) 817 N; c) 893 N, d) 473 N; e) 743 N. Também concluíram que o uso de uma boca artificial foi útil às pesquisas, que as propriedades físicas dos parafusos dos grupos 1 e 4 deveriam ser aumentadas devido à fraca união na interface *implant-abutment*. Nos grupos 2, 3 e 5 tiveram melhor potencial para resistir às forças fisiológicas da mastigação. Finalmente concluíram que todos componentes estão aptos a receber as forças fisiológicas nos dentes anteriores que estão na faixa dos 290 N.

Hecker & Eckert (2003) afirmaram que há uma redução de “*gaps*” quando a barra é carregada em sua porção anterior e que não há mudanças significantes quando a barra é carregada bilateralmente ou sobre seus cantilevers.

Zarone et al. (2003) discutiram o efeito biomecânico da flexão funcional da mandíbula sob o estresse causado em restaurações fixas implanto-suportadas. Analisou-se um modelo tridimensional por meio dos elementos finitos de uma mandíbula humana desdentada, as deformações relativas e a distribuição de estresse, em seis desenhos diferentes de próteses (quatro a seis implantes, com ou sem pânticos distais, arco completo ou barra dividida na linha média). Verificou-se uma grande quantidade de estresse sobre os implantes mais distais e na barra, na região de sínfise, como consequência da flexão da mandíbula. Os estudos permitiram concluir também, que se a prótese for dividida na região da sínfise, a flexão da mandíbula retorna a sua condição natural.

Alkan et al. (2004) concluíram que a maior quantidade de stress está localizada na primeira rosca do parafuso protético para implantes de hexágono externo.

Wolfart et al. (2005) avaliaram a influência do tipo de cimento e sua técnica de aplicação nas discrepâncias de assentamento e forças de retenção de ligas nobres fundidas cimentadas em abutments de titânio. Utilizaram cimentos fosfato de zinco, ionômero de vidro, poliacarboxilato, cimento temporário livre de eugenol (freegenol) e cimento auto-adesivo (RelyX Unicem). As superfícies internas das fundições foram completamente cobertas ou cobertas pela metade com cimento. Os *abutments* maquinados foram usados na primeira parte do estudo. Grupos de oito fundições foram cimentados das duas maneiras. Para a segunda parte do estudo, os *abutments* foram jateados a ar, com óxido de alumínio e grupos de oito fundições, completamente cobertos com cimentos de todos os tipos. As discrepâncias marginais foram medidas antes e após a cimentação. Testes de tensões foram conduzidos para medir as forças de retenção. Resultados: diferenças de assentamento não foram significativas entre as diferentes técnicas utilizadas. As forças médias de retenção para fundições não cobertas completamente, foram: para o cimento temporário 177 N; 346 N para o fosfato de zinco; 469 N para o ionômero de vidro; 813 N para poliacarboxilato e 653 N para o auto-adesivo. Não houve diferença de retenção entre as duas técnicas de cobertura para qualquer tipo de cimento, embora, o tratamento com o abrasivo, resultou num aumento de retenção. Conclusão: a redução pela metade da cobertura das fundições com cimento, não resultou em redução da retenção comparados com a técnica da cobertura completa, mas a abrasão a ar resultou num aumento de retenção.

Ortorp et al. (2006) compararam os dados de 10 anos sobre o sucesso de próteses implanto-suportadas em mandíbulas edêntulas realizadas sobre infra-estruturas de titânio soldadas a laser, comparadas à infra-estruturas fundidas convencionalmente em ouro. Um grupo de pacientes foi tratado com próteses cujas infra-estruturas foram confeccionadas em titânio e soldadas a laser e outro grupo, tratado com infra-estruturas fundidas em ouro. Tomadas radiográficas foram realizadas ao longo de 10 anos. As complicações mais comuns com as próteses confeccionadas em titânio foram: fratura da resina, inflamação dos tecidos e fratura das infra-estruturas. Também verificaram que a perda óssea foi maior ao redor dos implantes das infra-estruturas fundidas a ouro, porém, os motivos dessa perda óssea não ficaram claros.

Al-Fadda et al. (2007) compararam a precisão de assentamento de dois métodos para fabricação de infra-estruturas para próteses implanto-suportadas. Nove infra-estruturas fundidas da forma convencional, em nove pacientes com cinco implantes na região mandibular entre os forames mentuais, foram escaneadas e reproduzidas em titânio de forma idêntica em tornos CNC. Após instaladas em modelos, as desadaptações foram mensuradas por meio de um equipamento computadorizado com um sensor de contato. O estudo concluiu que as infra-estruturas de titânio foram mais precisas do que as fundidas. Os autores sugeriram estudos *in vivo* para uma melhor investigação da significância clínica dessas diferenças.

Batista & Silva Junior (2007) comprovaram fazendo uma análise comparativa entre a adaptação dos componentes de vários sistemas de implantes nacionais, Neodent, Conexão e Titanium fix, que as desadaptações encontradas variaram de 6,35 μm a 17,99 μm , o que segundo os autores está na

faixa aceitável.

Souza et al. (2008) avaliaram a precisão de adaptação de infra-estruturas fundidas em titânio e prata paladium, feitas por meio de fundição de peça única (PD-AG) e usando técnicas de soldagem a laser (TI). A partir de uma matriz de metal com cinco implantes, 20 modelos mestres foram obtidos aos quais réplicas de implantes foram incorporadas. Nesses modelos, 10 infra-estruturas de cada tipo de material foram confeccionadas. Metade delas foram fundidas em uma peça única e a outra metade utilizando técnica de soldagem a laser. A inter-face prótese/implante, foi analisada e medida nas regiões vestibular e lingual dos implantes centrais e distais, com ajuda de um microscópio. Os resultados indicaram que os cilindros centrais, usando teste de Tukey, tiveram significativa diferença de passividade entre as infra-estruturas soldadas a laser e as fundidas em uma peça única. Em relação aos materiais, a prata-paladium mostrou melhores resultados de adaptação do que o titânio. Nos cilindros distais, não houve diferenças entre as estruturas fundidas em titânio e prata-paladium de uma peça única. Embora, após a soldagem a laser, houve uma significativa diferença para infra-estruturas fundidas em titânio e fundidas em prata-paladium.

Tealdo et al. (2008) realizaram um estudo com a finalidade de avaliar a sobrevida de próteses totais implanto-suportadas num período de 12 meses. Foram usados para esse estudo implantes cilíndricos e cônicos. O número de implantes bem sucedidos chegou a 92,8% após esse período e o índice de próteses bem sucedidas ficou em 100%. Os autores concluíram que não houve significância estatística em relação a forma dos implantes, cilíndricos e cônicos apresentaram a mesma performance e que quatro a seis implantes são suficientes para realização de um a prótese implanto-suportada.

Tsumita et al. (2008) realizaram estudos com a finalidade de avaliar o efeito da forma da infra-estrutura de próteses implanto-suportadas, utilizando o método de elementos finitos. Os formatos utilizados foram: convencional, convexo (curva de 1 mm em direção à superfície oclusal) e côncavo (curva de 1 mm em relação à superfície gengival). Resultados: os testes de esforço mostraram que a forma da infra-estrutura afeta a sua resistência, sendo que a forma convexa foi a que apresentou maior resistência à aplicação de cargas.

3 PROPOSIÇÃO

Diante da necessidade de uma adicional documentação científica sobre as alterações de passividade em estruturas monobloco, usadas como suporte de próteses protocolo sobre implante, ocorridas após a aplicação de cargas cíclicas, o presente trabalho teve como objetivo:

- a) avaliar *in vitro* a precisão de adaptação de infra-estruturas metálicas soldadas a laser e das infra-estruturas metálicas fundidas em liga de Cr-Co e cimentadas a cilindros de titânio por meio de cimento resinoso;
- b) verificar a viabilidade de infra-estrutura de Cr-Co;
- c) verificar as vantagens e desvantagens de cada infra-estrutura.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi realizado no laboratório de ensaios de materiais do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic em Campinas, SP, utilizando-se a máquina para ensaios universal de marca EMIC DL 2000, fabricada pela EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brasil (figura 1), que possui controle computadorizado de aplicação de forças e mensuração das deformações das peças testadas, utilizando o software TESC versão 3.01.



Figura 1 - Fotografia da Máquina para ensaios universal EMIC 2000, pertencente a C.P.O. São Leopoldo Mandic, computador para análise dos dados (software TESC, versão 3.01).

A partir da duplicação de um modelo de um paciente que recebeu cinco implantes na mandíbula para a confecção de uma prótese protocolo com carga imediata, foram confeccionados dois modelos de resina acrílica, de grande espessura e de alta resistência mecânica, utilizando-se análogos de titânio da marca Neodent (figura 2).

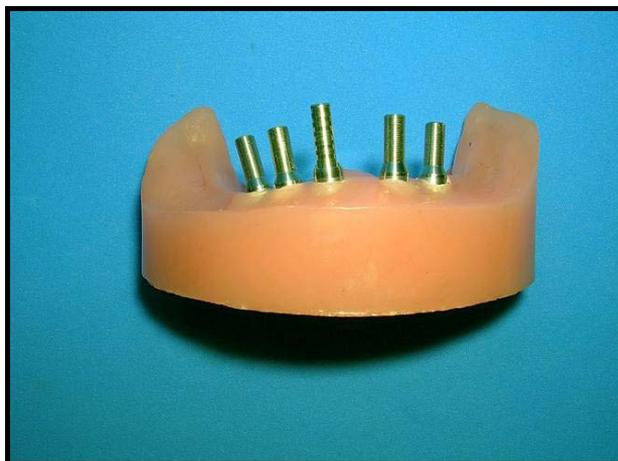


Figura 2 - Fotografia dos Cilindros de titânio instalados sobre os análogos.

Este critério foi utilizado para a confecção do modelo, pois o posicionamento dos implantes simulou o que normalmente acontece na clínica diária, ou seja, com inclinações e posicionamentos inerentes às dificuldades existentes em um paciente real.

Confecção da Barra Cr-Co:

Sobre estes modelos então, foram confeccionadas duas barras metálicas, sendo uma fundida em liga de cromo-cobalto com secção circular de 3.0 mm (Wironit extrahart - BEGO Bremer Goldchlägerei Wilh Herbst GmbH & Co). Para a confecção desta barra, os cilindros de titânios foram aparafusados no modelo, sobre os mesmos foram adaptados cilindros de plástico a fim de se

produzir um alívio para enceramento, e então encerada, incluída e fundida do modo convencional a barra de Cr-CO (figuras 3 a 5).

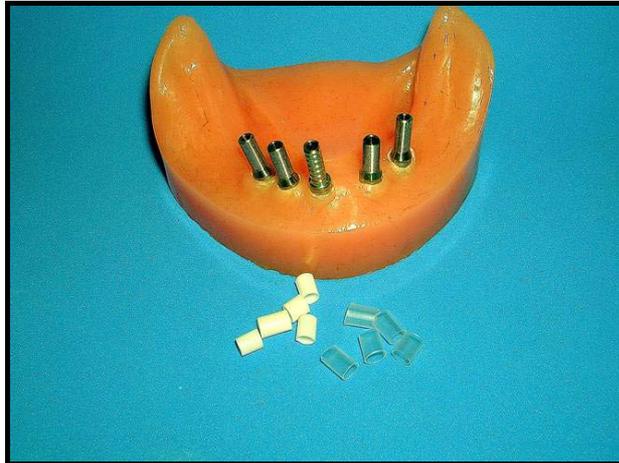


Figura 3 - Fotografia dos Cilindros ocios de resina para confecção dos alívios para enceramento da barra.

