

MARCELO DE ALMEIDA COSTA

**ANÁLISE DA DEFORMAÇÃO DE COMPONENTES DE  
PRÓTESE FIXA IMPLANTOSSUPOORTADA QUANDO  
SUBMETIDOS A CARGAS AXIAIS E OBLÍQUAS POR  
MEIO DE EXTENSOMETRIA**

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

Orientador : Prof. Dr. .WILKENS AURÉLIO BUARQUE E SILVA

Piracicaba  
2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

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

C823a Costa, Marcelo de Almeida.  
Análise da deformação de componentes de prótese fixa implantossuportada quando submetidos a cargas axiais e oblíquas por meio de extensometria. / Marcelo de Almeida Costa. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.

Orientador: Wilkens Aurélio Buarque e Silva.  
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária. I. Silva, Wilkens Aurélio Buarque e. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Analysis of the deformation of the components of implant-supported prosthesis when submitted to axial and obliques loads by mean of the extensometry

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental prosthesis

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Wilkens Aurélio Buarque e Silva, Fernanda Paixão, Giuliana Zanatta, Alexandre Brait Landulpho, Roger William Fernandes Moreira

Data da Defesa: 11-02-2009

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 11 de Fevereiro de 2009, considerou o candidato MARCELO DE ALMEIDA COSTA aprovado.

  
\_\_\_\_\_  
PROF. DR. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA

  
\_\_\_\_\_  
PROFa. DRa. FERNANDA PAIXÃO

  
\_\_\_\_\_  
PROFa. DRa. GIULIANA ZANATTA

  
\_\_\_\_\_  
PROF. DR. ALEXANDRE BRAIT LANDULPHO

  
\_\_\_\_\_  
PROF. DR. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

## DEDICATÓRIAS

Aos **meus pais**, Maria Eleusa e Mabel Calheiros (In Memoriam) que sempre contribuíram para a evolução da minha vida pessoal e profissional.

À **minha** Esposa Alane, pelo amor, incentivo, força e dedicação na caminhada em busca da vitória.

Aos **meus filhos** Marcelo Victor, Layse Marcelle e Paulo Henrique, motivo maior desta caminhada, principalmente pela paciência da ausência, amor e carinho.

Aos **meus irmãos, Marcos, Mouzart, Riva, Rosângela, Márcio e Mabel**, que em todas as caminhadas sempre torceram e vibraram por mais um sucesso.

## AGRADECIMENTOS

A **Deus, Grande Arquiteto do Universo**, minha fonte maior de energia e inspiração, por iluminar os meus caminhos e por conduzir-me sempre no seu amor.

Ao **Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva**, principalmente pela amizade conquistada, motivo facilitador desta jornada, pela dedicação, atenção e competente orientação.

Ao **Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva**, exemplo de pesquisador, professor e amigo.

A **minha família** de Piracicaba: **Flávio, Estela e Augusto**, pelo carinho, amizade, dedicação com a qual me acolheu, o meu eterno muito obrigado.

Aos **meus amigos** de jornada **Lígia Buarque, Devanir Prado, Marcela Alves, Fernanda Paixão, Mônica Cruz, Wagner Sotero, Leonardo Vedana, César Ribeiro, Giuliana Zannata, Guilherme Gama e Débora Lameira**, meu agradecimento pela grata convivência em mais uma etapa importante de minha vida.

Ao **Prof. Dr. Ronaldo Wada**, pela valorosa colaboração na elaboração das análises estatísticas do meu trabalho.

As amigas **Edna e Bianca** funcionárias do laboratório de prótese fixa (Cetase), da faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas.

A **Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Alagoas**, pela liberação para que pudesse concluir mais uma etapa da minha vida profissional.

A **Capés**, pelo incentivo financeiro, a mim concedido durante esta etapa.