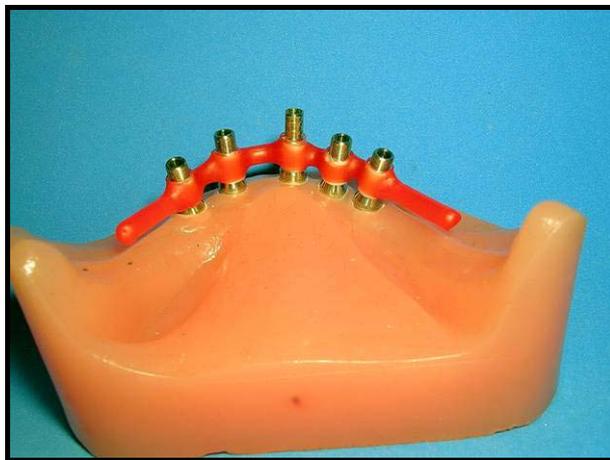


Figura 4 - Fotografia do Enceramento da barra sobre os cilindros de titânio e os cilindros plásticos usados para alívio.

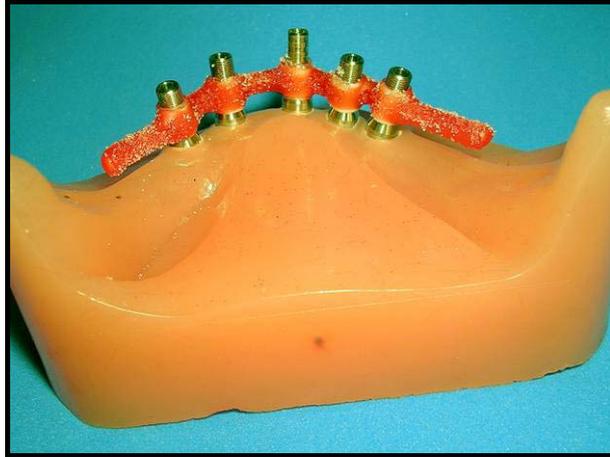


Figura 5 - Fotografia da Criação de retenções adicionais sobre o enceramento, a fim de melhorar a retenção mecânica da resina.

Após a fundição e mínima usinagem, a barra de Cr-Co foi então cimentada aos cilindros de titânio (marca NEODENT) com cimento resinoso para colagem de *attachments* (Attachment-Kleber - ZL-Germany) (figuras 6 a 11).

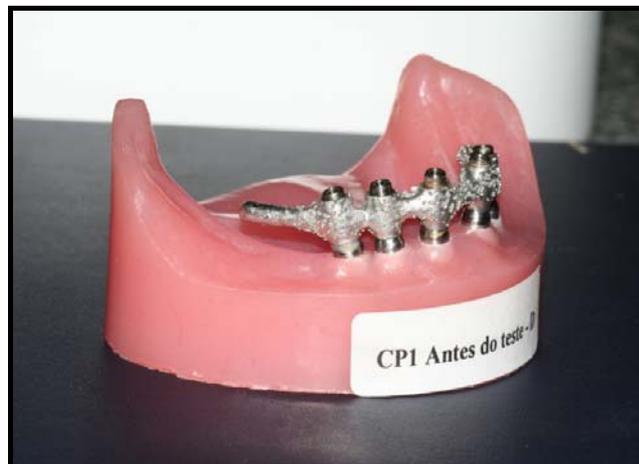


Figura 6 - Fotografia da Barra fundida assentada sobre o modelo, antes do teste.



Figura 7 - Fotografia da Barra fundida antes do teste (outro ângulo).



Figura 8 - Fotografia da Imagem superior da barra fundida, já cimentada aos cilindros de titânio.



Figura 9 - Fotografia da Imagem do lado esquerdo da barra fundida antes do teste (verificar assentamento).



Figura 10 - Fotografia da Imagem do lado direito da barra fundida antes do teste (verificar o assentamento).



Figura 11 - Fotografia da Imagem por lingual da barra fundida, antes do teste.

Esta barra foi confeccionada no laboratório de prótese Julio Targon Junior, em Campinas, SP.

Confecção da Barra Titânio soldada a laser:

A outra infra-estrutura construída foi confeccionada a partir de um lingote de secção circular de titânio, com diâmetro de 3,0 mm que foi sendo seccionado em partes para adaptarem-se entre os cilindros e então soldadas a laser, dois pedaços de uma barra de 4,0 mm de diâmetro, também cilíndricos

foram soldados a laser, aos cilindros de titânio mais distais, criando as extensões desta infra-estrutura, todos de plataforma 4,1 mm (Laboratório Joel Soares, Campinas, SP), estas dimensões de barras foram utilizadas, pois é o que se usa normalmente na clinica, para a soldagem a laser desta barra, foi utilizada uma maquina de soldagem da marca SISMA LM500, Nd: YAG - 100J - 05-50 ms / 60 W - 7,5 Kw (SISMA Dental Technology - Itália) (figuras 12 a 16).



Figura 12 - Fotografia da Maquina para soldagem a laser SISMA SL 500.



Figura 13 - Fotografia da Barra soldada a laser (visão inferior).

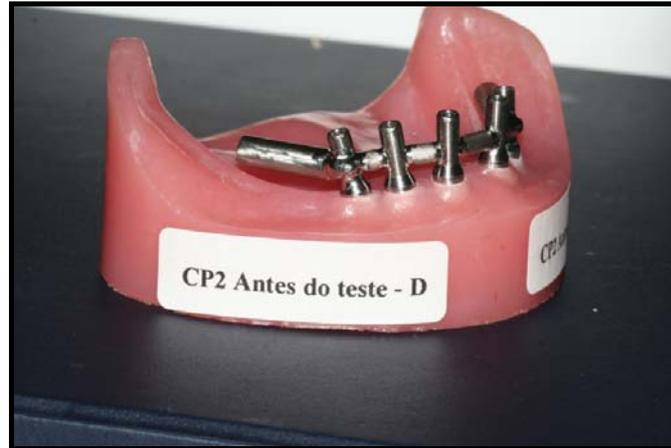


Figura 14 - Fotografia da Imagem do lado direito da barra soldada a laser antes do teste (verificar o assentamento).

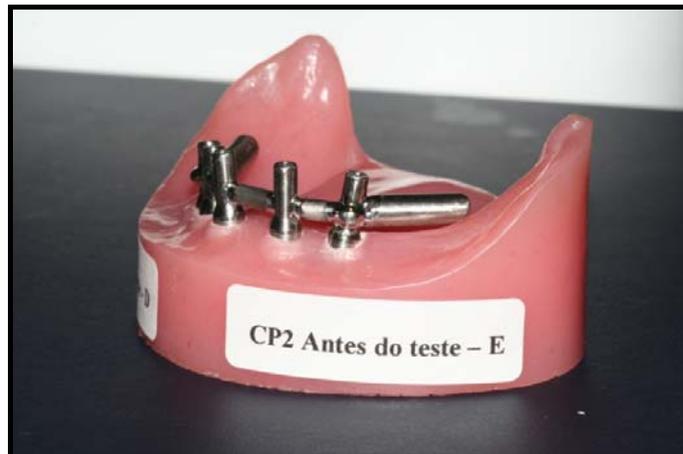


Figura 15 - Fotografia da Imagem do lado esquerdo da barra soldada a laser antes do teste (verificar o assentamento).



Figura 16 - Fotografia da Imagem por lingual da barra soldada a laser, antes do teste.

As barras foram então assentadas passivamente ao modelo confeccionado de resina acrílica, onde os análogos (marca Neodent) de titânio dos mini pilares cônicos foram imersos. Foram usadas extensões de comprimento diferentes, do lado esquerdo, ambas as barras possuíam 10 mm e do lado direito, ambas possuíam 13 mm de extensão, isto foi feito justamente para se avaliar também como um aumento no comprimento da barra afetaria os resultados (Rodriguez et al., 1993).

Para a mensuração da adaptação dos cilindros aos análogos foi utilizado um aparelho microdurômetro da marca (Pantec-Digital Microhardner Tester - Hus - 1000) quando foi utilizada a função de microscópio de luz do mesmo, que possui um sistema de duas linhas ajustáveis que medem com precisão a distância entre dois pontos (figura 17).



Figura 17 - Fotografia do Aparelho microdurômetro utilizado para mensuração da desadaptação após a aplicação das cargas cíclicas.

Primeiramente, a barra de Cr-Co foi fixada ao modelo e os parafusos do mini pilar cônico foram apertados, da forma preconizada por Jemt em 1991, com um torque de 10 N/cm com um torquímetro da marca Neodent (Neodent, Curitiba), assim como é recomendado pelo fabricante para este tipo de parafuso, os análogos, também de titânio foram numerados de um a cinco no sentido horário. O número um apertado totalmente. Por meio deste procedimento, verifica-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento foi repetido com o outro parafuso distal, ou seja, o número cinco. Verificada a adaptação, partiu-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso dois, depois o parafuso quatro, depois o mais intermediário e posteriormente, os dois parafusos distais.

Seqüência das Mensurações	
M0	Medição Inicial ao microscópio de luz, após o torque de 10N sem aplicação de carga cíclica.
M1	Aplicação de carga cíclica, lado esquerdo, e mensuração ao microscópio.
M2	Reaperto torque 10N, aplicação de carga cíclica, lado direito, e mensuração ao microscópio.
M3	Reaperto torque 10N, aplicação de carga cíclica, lado esquerdo.
M4	Aplicação de carga cíclica, lado direito, sem reaperto e mensuração ao microscópio.

Quadro 1 - Seqüência das Mensurações

Foi mensurado com o microscópio do microdurômetro qual era a distância existente entre os análogos e os cilindros de titânio, a partir de uma

pequena marca feita em um ponto na vestibular dos análogos, estes resultados foram anotados para posterior análise estatística (figuras 18 a 20).



Figura 18 - Fotografia do Modelo no microscópio para mensuração das distâncias análogo/cilindro.

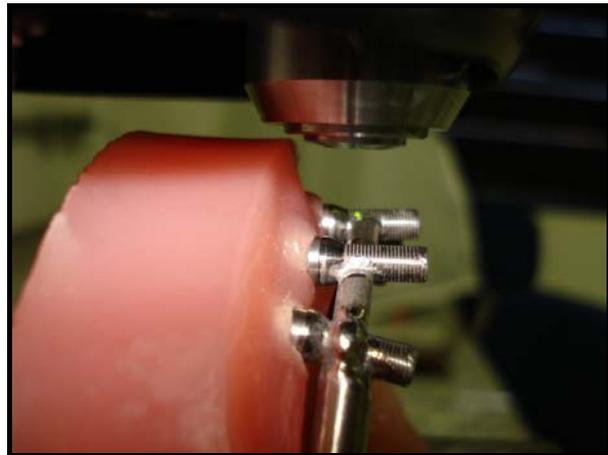


Figura 19 - Fotografia da Imagem lateral do modelo no microscópio.

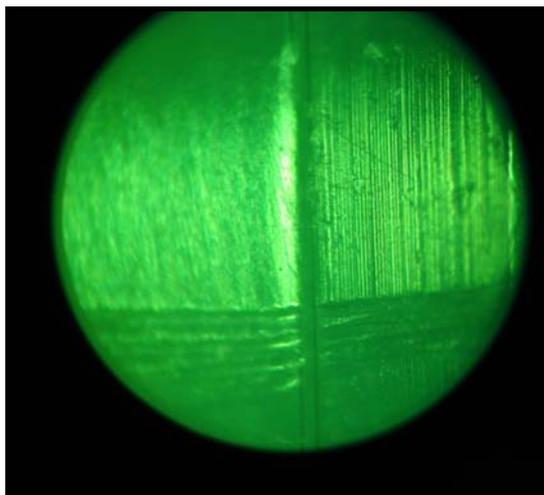


Figura 20 - Fotografia das Marcações nos componentes para orientação da mensuração.

Foi encaminhado ao fabricante da EMIC (figura 1), o pedido para a formulação de um método que realizasse certo número de flexões até uma força máxima de 12 kgf. O programa oferece uma limitação de programação de 18 ciclos, portanto, o método ficou programado para realizar 18 ciclos e este foi aplicado por três vezes, sem a retirada ou movimentação do modelo entre os ciclos, gerando, portanto 54 ciclos a cada teste aplicado sobre o cantilever das barras (figuras 21 a 25).



Figura 21 - Fotografia da Imagem do modelo posicionado na EMIC para aplicação de carga.



Figura 22 - Fotografia do Lado direito da barra fundida no momento da aplicação de força.



Figura 23 - Fotografia do Lado esquerdo da barra fundida no momento da aplicação de força.



Figura 24 - Fotografia do Lado direito da barra soldada a laser no momento da aplicação de força.



Figura 25 - Fotografia do lado esquerdo da barra soldada a laser no momento da aplicação de força.

A região escolhida para a aplicação das forças foi o cantilever das barras, pois é a região onde se encontram grandes forças de torção em função do braço de alavanca formado, levando grandes cargas compressivas no implante mais próximo à aplicação da carga e forças de tração no implante mais distante da aplicação da força (Colomina, 2001). Foram então aplicados os ciclos de carga de um lado da barra, feito isto, o modelo era novamente levado ao microscópio e então medidas as desadaptações em cada uma das uniões análogos/cilindros, para tanto os análogos foram numerados de um a cinco no sentido horário.

Depois de realizada uma série de 54 flexões de um lado, os parafusos eram apertados, novamente com 10 N/cm cada, e então se levava o modelo para a máquina de ensaio para aplicação do ciclo do outro lado. Finalizado este ciclo, media-se novamente a desadaptação ao microscópio.

Após realizarem-se os dois ciclos de 54 flexões para cada lado, todos

os parafusos foram reapertados e o modelo levado à máquina novamente, só que desta vez foram aplicados os testes de flexão dos dois lados, sem se proceder ao reapertamento dos parafusos entre as aplicações de carga de um lado e outro e após esta aplicação de carga cíclica simultânea, sem reapertamento dos parafusos, foram novamente mensuradas as desadaptações ocorridas, por meio do uso do microdurômetro, pois este possui o recurso de mensuração precisa da distância entre as duas superfícies (figura 26).

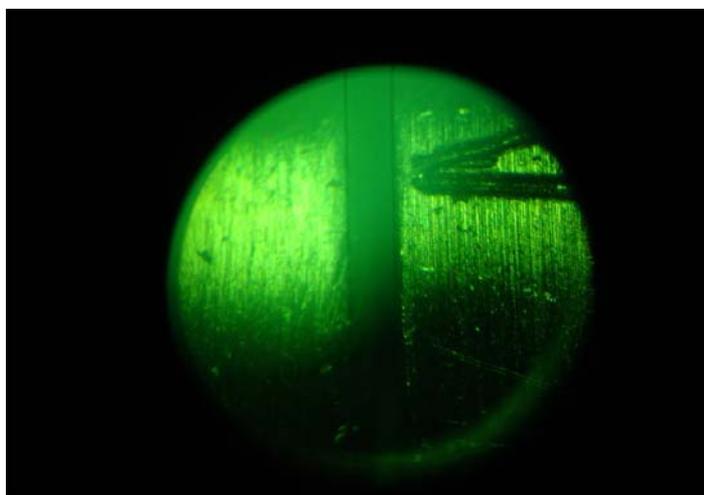


Figura 26 - Fotografia da Desadaptação gerada e a marcação feita nos análogos para localização no microscópio.

Realizados todos os testes, os modelos e infra-estruturas foram inspecionados visualmente e fotografados, não apresentando, nenhum sinal aparente de deformação, trincas destruição total ou parcial, demonstrando assim, que foram eficientes para a realização dos experimentos (figuras 27 a 32).

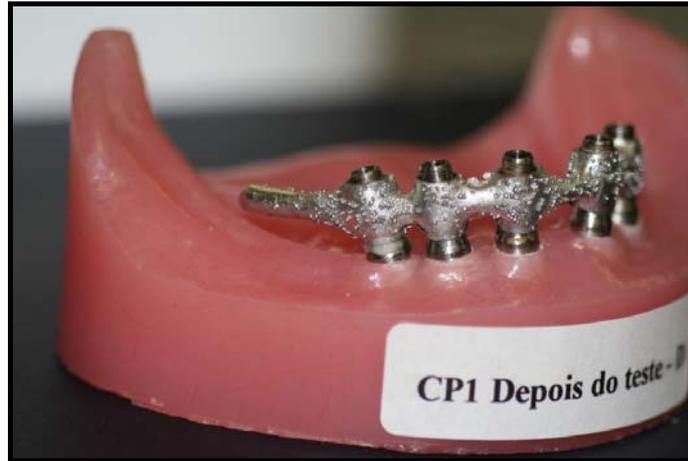


Figura 27 - Fotografia do lado direito da barra fundida após a aplicação da força (não houve deformação aparente, nem perda do assentamento da barra).



Figura 28 - Fotografia do lado esquerdo da barra fundida após a aplicação da força (não houve deformação aparente, nem perda do assentamento da barra).



Figura 29 - Fotografia da Imagem da infra-estrutura de Cr-Co, após a finalização dos testes.



Figura 30 - Fotografia das duas barras lado a lado após o ensaio.



Figura 31 - Fotografia do lado direito da barra soldada a laser após a aplicação da força (não houve deformação aparente, nem perda do assentamento da barra).



Figura 32 - Fotografia do lado esquerdo da barra soldada a laser após a aplicação da força (não houve deformação aparente, nem perda do assentamento da barra).

5 RESULTADOS

Para a realização da análise estatística, utilizou-se a análise de variância (ANOVA) e o teste estatístico F, em nível de 5% de probabilidade.

A tabela 1 permite a comparação de médias e das medidas de dispersão estudadas. Mostrando evidências de um menor desajuste quando utilizado o método de fixação “soldado” em relação ao “cimentado”. São apresentados o desvio padrão, o erro padrão e o intervalo de confiança.

Tabela 1 - Média, desvio padrão, erro padrão e intervalo de confiança.

Método de fixação	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Limites de intervalo de confiança (95%)		Teste F
				Inferior	Superior	
Cimentado	2,35	1,78	0,46	0,12	5,62	A
Soldado à Laser	1,34	1,56	0,40	0,05	5,26	B

Os gráficos 1 e 2 ilustram a comparação de médias, confirmando que a média do grupo “soldado a laser” é menor do que a média do grupo “cimentado”. Tal evidência se apóia na inexistência de intersecção dos intervalos de confiança. Verifica-se que o assentamento passivo foi melhor para o grupo “soldado a laser” em relação ao grupo “cimentado”.

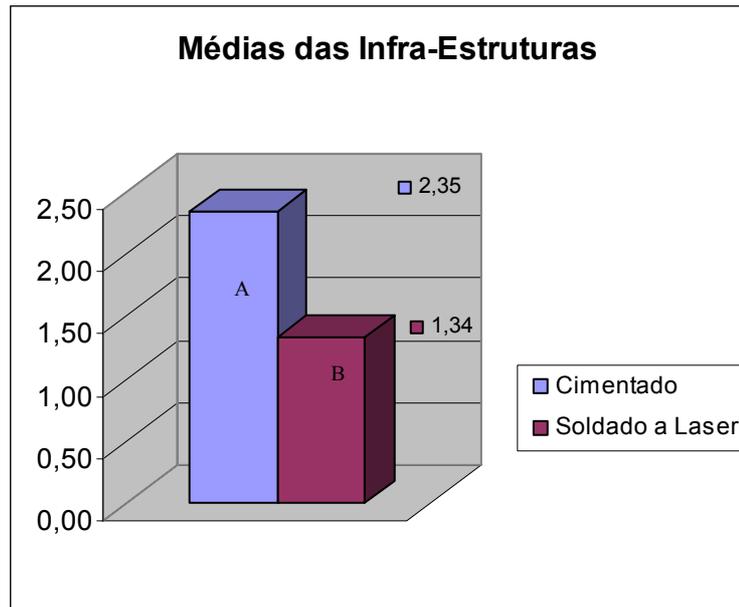


Gráfico 1 - Comparação das médias das duas infra-estruturas.

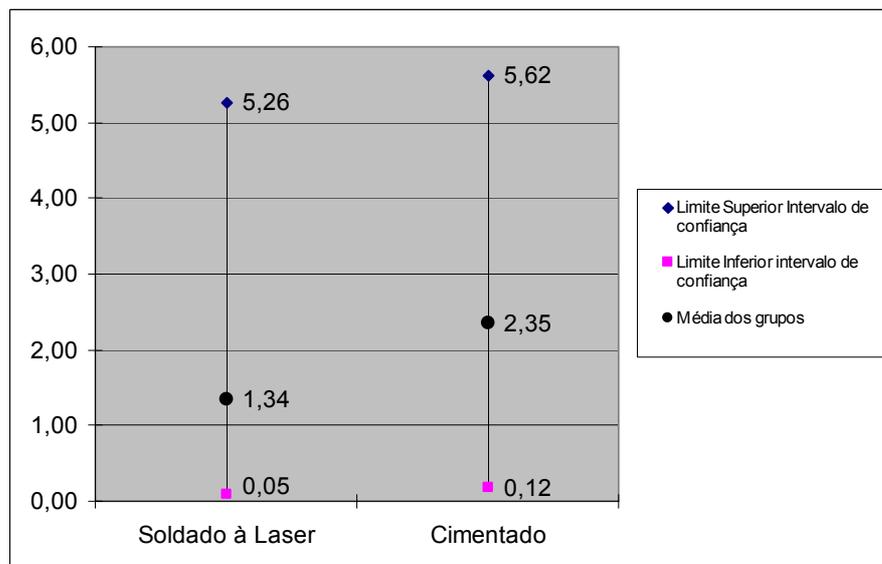


Gráfico 2 - Limites de intervalo de confiança das infra-estruturas.

O teste que compara variâncias é o teste “F”. A ANOVA permite testar se a variabilidade dentro dos grupos é maior que a existente entre os grupos. Temos 2 fatores de análise: Aplicação da carga em três momentos e os dois tipos de Barras, Cr-Co e Titânio. Todos os dados utilizados para os cálculos deste estudo constam no Apêndice desta dissertação, através de tabelas e gráficos

(tabela 2).

Tabela 2 - ANOVA - média das variâncias.