“Aqueles que se entregam à prática sem ciência são como o navegador que embarca em um navio sem leme nem bússola. Sempre a prática deve se fundamentar na boa teoria”

**Leonardo da Vinci.**

## RESUMO

Este trabalho teve como objetivo, avaliar através da extensometria, a resposta de forças aplicadas sobre abutments de infra-estruturas implanto-retidas fundidas em ligas de cobalto-cromo, pela técnica de monobloco, simulando caso de protocolo mandibular, foram utilizados 06 implantes com distância de 10 mm entre implantes e com extremo livre *Cantilever* bilateral com tamanho do 20 mm. Em cada *abutment* foram colados 04 extensômetros, fazendo uma ponte de *Wheatstone*, após apertamento de todos os componentes a peça em monobloco, foi submetido a um ensaio mecânico com cargas compressivas com valores de 150 N/cm, analisando quantitativamente os dados através da extensometria, permitindo resultados bem precisos. Os referidos resultados foram obtidos usando os maiores valores registrados em cada ponto de força aplicado, ou seja, nos lados: esquerdo e direito ( *cantilever* bilateralmente), tanto para carga axial ou em 20°, demonstrou pura deflexão, porém quando a aplicação foi entre as fixações( implantes ) P1eP2,P3eP4,P4 eP5, P5eP6, respectivamente, foi obtido nas fixações mais próximas a aplicação da carga um maior grau de compressão (deflexão) e nas fixações mais distantes uma pequena deflexão negativa indo até conseguir uma deflexão positiva, sugerindo movimento de gangorra.

### Palavras Chave:

Implantes – Extensometria – Extremo Livre – Cargas de Tração e Compressão



## **ABSTRACT**

The objective of this study was evaluate through extensometry the response of implant-suported frameworks in cobalt-chromium submitted to a load by the technique of monoblock, that simulate a case of mandibular protocol with 06 implants with a distance of 10 mm between each implant and a bilateral cantlever of 20 mm. In each abutment were pasted 04 strain gauges, making a bridge of Wheatstone, after squeezing all components of the piece of the monoblock, was submitted to a test with mechanical compressive loads with values of 150 N, quantitatively analyzing the data through extensometry, allowing accurate results. The results were obtained using the highest values recorded at each point of force applied, in the points L and R (cantilever bilaterally) for both axial load or 20, showed pure deflection, but when the load was applied between p1 and p2, P3eP4, P4 eP5, P5eP6 respectively, was obtained a greater degree of compression (deflection) closer to the application of the load and more dstant to the applicarion of load, a little negative deflection was found by going to a positive deflection, suggesting movement of seesaw.

### **( Keywords ) :**

Implants – Extensometry – Cantilevers – Loads of Traction and Compression.

# SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO .....	1
2 - REVISÃO DA LITERATURA .....	5
2.1 - Ligas para estruturas de ponte fixas com cantilevers .....	9
2.2 - Adaptação e desajuste marginal das próteses fixas implantosuportada .....	21
2.3 - Extênsometria .....	29
3 - PROPOSIÇÃO .....	40
4 - MATERIAIS E MÉTODOS .....	41
4.1 - Componentes protéticos .....	41
4.2 - Confeccção do modelo experimental .....	41
4.3 - Confeccção do corpo de prova .....	44
4.4 - Colagem dos extensômetros (strain gauges) .....	48
4.5 - Fixação dos corpos de prova.....	53
4.6 - Ensaio Mecânico.....	55
4.7 - Forma de análise dos resultados .....	59
5 - RESULTADOS .....	60
5.1 - Carga aplicada no ponto A .....	61
5.2 - Carga aplicada no ponto B .....	62

5.3 - Carga aplicada no ponto P1-P2 .....	62
5.4 - Carga aplicada no ponto P3-P4 .....	63
5.5 - Carga aplicada no ponto P4-P5 .....	64
5.6 - Carga aplicada no ponto P5-P6 .....	65
6 - DISCUSSÃO .....	67
7 - CONCLUSÃO .....	72
REFERÊNCIAS .....	73
ANEXOS .....	80

# 1 - INTRODUÇÃO

A perda de dentes continua sendo um problema que afeta a saúde de todo o sistema estomatognático em parte da população, onde causas multifatoriais podem levar á ocorrência deste problema. Historicamente, a substituição destas estruturas perdidas tem sido um grande desafio para os profissionais da área odontológica.