Anova: fator duplo com repetição						
Grupo	Contagem	Soma	Média	Variância		
Cr-Co	15	35,28	2,35	3,20		
Titânio	15	20,14	1,34	2,44		

Fonte da variação	Soma Quadrados SQ	Grau Liberdade GI	Quadrados médios MQ	F	valor-P	F crítico
Amostra	0,63	2	0,31	0,10	0,90	3,40
Colunas	7,63	1	7,63	2,45	0,12	4,25
Interações	3,89	2	1,94	0,62	0,54	3,40
Dentro	74,50	24	3,10			
Total	86,67	29				

Não existe uma variância significativa entre os grupos, visto que MQG, ou seja, a média quadrada dos grupos 1,94 é inferior à MQR, a média quadrada dentro dos grupos 3,10.

A linha Interações é o resultado da combinação dos dois fatores, ou seja, Aplicação da carga em três momentos e os dois tipos de infra-estruturas. O valor-p registrado na tabela é 0,54, portanto, maior que o nível de significância 5%. A hipótese nula deve ser aceita. Em vez de utilizar o valor-p, pode-se comparar o valor de F calculado (0,62), com o F crítico (3,40), que também mostra a aceitação da Hipótese nula.

O título Amostra, registrado na tabela ANOVA, se refere aos resultados do fator Aplicação da carga em três momentos. Como o valor-p registrado na tabela (0,90) é maior que o nível de significância 5%, a hipótese nula deve ser aceita. Em vez de utilizar o valor-p, pode-se comparar o F

calculado (0,10) com o F crítico (3,40) que também mostra a aceitação da hipótese nula.

O título Colunas, registrado na tabela ANOVA, se refere aos resultados do fator tipos de infra-estruturas. Como o valor-p registrado na tabela (0,12) é maior que o nível de significância 5%, a hipótese nula é aceita. Em vez de utilizar o valor-p, pode-se comparar o F calculado (2,45) com o F crítico (4,25), que também mostra a aceitação da hipótese nula.

Na tabela 3, observa-se a Estatística descritiva da desadaptação das duas infra-estruturas, após a aplicação da carga.

Tabela 3 - Estatística descritiva.

ESTATÍSTICA DESCRITIVA		
Estatística	Barra Cr-Co	Barra Titânio
Média	2,35	1,34
Erro padrão	0,46	0,40
Mediana	2	1
Desvio padrão	1,78	1,56
Variância da amostra	3,20	2,44
Intervalo	5,50	5,21
Mínimo	0,12	0,05
Máximo	5,62	5,26
Soma	35,28	20,14
Contagem	15,00	15,00
Nível de confiança (95,0%)	0,99	0,86

Quadros, gráficos e tabelas, dos dados utilizados para os cálculos das médias, desvio-padrão, erro padrão, variâncias, limites de intervalos de confiança

e desadaptação, das barras Cro-Co cimentada e Titânio soldada a laser.

Tabela 4 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Cr-Co cimentada, antes da aplicação de cargas cíclicas.

Barra Cr-Co cimentada, antes da aplicação da carga de 12 kgf.	
Análogo e Cilindro n°	Distância em μ , entre o cilindro e o análogo
1	12,56
2	17,43
3	15,12
4	13,06
5	15,12

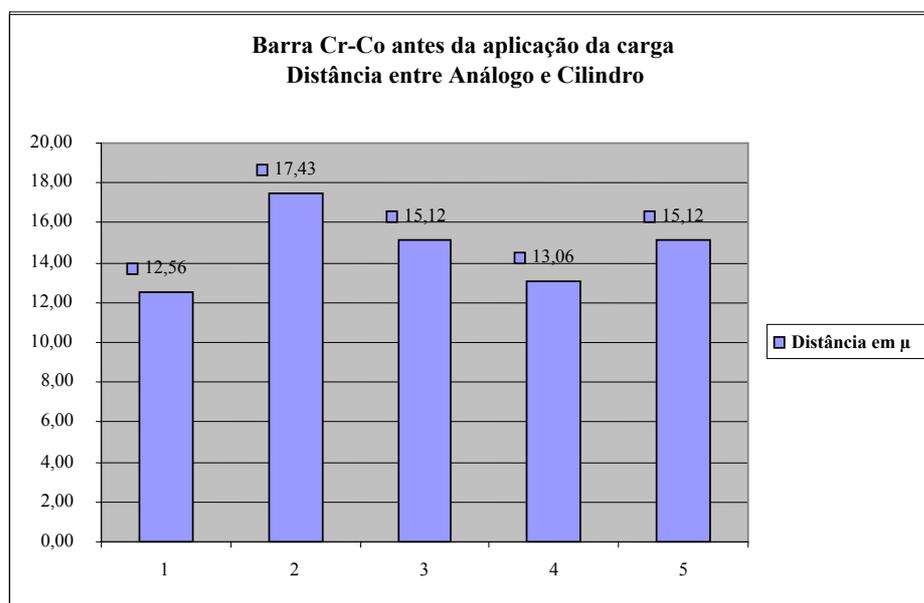


Gráfico 3 - Barra Cr-Co antes da aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.

Tabela 5 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Cr-Co cimentada, após a aplicação de cargas cíclicas de 12 Kgf (Lado direito da barra).

Barra Cr-Co cimentada, lado direito, após a aplicação da carga de 12 Kgf.	
Análogo e Cilindro n°	Distância em μ, entre o cilindro e o análogo
1	18,18
2	19,43
3	19,93
4	14,37
5	15,25

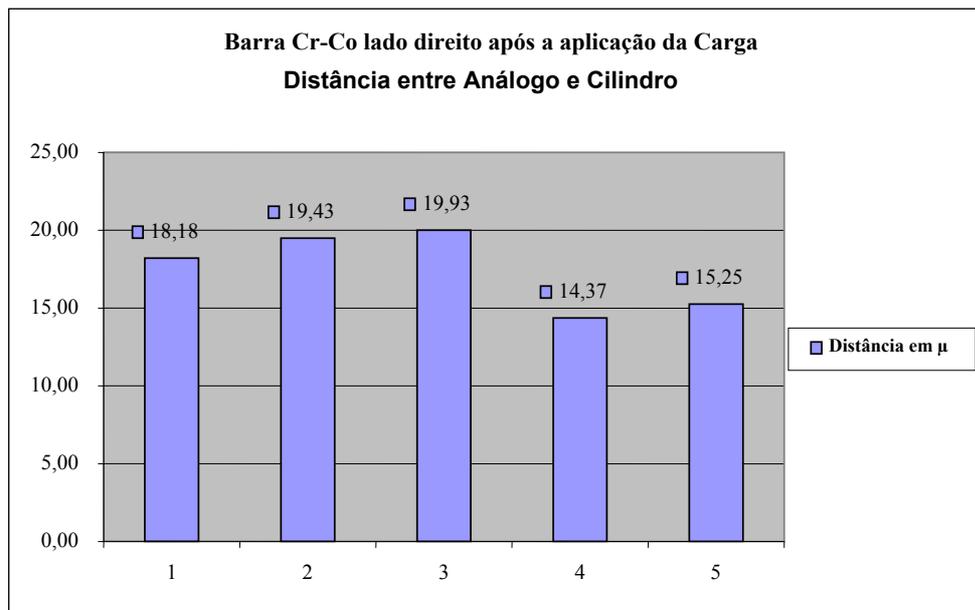


Gráfico 4 - Barra Cr-Co lado direito, após aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.

Tabela 6 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Cr-Co cimentada, após a aplicação de cargas cíclicas de 12 Kgf (Lado esquerdo da barra).

Barra Cr-Co cimentada, lado esquerdo, após a aplicação da carga de 12 Kgf.	
Análogo e Cilindro	Distância em μ, entre o cilindro e o análogo
1	13,25
2	19,87
3	15,63
4	15,46
5	19,56

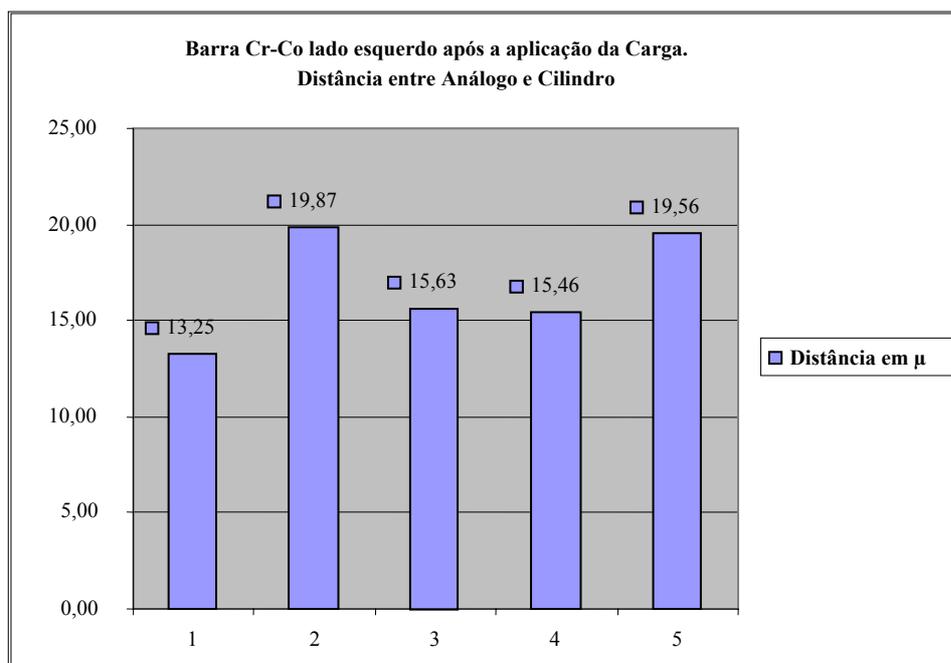


Gráfico 5 - Barra Cr-Co, lado esquerdo, após aplicação da Carga - distância entre análogo e cilindro.

Tabela 7 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Cr-Co cimentada, após a aplicação de cargas cíclicas.

Barra Cr-Co cimentada, após aplicação da carga de 12 Kgf - Lado Direito e Lado Esquerdo.	
Análogo e Cilindro	Distância em μ, entre o cilindro e o análogo
1	16,25
2	18,25
3	16,31
4	14,00
5	19,43

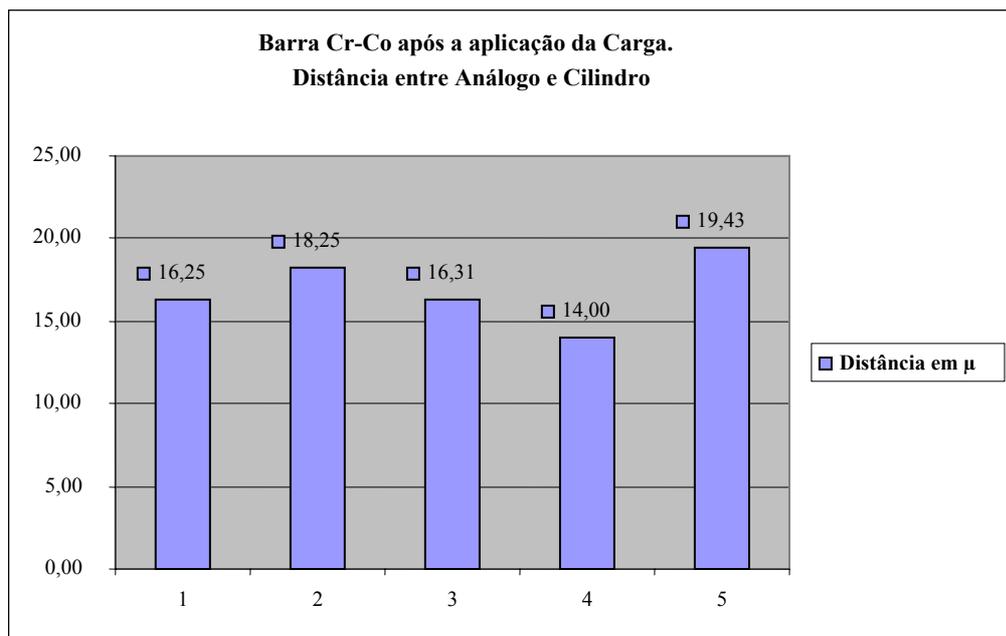


Gráfico 6 - Barra Cr-Co após aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.

Tabela 8 - Desadaptação da infra-estrutura de Cr-Co cimentada após os testes.

Barra Cr-Co cimentada			
Análogo e Cilindro	Desadaptação Lado Direito μ	Desadaptação Lado Esquerdo μ	Desadaptação Lados Direito e Esquerdo μ
1	5,62	0,68	3,68
2	2,00	2,43	0,81
3	4,81	0,50	1,18
4	1,31	2,40	0,94
5	0,12	4,43	4,31

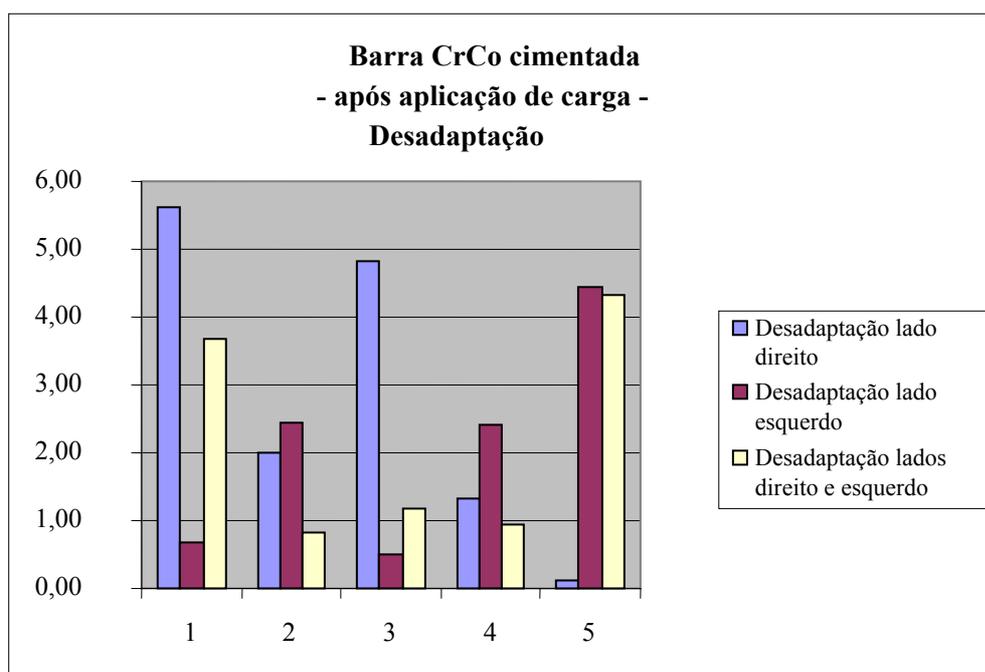
Gráfico 7 - Barra Cr-Co após conclusão dos testes - desadaptação em μ .

Tabela 9 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Titânio soldada a laser, antes da aplicação de cargas cíclicas.

Barra Titânio soldada a laser, antes da aplicação da carga de 12 Kgf.	
Análogo e Cilindro	Distância em μ, entre o cilindro e o análogo
1	12,50
2	8,87
3	8,43
4	11,06
5	14,00

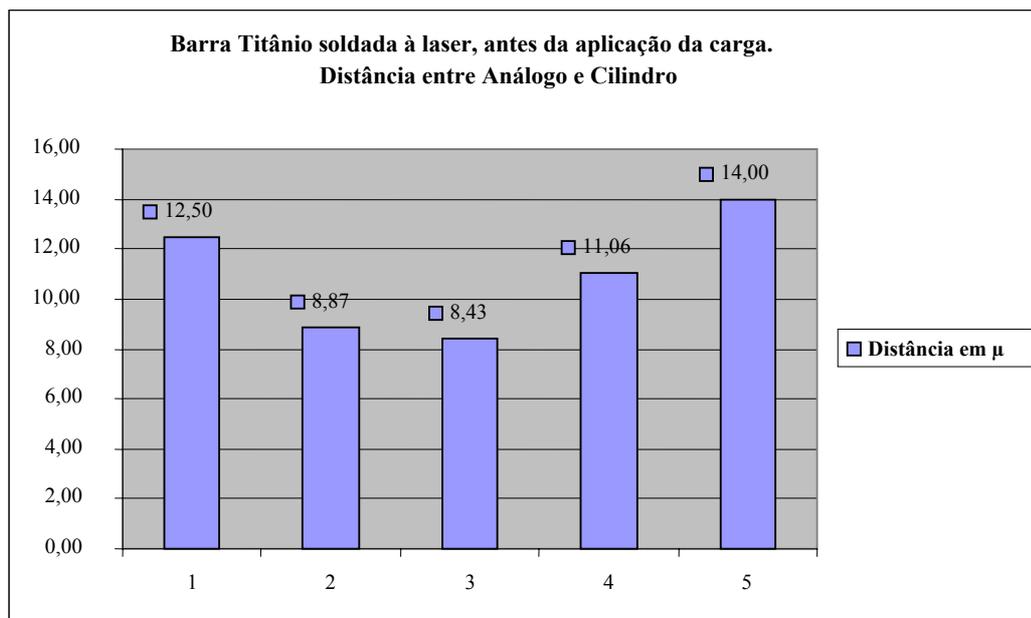


Gráfico 8 - Barra Titânio soldada a laser, antes da aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.

Tabela 10 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Titânio soldada a laser, após a aplicação de cargas cíclicas de 12 Kgf (Lado direito da barra).

Barra Titânio soldada a laser, lado direito, após a aplicação da carga de 12 Kgf.	
Análogo e Cilindro	Distância em μ, entre o cilindro e o análogo
1	13,63
2	9,72
3	8,87
4	12,08
5	14,50

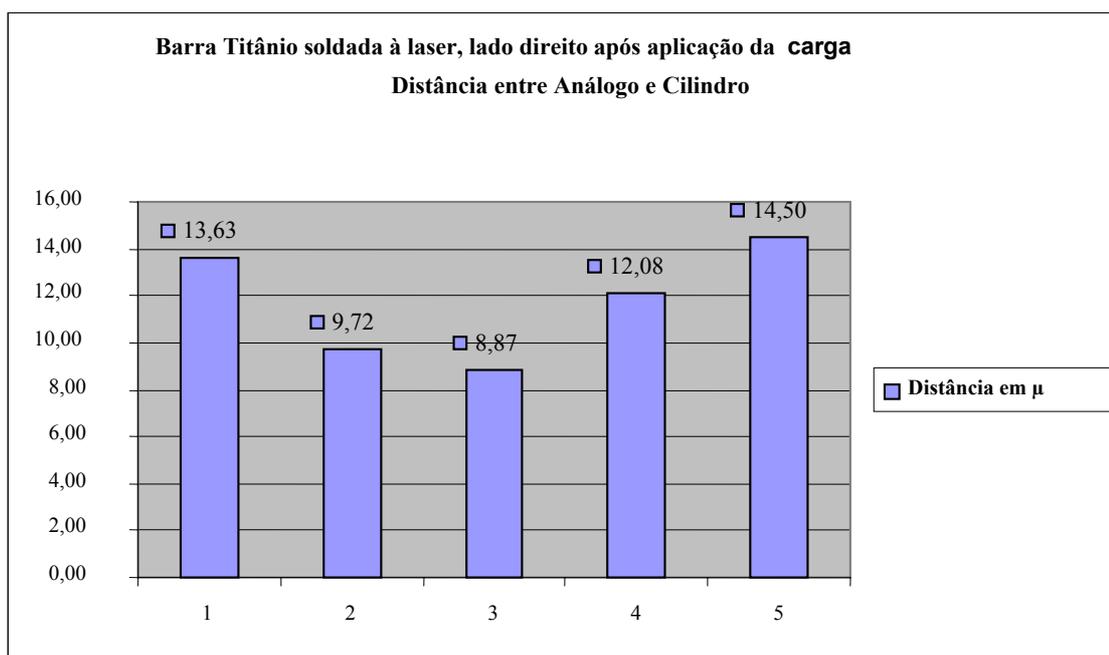


Gráfico 9 - Barra Titânio soldada a laser, lado direito após aplicação da carga - distância entre análogo e cilindro.

Tabela 11 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Titânio soldada a laser, após a aplicação de cargas cíclicas de 12 Kgf (Lado esquerdo da barra).

Barra Titânio soldada a laser, lado esquerdo, após a aplicação da carga de 12 Kgf.	
Análogo e Cilindro	Distância em μ, entre o cilindro e o análogo
1	12,83
2	8,93
3	8,83
4	12,06
5	18,87

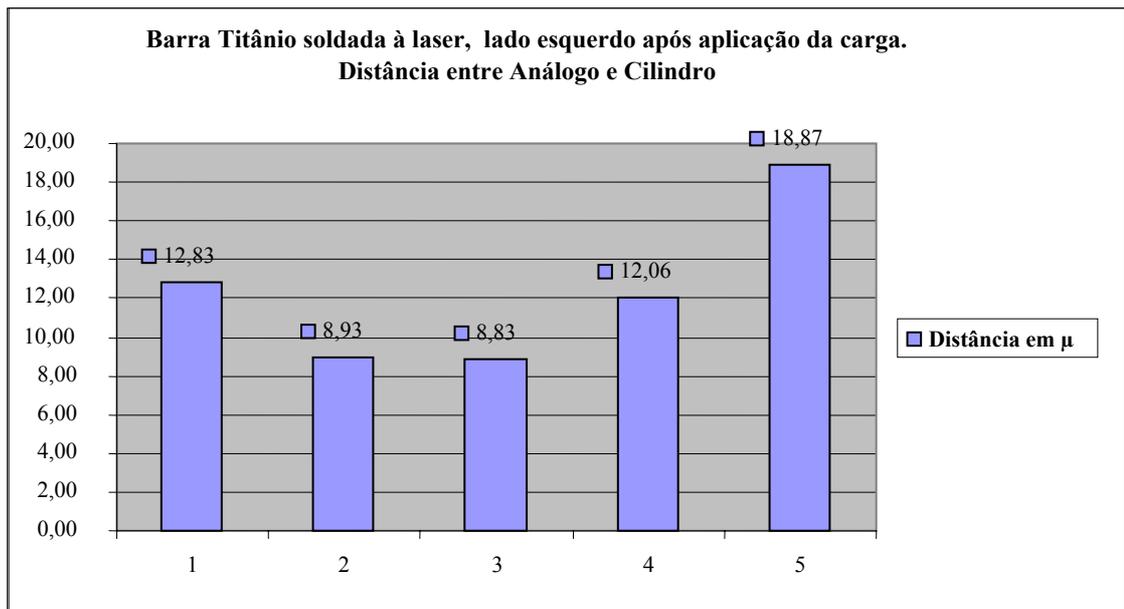


Gráfico 10 - Barra Titânio soldada a laser, lado esquerdo após aplicação de carga - distância entre análogo e cilindro.