Com o advento da osseointegração, houve uma melhora significativa na qualidade de vida de muitos pacientes desdentados, mediante a colocação de implantes osseointegráveis, tornando viável repor dentes e conseqüentemente a função mastigatória. Porém, problemas clínicos estão associados aos implantes, no que se refere à ausência de resiliência que caracteriza a interface osso-implante (Kan et al., 1999). Enquanto dentes sob efeito de uma carga oclusal, tendem a se movimentar em média de 100  $\mu\text{m}$ , a movimentação nos implantes é em torno de 10  $\mu\text{m}$ , segundo Skalak em 1983. Devido a esta ausência de mobilidade, se faz necessário um precisa adaptação nos encaixes das estruturas das próteses sobre implantes (Randi et al., 2001 e Takahasshi & Gunne 2003). Na atualidade ocorre uma busca incessante por um menor desajuste, ou seja, uma melhor adaptação entre os pilares e a infra-estrutura metálica. Relatos na literatura têm estabelecido que pequenos desajustes de margens protéticas entre componentes e implantes são bem tolerados desde que não ultrapassem 150  $\mu\text{m}$ , evitando uma distribuição de força desequilibrada sobre os implantes e conseqüentemente o osso de suporte (Sahin & Cehreli, 2001) evitando assim complicações mecânicas (Carlson e Carlsson, 1994).

Tão importante quanto o aprimoramento de componentes e peças protéticas sobre implantes osseointegrados estão os métodos de avaliação e minimização de desajustes marginais. Além disso, é importante diferenciar o conceito de passividade com o desajuste marginal. Entretanto existem vários relatos na literatura associando um maior desajuste marginal com a falta de

passividade, e conseqüentemente uma maior tensão é transferida para o componente protético (Watanabe et al., 2000, Koke et al., 2002 e Karl et al., 2004). Porém desta forma, pode-se ter um mínimo desajuste marginal proporcionado pela pouca passividade, em função disto, tem sido recomendado para próteses implanto-retidas o teste do aperto do parafuso único (Goll,1991: Romero et al., 2000: Randi et al., 2001: Sartori et al., 2004).

Alguns fatores de ordem biomecânica interferem diretamente nas tensões transmitidas ao osso através das próteses implanto-suportadas: quantidade e qualidade óssea, potência muscular, tamanho e forma do implante, tipo do arco antagônico, técnicas cirúrgicas e protéticas adequadas e, da escolha da infra-estrutura e componentes protéticos, o que possibilita a distribuição das cargas mastigatórias e parafuncionais em cada implante. Adaptação passiva e estabilidade têm se tornado os dois pré-requisitos mais importantes na escolha do desenho de uma infra-estrutura para próteses implanto-suportada. Porém, os fatores descritos acima apresentam uma variação muito grande, de indivíduo para indivíduo, sendo difícil seu estudo em pesquisa clínica. No contexto clínico, a escolha do correto padrão oclusal é extremamente importante para o sucesso e longevidade das próteses implanto-suportadas, pois, uma vez alcançada a ósseo-integração, a principal causa de perda óssea ao redor dos implantes é a sobrecarga das fixações associada à placa bacteriana.