Tabela 12 - Distância em μ , entre os cilindros e os análogos, da Barra Titânio soldada a laser, após a aplicação de cargas cíclicas.

Barra Titânio soldada a laser, após aplicação da carga de 12 Kgf - Lado Direito e Lado Esquerdo.	
Análogo e Cilindro	Distância em μ, entre o cilindro e o análogo
1	13,56
2	9,53
3	9,43
4	12,63
5	19,26

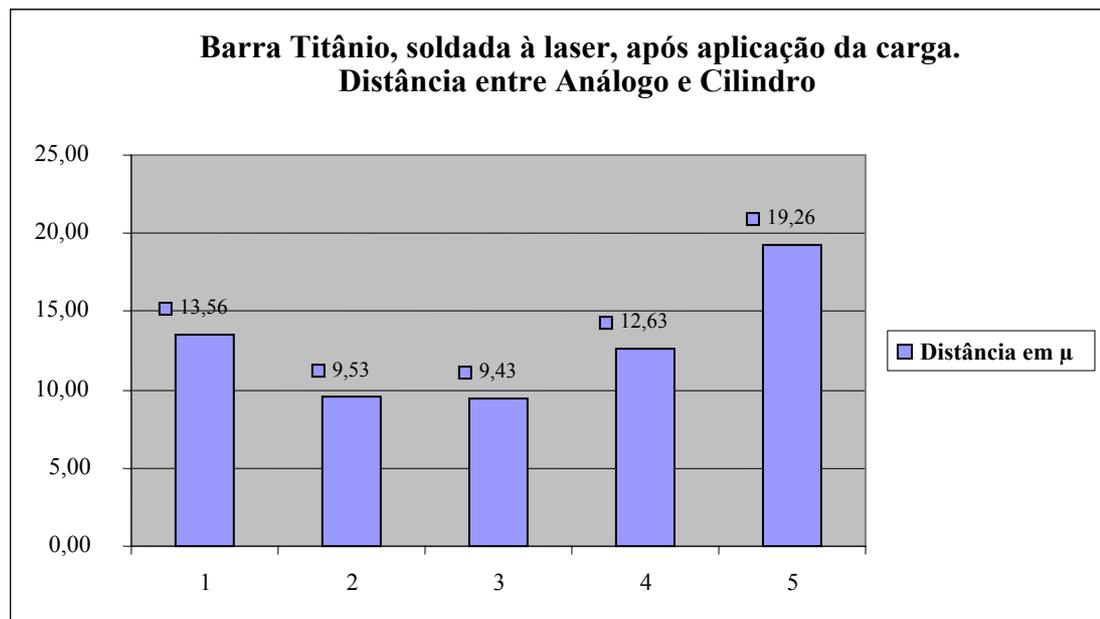


Gráfico 11 - Barra Titânio soldada a laser, após aplicação de carga - distância entre análogo e cilindro.

Tabela 13 - Desadaptação da infra-estrutura de Titânio soldada a laser, após os testes.

Barra Titânio soldada a laser			
Análogo e Cilindro	Desadaptação Lado Direito μ	Desadaptação Lado Esquerdo μ	Desadaptação Lados Direito e Esquerdo μ
1	1,13	0,33	1,06
2	0,85	0,05	0,66
3	0,43	0,39	1,00
4	1,01	1,00	1,56
5	0,50	4,87	5,26

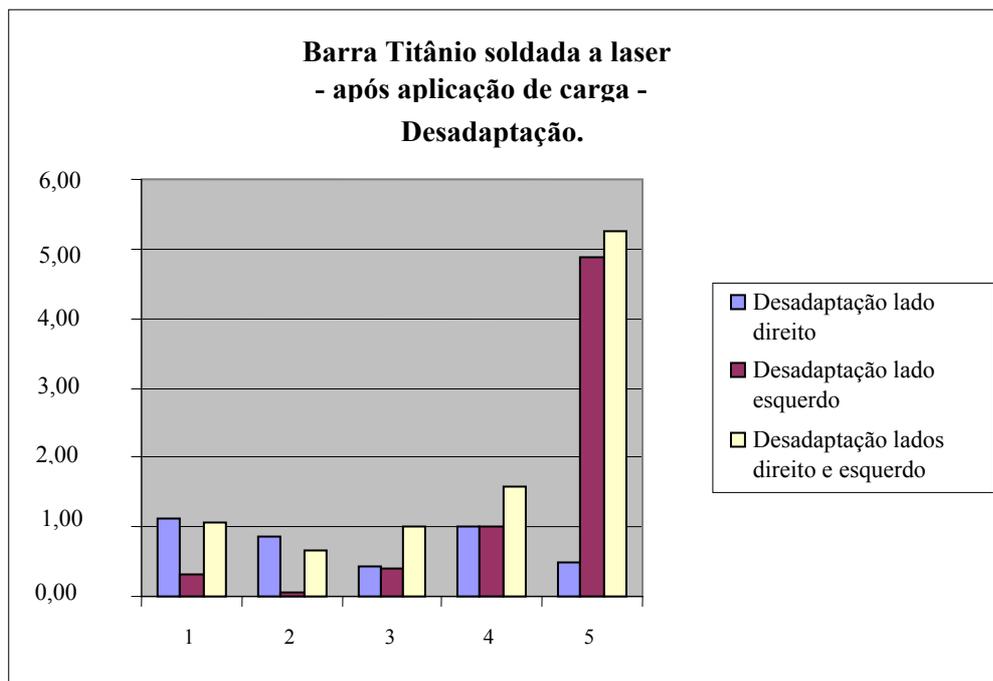
Gráfico 12 - Barra Titânio após aplicação dos testes - Desadaptação em μ .

Tabela 14 - Estatística Descritiva da desadaptação das Barras Cr-Co e Titânio.

Estatística	Desadaptação Cr-Co	Desadaptação Titânio
Média	2,35	1,34
Erro Padrão	0,46	0,40
Mediana	2,00	1,00
Desvio Padrão	1,78	1,56
Variância da Amostra	3,20	2,44
Curtose	-1,14	3,56
Assimetria	0,54	2,12
Intervalo	5,50	5,21
Mínimo	0,12	0,05
Máximo	5,62	5,26
Soma	35,28	20,14
Contagem	15,00	15,00
Nível de confiança (95%)	0,99	0,86

Tabela 15 - Desadaptação das infra-estruturas em μ após aplicação de cargas.

Após aplicação de Carga	Barra Cr-Co Desadaptação	Barra Titânio Desadaptação
Lado Direito	5,62	1,13
	2,00	0,85
	4,81	0,43
	1,31	1,01
	0,12	0,50
Lado Esquerdo	0,68	0,33
	2,43	0,05
	0,50	0,39
	2,40	1,00
	4,43	4,87
Lado Direito e Esquerdo	3,68	1,06
	0,81	0,66
	1,18	1,00
	0,94	1,56
	4,31	5,26

Tabela 16 - Anova Fator Duplo com repetição - tabela resumo

Anova: fator duplo com repetição			
RESUMO	Barra Cr-Co	Barra Titânio	Total
<i>Lado Direito</i>			
Contagem	5	5	10
Soma	13,87	3,93	17,81
Média	2,77	0,78	1,78
Variância	5,50	0,09	3,58
<i>Lado Esquerdo</i>			
Contagem	5	5	10
Soma	10,46	6,65	17,12
Média	2,09	1,33	1,71
Variância	2,55	4,04	3,09
<i>Lado Direito e Esquerdo</i>			
Contagem	5	5	10
Soma	10,94	9,56	20,5
Média	2,18	1,91	2,05
Variância	2,80	3,62	2,87
<i>Total</i>			
Contagem	15	15	
Soma	35,28	20,14	
Média	2,35	1,34	
Variância	3,20	2,44	

6 DISCUSSÃO

Desde a publicação dos primeiros trabalhos de Branemark (1969), a implantodontia tem evoluído rapidamente na direção de proporcionar um tratamento mais rápido e que atinja um maior número de pessoas, sempre tendo em vista a execução de trabalhos de grande longevidade. Nesta época, utilizavam-se barras fundidas e soldadas a brasagem para a confecção das próteses.

As infra-estruturas para estas próteses foram sofrendo modificações ao longo dos anos para ajustar-se às novas necessidades e aproveitando-se dos avanços tecnológicos como a soldagem a laser, por exemplo. Os estudos de Sjögren (1988) atentavam para a necessidade de haver uma padronização para execução deste tipo de soldagem, Jemt & Linden (1992) relataram algumas dificuldades, como colocação correta dos dentes neste tipo de estrutura, devido ao fato de ser difícil individualizá-la para cada paciente.

Outra preocupação constante foi a respeito da necessidade de passividade das estruturas metálica das próteses, a fim de manter-se o equilíbrio biomecânico do sistema.

Diversos pesquisadores têm descrito a importância do assentamento passivo das infra-estruturas implanto-suportadas, entre eles encontram-se Skalak (1983), Johansson & Palmqvist (1990), Goll (1991), Carlsson (1994), Hellden & Dérand (1998), Wee (1999), Herbst et al. (2000), Rabi et al. (2001). Apesar da evidência científica e a eficácia da tecnologia usada atualmente evidenciam que um absoluto assentamento passivo das infra-estruturas não pode ser obtido

(Randi et al., 2001; Sahin, Cehrei, 2001), a preocupação com tal passividade relaciona-se a problemas como: excessiva perda óssea marginal, perda dos parafusos e fissuras dos componentes protéticos (Aparicio, 1994). E ainda, têm sido descritos implantes não osseointegrados (Aparicio, 1995), defeitos estéticos, afrouxamento dos parafusos de ouro ou dos pilares (Carlsson, Carlson, 1994), bem como reações teciduais diversas, dor e sensibilidade (Kan et al., 1999).

De acordo com Weinberg (1993), a falta de adaptação passiva pode levar à alta incidência de fadiga do metal e até a sua falha. Em adição, o parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar-se em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou uma pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro. No mesmo ano, Brunski & Skalak afirmaram que dentes e implantes podem apresentar movimentos de intrusão, extrusão, lateral, mesio-distal ou uma combinação destes, enaltecendo a importância de um planejamento cirúrgico-protético adequado.

A passividade entre a infra-estrutura e o intermediário constitui-se em requisito fundamental quando da confecção de próteses fixas implanto-suportadas. Para Jemt (1991), a adaptação passiva seria um nível tal que não causasse complicações clínicas e definiu também como sendo aceitáveis, desajustes menores que 350 μm , já em 1996 o mesmo autor indicou que esse número deveria ser de até 100 μm . Por outro lado Carlsson (1994 apud Sahin, Cehreli, 2001) afirmou que para prover assentamento passivo ou uma condição livre de tensões, uma infra-estrutura deveria, teoricamente, induzir zero absoluto de força nos componentes de suporte dos implantes e no osso adjacente na ausência de força externa. Entretanto, não há estudo clínico longitudinal que reporte falhas nos implantes especificamente atribuídas à ausência de

assentamento passivo. A existência de uma adaptação marginal aceitável da estrutura não é, necessariamente, um sinal de assentamento passivo. Então, a questão fundamental que se levanta é se uma infra-estrutura absolutamente passiva é realmente essencial e se é um fator preponderante para o sucesso do implante (Taylor et al., 2000).

Em próteses parafusadas, o aperto dos parafusos provoca forças ao redor dos implantes e sua magnitude depende da quantidade da desadaptação Clelland et al. (1995 apud Sahin, Cehreli, 2001). Distorção na infra-estrutura e no implante é observada durante o parafusamento da infra-estrutura (Jemt, 1996). A razão do sucesso dos implantes em próteses parafusadas ser alto, bem como as falhas atribuídas a infra-estruturas não-passivas, não têm sido documentadas (Sahin, Cehreli, 2001).

Dentre os métodos clínicos mais utilizados para a avaliação do assentamento da estrutura, destaca-se o uso de um explorador, entretanto, em infra-estruturas fundidas em monobloco e posteriormente parafusadas, a quantidade de distorção pode alcançar níveis tais que um espaço marginal de 500 μm , pode não ser detectável com um explorador (Clelland et al., 1995 apud Sahin, Cehreli, 2001).

Na literatura muitos métodos têm sido apresentados para a avaliação do assentamento passivo. Waskewickz et al. (1994) levaram em consideração o eixo vertical para avaliar a adaptação da infra-estrutura em associação à análise fotoelástica. A técnica fotogramétrica tri-dimensional também tem sido usada em estudos como os de Jemt & Lie (1995) e Jemt (1996). Trabalhos como os de Bernardon (2001), Costa (2001) e Sousa (2001) têm apresentado a utilização da mensuração da distorção linear com auxílio de microscópio.

Dentre as técnicas apresentadas por diversos autores para prover uma melhora no assentamento passivo de estruturas protéticas implanto-suportadas destacam-se a eletroerosão (Evans, 1997; Bernardon, 2001), o seccionamento e soldagem da infra-estrutura protética (Jemt, Lindén, 1992; Sousa, 2001) e a técnica dos cilindros cimentados proposta por Jimenéz-López (1995). As técnicas avaliadas neste trabalho foram a de Jimenéz-López (1995), com pequenas modificações e a da soldagem a laser de todos os cilindros à infra-estrutura fundida (McCartney, Doud, 1993).

Randi et al. (2001) encontraram resultados bastante positivos de assentamento passivo quando compararam estruturas fundidas pela técnica convencional, com estruturas fundidas sem os cilindros de ouro e posterior cimentação destes com cimento resinoso, entretanto, utilizaram um modelo mestre constituído apenas por três implantes, o que minimiza a distorção aos processos de fundição, possibilitando a obtenção de infra-estruturas mais adaptadas. As cimentadas apresentaram valores médios de $5,2 \pm 1,6 \mu\text{m}$ e $5,6 \pm 3,4 \mu\text{m}$ para a posição central e $8,4 \pm 2,5 \mu\text{m}$ e $11,4 \pm 7,0 \mu\text{m}$ para a posição mais distal, associando o teste do parafuso único com o auxílio de um microscópio eletrônico para verificar a discrepância vertical.

Bernardon (2001) encontrou valores médios de $28,4 + 19,5 \mu\text{m}$ para a posição central e $58,9 \pm 27,8 \mu\text{m}$ para a posição distal, após o seccionamento, soldagem a laser e eletroerosão de infra-estruturas implanto-suportadas tipo protocolo. Apesar da obtenção de valores de assentamento passivo aceitáveis, quando do uso da soldagem a laser associada à eletroerosão, pode-se verificar a obtenção de melhor relação custo/benefício quando do emprego da técnica dos cilindros cimentados, não necessitando de aparelhos específicos.

A técnica dos cilindros cimentados tem sido amplamente utilizada com o avanço da técnica de carga imediata, devido à sua rápida confecção, e conseqüente, possibilidade de instalação após o primeiro estágio cirúrgico. Entretanto, a técnica atualmente utilizada consiste na cimentação de todos os cilindros de titânio na clínica, diferindo da técnica aqui estudada. É evidente a necessidade de avaliação em longo prazo de tais infra-estruturas, no que diz respeito à sua resistência mecânica quando em função. Estudos de Wolfart et al. (2005) encontraram uma força de ligação na ordem de 653 N entre a barra fundida e o abutment cimentado com cimento resinoso, tornando bastante confiável este tipo de técnica.

Batista & Silva Junior (2007) fazendo uma análise comparativa entre a adaptação dos componentes de vários sistemas de implantes nacionais, Neodent, Conexão e Titanium fix, comprovaram que as desadaptações encontradas variaram de 6,35 µm a 17,99 µm, o que segundo os autores está na faixa aceitável.

Gordon & Smith (1970) apresentaram um relato inicial sobre a soldagem a laser em Odontologia e segundo os autores, a confecção de restaurações protéticas adequadas é reflexo de uma moldagem precisa.

Alguns autores têm destacado as vantagens da solda a laser: apresenta uma fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; possibilita a soldagem no modelo mestre, devido à baixa quantidade de calor aplicado; maior precisão, devido ao melhor contato entre as superfícies a serem soldadas, reduzindo o potencial de distorção, resistência ao escoamento da união de solda é idêntica ao metal de origem (Tambasco et al., 1996); permite a transmissão do feixe a longas distâncias; permite a sondagem em lugares de

difícil acesso (Souza, 2000); pode ser aplicada em estruturas recobertas com porcelana ou resina acrílica sem danos físicos ou de coloração; potencialmente todos os metais podem ser soldados, particularmente o titânio, uniões soldadas a laser têm uma força reproduzível para todos os metais, comparável à da liga de origem (Bertrand et al., 2001). Por outro lado, suas desvantagens também têm sido discutidas, tais como: equipamentos de alto custo; maiores espaços para posicionamento do equipamento (Tambasco et al., 1996); necessidade de atmosfera inerte de gás argônio; fragilização e formação de porosidades no cordão de solda devido à rápida solidificação; apresenta problemas para soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutividade térmica (Souza, 2000).

Vários estudos têm comparado a técnica da soldagem a laser com as técnicas em monobloco e ou soldagem por brasagem, verificando melhores resultados para a primeira (Hulling, Clark, 1997; Jemt et al., 1998; Castilio, 2000; Manícone et al., 2000; Souza, 2000; Bernardon, 2001; Sousa, 2001; Al-Fadda et al., 2007; Souza et al., 2008).

Pelo fato do titânio ser altamente reativo a altas temperaturas, sua composição é alterada durante a operação de soldagem, influenciando as propriedades mecânicas na região da solda (Sjögren et al., 1988; Wang, Welsh, 1995; Neo et al., 1996). Esses trabalhos verificaram baixos valores de resistência à tração na união soldada quando testes de tração foram realizados. Yamagishi et al. (1993) e Chai & Chou (1998) observaram uma relação significativa entre a resistência à flexão e a atmosfera (ar ou argônio) e intensidade de irradiação (controlando voltagem e frequência de pulso). Em contrapartida, Liu et al. (2002) encontraram forças de união similares entre amostras de titânio soldadas a laser

e o metal original (grupo controle) através de testes de resistência à tração.

O sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração da solda. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente (Tambasco et al., 1996). Estudos de longo prazo também relataram que as complicações mais comuns com as próteses confeccionadas em titânio foram: fratura da resina, inflamação dos tecidos e fratura das infra-estruturas (Ortorp et al., 2006).

Para o grupo dos cilindros soldados a laser os valores médios de desadaptação marginal obtidos foram de $99,06 \pm 50,47\mu\text{m}$ para a posição central e $70,21 \pm 56,70 \mu\text{m}$ para a posição distal. Apesar de estes valores terem sido maiores que os do grupo dos cilindros cimentados, ainda encontram-se dentro do valor mínimo de desadaptação de $100 \mu\text{m}$ (Jemt, 1996). Verifica-se a presença de maiores desajustes na posição central. Tal fato pode ser explicado pela possível ocorrência de distorções provocadas pela soldagem a laser em diversos pontos da infra-estrutura, gerando maiores discrepâncias na porção central da peça.

A técnica dos cilindros soldados a laser apresenta maior precisão em relação à técnica de seccionamento e soldagem da infra-estrutura metálica (Bernardon, 2001). Além disso, a peça obtida através de seccionamento e soldagem está mais sujeita a riscos de fratura, quando em função, por esforços de fadiga, pois a soldagem é direcionada para regiões de maiores esforços mecânicos, além da região a ser soldada possuir diâmetro maior que a da técnica dos cilindros soldados aqui apresentada.

Além de proporcionar resultados satisfatórios de desajuste marginal, a técnica de soldagem avaliada neste estudo, denominada soldagem de borda,

apresenta a vantagem de utilizar estrutura metálica em monobloco, na qual as áreas soldadas localizam-se em regiões de menores esforços mecânicos.

No entanto, a técnica do cilindro cimentado apresentou significativa melhora no assentamento passivo. Além de utilizar estruturas em monobloco, tem como principais características a simplicidade de técnica e redução de custo.

A diferença obtida entre as técnicas avaliadas também pode ser explicada pelo fenômeno de contração de polimerização da resina acrílica utilizada, já que foram aplicadas maiores porções desta resina no grupo dos cilindros soldados a laser. Entretanto, todos os cilindros de titânio foram parafusados com torque de 10 N.cm para minimizar esses efeitos de distorção e estabilizar o conjunto. Além disso, foi utilizado o mínimo de resina suficiente para unir os cilindros à infra-estrutura e tomou-se o cuidado de alternar os cilindros quando da aplicação da mesma.

Assim, a ocorrência desta diferença pode estar muito mais associada à alta temperatura envolvida na soldagem a laser, que embora se encontre próxima à necessária para fundir o metal, pode causar distorções na peça, uma vez que cerca de 30 pontos de solda são aplicados por cilindro de titânio.

Estudos diversos foram sendo realizados para a avaliação das estruturas, porém, não há muitos estudos que avaliem o que ocorre com elas em termos de desadaptações, após a aplicação direta de carga, principalmente na região de cantilever, onde as forças são mais intensas (Colomina, 2001).

White et al. (1994) avaliaram o impacto do comprimento do cantilever e recomendaram que este não excedesse 13 mm.

Wang (1996) verificou que os primeiros e segundos implantes mais

próximos ao cantilever eram os que mais sofriam os efeitos da carga compressiva.

Meijer et al. (1992) relataram que, quando se aperta o parafuso de ouro da estrutura, no local da não adaptação, a tensão que atua no parafuso vai atuar sobre toda a estrutura, trazendo a viga em direção ao pilar, diminuindo, assim, o espaço que, se for pequeno, é possível que seja fechado totalmente pela deformação da peça. Porém, se este espaço for grande, este não será fechado e o efeito disso será a aplicação de uma força no local da não adaptação e dessa forma, os outros implantes também irão receber mais carga, Diante disso afirmaram que as estruturas devem ser feitas com precisão para garantir à junção parafusada no máximo travamento.

No presente trabalho constatou-se que, ao reapertar-se os parafusos, após a aplicação de cargas, houve uma significativa diminuição no pré-torque, principalmente nos parafusos mais distais, ou seja, aqueles mais próximos ao cantilever, seguido de, uma diminuição do pré-torque, mas em menor escala, nos parafusos mais a mesial (2 e 4) e praticamente não houve diminuição do pré-torque no parafuso central. Esta perda de pré-torque influenciará diretamente, na passividade e na adaptação dos componentes da prótese, após algum tempo de uso, levando à sobrecarga do sistema (Weinberg, 1993; Clelland et al., 1995; Sahin, Cehreli, 2001).