O maior objetivo da confecção de restaurações implanto-suportadas é a obtenção de infra-estruturas que exibam uma adaptação passiva, quando conectadas aos seus respectivos pilares. No entanto, as imprecisões são consideradas inerentes e inevitáveis, quando os materiais e técnicas disponíveis atualmente são empregados. As ligas de cobalto-cromo são mais rígidas e apresentam maior resistência à deformação que as ligas de paládio-prata permitindo a confecção de infra-estruturas com menor volume de metal, sem sacrificar a capacidade de absorção de forças, de grande valia em casos de espaço intra-oral limitado. Além disso, a combinação favorável de

biocompatibilidade, resistência à corrosão, fundibilidade, peso, alta rigidez e baixo custo, corroboram para que as ligas de cobalto-cromo sejam confirmadas como uma alternativa às ligas nobres, como material de confecção das infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas. As próteses fixas implanto-suportadas com cantilever sofrem neste uma incidência de forças, gerando estresse mecânico sobre a infra-estrutura, implantes e osso de suporte. Este estresse que está diretamente relacionado a algumas variáveis como quantidade de carga, tipos de forças incidentes, distribuição e tamanho dos implantes e extensão do braço de cantilever levou a buscar, materiais que promovessem um equilíbrio biomecânico. Infra-estrutura com maior rigidez associadas aos materiais de cobertura oclusal que permitam a absorção e distribuição homogênia do estresse induzido garantem a longevidade da prótese e dos implantes.

Tão importante quanto a avaliação das margens em relação a adaptação e ,ou passividade deveria vir uma análise das quantidades de tensões geradas no complexo osso-implante-componente-prótese. Surgem dúvidas, em relação à quantidade de forças incidentes neste complexo e se os componentes podem ser excessivamente solicitados sem perderem sua longevidade (Carlson & Carlsson, 1994: Hellden & Dérand, 1998). Além disso, não se tem certeza qual a intensidade das tensões geradas por peças múltiplas em função dos diversos níveis de desajustes marginais, ou seja, a repercussão entre tensões e desajustes no sistema, (Sahin & Çehreli, 2001: Watanabe et al., 2000: Naconecy et al., 2004).

Metodologias que proporcionem a análise das tensões, geradas diretamente sobre os sistemas de prótese sobre implantes, fazendo uso da avaliação das deformações elásticas tem despertado interesse (Waskewicz et al., 1994: Koke et al., 2004). Com a utilização de sensores fixados a superfície dos componentes (extensômetro – strain gauges), têm-se conseguido encontrar deformações e transforma-las em tensões, conseguindo desta forma, analisar quantitativamente os dados obtidos com bastante precisão (Glantz et al., 1993 Heckman et al., 2004: Karl et al., 2006). Ainda não se tem informações

conclusivas sobre qual o modelo ideal para avaliação das tensões: Há quem faça opção pela colocação dos extensômetros nas peças protéticas (Naconecy et al., 2004; Karl et al., 2006). Outros fazem opção pela captação das tensões em materiais que simulem o osso humano (Watanabe et al., 2000; Heckmann et al 2004).

A resposta biomecânica na transmissão do estresse e na possível deformação ao conjunto osso-implante-componente-prótese nos estimulou a desenvolver este estudo, com o objetivo de fornecer subsidio que possam ajudar a elucidar sua aplicação prática na clínica diária.

## 2 - REVISÃO DA LITERATURA

Rubin & Sabella (1955) almejavam a aquisição de menores desajustes marginais nas fundições múltiplas em peça única - destinadas à obtenção de próteses parciais fixas acima de três elementos dentais. Com o intuito de minimizar as distorções oriundas da fundição pela técnica da cera perdida, foi proposta a técnica de fundição em monobloco sobre as unidades do modelo refratário. De acordo com os autores, as estruturas maciças eram preferíveis, haja vista as inúmeras desvantagens atribuídas às conexões soldadas, principalmente as relacionadas às alterações dimensionais da estrutura protética devido a contrações provenientes do resfriamento, bem como, imperfeições decorrentes da falta de destreza do operador no controle do escoamento e posicionamento da solda. Após a conclusão de todos os passos laboratoriais, a técnica de fundição sobre a réplica em refratário proporcionou estruturas precisas de próteses parciais fixas.