A soldagem a laser é uma evolução muito importante para que se atinja este objetivo, porém se um método de confecção baseado em fundição tradicional atingir objetivos semelhantes, e principalmente, for confiável quando colocado em função, isto possibilitará que este tipo de trabalho seja realizado de maneira confiável e econômica, pode beneficiar maior número de pessoas em

todos os lugares.

Estudos foram realizados para avaliação da passividade de infra-estruturas, em modelos sem a aplicação de cargas cíclicas (Kleine, 2002) demonstrando a viabilidade, tanto do uso de infra-estruturas soldadas a *laser* como fundidas e cimentadas.

No presente estudo, objetivou-se simular a mastigação sobre estas infra-estruturas, para isto, tomou-se por base os estudos de Douglas (1998), que afirmam que em indivíduos normais, a força mastigatória habitual não ultrapassa 15 Kgf e que em pacientes portadores de prótese total esta medida, é de 20% a 25% menor do que em indivíduos de dentadura normal.

Para isto, utilizou-se uma máquina de ensaio destrutivo, executando-se flexões diretamente na área mais crítica das infra-estruturas, o cantilever.

Verificou-se total viabilidade para o uso destas estruturas, também após a aplicação de carga, não havendo significância estatística em relação à perda de precisão de adaptação quando submetidas ao mesmo tipo e frequência de esforço. Havendo, no entanto, a vantagem a favor da estrutura fundida, pois além de ser mais econômica, está acessível a qualquer profissional, mesmo que este se encontre distante de grandes centros, onde a disponibilidade da máquina de soldagem é facilitada.

Ao constatar a perda acentuada do pré-torque, nos parafusos que prendem a infra-estrutura após a aplicação de cargas, este estudo alerta também, para a grande importância da manutenção periódica destes sistemas, no que tange a manutenção de sua passividade, ao longo de sua vida útil, para que se mantenham as mesmas condições biomecânicas, no momento de sua

instalação, já que a perda de torque dos parafusos acarretará a má distribuição das cargas, o que levará ao aumento de fadiga sobre os elementos do sistema, e que resultará em deterioração precoce do mesmo (Meijer et al., 1992).

Notou-se também, que as maiores desadaptações mensuradas no microscópio, ocorreram nos cilindros mais distais (1 e 5), seguidos aos seus adjacentes para a mesial (2 e 4) seguindo, portanto o mesmo padrão da perda de pré-torque, observados ao se reapertar os mesmos a cada aplicação de carga, o que nos remete a possibilidade de, ao serem submetidos às cargas de cisalhamento e torção, comuns neste tipo de prótese, devido à existência de braço de alavanca (cantilever), os parafusos dos mini-pilares cônicos, por serem muito pequenos e frágeis, logo cedem e geram desadaptações. O uso de parafusos mais robustos, mais específicos para este tipo de aplicação, (a fabricação de um mini pilar cônico, com um parafuso de diâmetro maior para reter a prótese), seria recomendado, pois este procedimento diminuirá a perda de adaptação e sobrecarga prematura ao sistema.

Novos estudos, no entanto, serão necessários a fim de avaliarem-se as conseqüências desta força "*in vivo*" e de que maneira poder-se-á corrigir ou minorar os seus efeitos sobre as próteses e sistemas biológicos e uma forma sistematizada de manutenções, a fim de garantir maior longevidade às próteses sobreimplantes e a manutenção da integridade da interface ósseointegrada.

7 CONCLUSÃO

Tendo em vista os dados obtidos, pode-se concluir:

- a) a aplicação das cargas cíclicas causou perda da adaptação inicial, conseguida após o pré-torque, em ambas as infra-estruturas. Verificou-se ainda, que a barra de Cr-Co apresentou maior desadaptação do que a barra soldada a laser, porém, estatisticamente insignificante, verificou-se também que ao proceder o reaperto dos parafusos, foi notável a perda de torque dos parafusos mais distais (1 e 5) seguidos pelo parafusos dos implantes 2 e 4, sendo que praticamente não se notou perda de torque no parafuso central, o que ocorreu para ambas às infra-estruturas;
- b) a infra-estrutura de Cr-Co é uma alternativa viável, sob o aspecto das desadaptações causadas pelas cargas;
- c) a infra-estrutura fundida em Cr-Co, apresenta vantagens em relação à barra soldada a laser, pois esta tem um custo bem menor, não requer tecnologia onerosa, elimina a necessidade de soldas, pode ser confeccionada a partir de materiais de fácil aquisição e baixo custo, provê melhores possibilidades de individualização adequando-se melhor em relação à posição de montagem dos dentes, melhor fixação do acrílico devido às retenções que podem ser criadas facilmente na mesma.

REFERÊNCIAS¹

Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont*. 2007 Mar-Apr;20(2):125-31.

Alkan I, Sertgoz A, Ekici D. Books, Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr;91(4):319-25.

Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1994 Oct;14(5):404-19.

Batista GI, Silva Junior W. Avaliação da Interface pilar/transferente/análogo de três sistemas de implante. *Rev Implant News*. 2007 nov-dez;4(6):12-4.

Bernardon T. Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser e eletroerosão através do assentamento passivo [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2001.

Bertrand C, Le Petitcorps Y, Albingre L, Dupuis V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *Br Dent J*. 2001 Mar 10;190(5):255-7.

Branemark PI, Adell R, Breine J, Hansson BO, Lindström J, Olsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.

Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.

Branemark PI. Branemark Novum: protocolo para reabilitação bucal com carga imediata (same-day teeth); uma perspectiva global. São Paulo: Quintessence; 2001.

Brunski JB, Moccia AF, Pollack SR. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface: review paper. *Clin Mater*. 1992;10(3):153-201.

Brunski JB, Skalak R. Biomechanics of osseointegration a dental. In: Naert I, Steenberg DV, Worthington P. Osseointegration in oral rehabilitation. London: Quintessence; 1993. cap.7. p.133-56.

Carlsson B, Carlson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofacial Implants*. 1994 Jan-Feb;9(1):90-4.

Carlsson L. Built-in strain and untoward forces are inevitable companions of

¹ De acordo com o Manual de Normatização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no modelo Vancouver de 2007, e abreviaturas dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

prosthetic misfit. Nobelpharma News. 1994;8(2):5-8 apud Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.

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

Castilio D. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cromo-cobalto, antes e após soldagem a laser [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo; 2000.

Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent.* 1998 Apr;79(4):477-83.

Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont.* 1995 Dec;4(4):243-50 apud Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.

Colomina LE. Immediate loading of implant-fixed mandibular prostheses: a prospective 18-month follow-up clinical study - preliminary report. *Implant Dent.* 2001;10(1):23-9.

Corinth TW, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent.* 1999 July;82(1):67-72.

Douglas CR. Patofisiologia oral: fisiologia normal e patológica aplicada à odontologia e fonoaudiologia. São Paulo: Pancast; 1998. p. 245-72.

Evans TE. Correcting of implant-retained restorations by discharge. *Prosthetic Dent.* 1997 Feb;77(2):212-5.

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

Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses - an initial report. *J Prosthet Dent.* 1970 Oct;24(4):472-6.

Haraldson T. Functional evaluation of bridges on osseointegrated fixtures in the edentulous jaw [thesis]. Gothenburg: University of Gothenburg; 1973.

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

Helldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofacial Implants.* 1998 Mar-Apr;13(2):190-6.

Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent.* 2000 May;83(5):555-61.

Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent.* 1998 Aug;80(2):169-74.

Hulling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res.* 1977;56(2):128-54.

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

Jemt T, Bergendal B, Arvidsson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont.* 1998 Nov-Dec;11(6):551-7.

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(3):172-80.

Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992;12(3):177-84.

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

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

Jiménez-López V. Próteses sobre implantes oclusão, casos clínicos e laboratório. São Paulo: Quintessence; 1995.

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

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

Kleine A. Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pela técnica do cilindro cimentado e soldagem a laser [tese]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2002.

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

McAarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 May-June;11(3):331-9.

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

McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Spring;7(1):35-9.

Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*. 1992 July;68(1):96-102.

Murphy WM, Absi EG, Gregory MC, Williams KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002 Mar-Apr;15(2):133-8.

Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent*. 2001 July;86(1):20-3.

Ortorp A, Jemt T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 10-year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8(4):198-209.

Piattelli A, Paolantonio M, Corigliano M, Scarano A. Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: a clinical and histological report of two cases. *J Periodontol*. 1997 June;68(6):591-7.

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

Renner AM. Fabrication of implant overdentures that are passive and biocompatible. *Implant Dent*. 2000;9(1):96-101.

Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS, Ryther JS, Southard TE. Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *J Prosthodont*. 1993 June;2(2):93-102.

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

Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. *J Dent*. 2002 Sept-Nov;30(7-8):271-82.

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

Sjögren O, Anderson M, Berg M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand*. 1988 Aug;46(4):247-53.

Skalak R. Um breve relato sobre a filosofia do procedimento de etapa única versus o de duas etapas para prótese dentária suportada por implante osseointegrado. In: Branemark PI. Branemark Novum: protocolo para reabilitação bucal com carga imediata (same-day teeth); uma perspectiva global. São Paulo: Quintessence; 2001. p. 16-20.

Sousa SA, Arruda Nobilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Passive fit of

frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil.* 2008 Feb;35(2):123-7.

Sousa SA. Análise do assentamento passivo de infra-estrutura em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2001.

Souza PCRD. Sondagem Na Odontologia: estudo de uniões soldadas empregando laser e brasagem. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2000 nov-dez;54(6):12-4.

Stewart RB, Staab GH. Cross-sectional design and fatigue durability of cantilevered sections of fixed implant-supported prostheses. *J Prosthodont.* 1995 Sept;4(3):188-94.

Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont.* 2003 Mar-Apr;16(2):167-71.

Tambasco J, Anthony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol.* 1996 May;13(4):23-31.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jan-Feb;15(1):66-75.

Tealdo T, Bevilacqua M, Per F, Menini M, Ravera G, Drago C. Immediate function with fixed implant-supported maxillary dentures: a 12-month pilot study. *J Prosthet Dent.* 2008 May;99(5):351-60.

Tsumita M, Kokubo Y, Vult von Steyern P, Fukushima S. Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. *J Prosthodont.* 2008 June;17(4):274-85.

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

Wang S, Hobkirk JA. Load distribution on implants with a cantilevered substructure: an in vitro pilot study. *Implant Dent.* 1996 Spring;5(1):36-42.

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

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

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

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994 May;71(5):493-9.

Wolfart M, Wolfart S, kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofacial Implants.* 2005;21(4):519-25.

Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd: YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent.* 1993;70(3):264-73.

Zarone F, Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Feb;14(1):103-14.

ANEXO A - FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

São Leopoldo Mandic
Centro de Pós-Graduação

Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê

Campinas, terça-feira, 2 de setembro de 2008

Ao(a)

C.D. Ayrton Arcezas Junior

Curso: Implantodontia

Comitê: Comitê de Ética e Pesquisa

RA

0811207

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, **NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ**, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: 2008/0031

Data entrada do Projeto: 20/2/2008

Data da Reunião do Comitê: 25/2/2008

Orientação por: José Gustavo Sproesser

Projeto: **AVALIAÇÃO COMPARATIVA DA PERDA DE ADAPTAÇÃO DE DOIS TIPOS DE INFRA-ESTRUTURAS PARA PRÓTESE PROTOCOLO APÓS APLICAÇÃO DE CARGA CÍCLICA.**

Cordialmente,

Prof. Dr. Thomaz Wassall
Coordenador de Pós-Graduação