Um dos primeiros trabalhos de biomecânica em prótese implanto-suportada foi descrito por Skalak, em 1983, discutindo a transferência de estresse dos implantes osseointegrados para o tecido ósseo e chegou a diversas conclusões:

- 1- A aposição direta de osso sobre o implante é característica essencial para a transmissão de estresse na interface implante/tecido ósseo. A ausência de uma camada fibrótica intermediária permite tal transmissão de estresse, sem mudanças progressivas na união entre o tecido ósseo e o implante.
- 2- O uso de um implante com roscas provê uma interligação macroscópica com o tecido ósseo e permite o desenvolvimento de resistência do osso ao cisalhamento e à compressão. Um implante liso e cilíndrico pode necessitar de uma película adesiva para ter um desempenho satisfatório;



- 3- A distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas a uma prótese implanto-suportada depende do número, arranjo e resistência dos implantes utilizados, bem como da forma e resistência da própria restauração protética. Enquanto uma prótese rígida irá distribuir estresse a diversos implantes mais efetivamente, uma prótese com menor rigidez poderá ser utilizada, se a resistência desenvolvida por cada implante for capaz de compensar a carga total que é aplicada. Próteses com extensão em cantilevers aumentam a carga no primeiro implante próximo a estes, de forma que cantilevers moderados podem ser aceitos se os implantes forem suficientemente fortes;
- 4- Uma conexão rígida da prótese fixa aos implantes provê uma estrutura combinada que pode agir juntamente com o tecido ósseo, promovendo uma resistência maior do que a do implante ou osso sozinho;
- 5- Como o implante possui um contato direto com o tecido ósseo, ele transmitirá quaisquer ondas de estresse ou impactos aplicados sobre si. Desta forma, é importante a utilização de materiais que absorvam e distribuam melhor as cargas, como a resina acrílica dos dentes artificiais.

Atividade funcional da mastigação induz cargas verticais nas estruturas, porém forças transversais são criadas por movimentos horizontais da mandíbula durante o ciclo mastigatório, nas inclinações cuspídeas. Estas cargas são transferidas da prótese para o implante e finalmente para o osso. Diante de uma força oclusal, padrões diferentes de estresses são criados, devido à configuração geométrica das próteses em questão, tanto no implante quanto no osso, através do momento gerado pela força, cujas tensões resultantes são absorvidas em graus diferentes. Se a tensão resultante da força mastigatória é dirigida ao longo eixo do implante (força axial) o estresse será igualmente distribuído através da seção transversal do implante (cabeça) e das roscas de fixação. Isto possibilita uma capacidade alta de carregamento para o implante e o osso suporte. Entretanto, se a força atuar em direção transversal em relação ao longo eixo do implante, a tensão resultante será gerada a partir de um momento de flexão no implante, tendo somente uma pequena porção da seção transversal para conter a

carga e o osso será carregado com elevado nível de estresse (Rangert, et al.,1989).

Weinberg (1993) descreveu os princípios de distribuição de forças aplicados no diagnóstico e tratamento das próteses implanto-suportadas. A distribuição de tensões no sistema esteve em função da relação de dureza/flexão de cada membro do sistema. A pouca flexão do tecido ósseo e a ausência de micromovimentos dos implantes osseointegrados fez com que a distribuição de tensões não fosse igual ao que ocorreu com dentes naturais. As cargas verticais tenderam a concentrar forças no ápice dos implantes e as cargas laterais resultaram em elevada tensão na crista óssea. Segundo o autor, a melhor forma de minimizar tensões na crista do rebordo foi à elaboração de uma relação oclusal cúspide-fossa ou a redução da inclinação das vertentes cuspídeas para minimizar a área de impacto. Nas reabilitações implanto-suportadas foi demonstrado que o parafuso de ouro que reteve a prótese representou a porção mais flexível do sistema com maior micromovimentação. O uso de *abutments* angulados ou cantilevers geraram maior sobrecarga no parafuso do *abutment* e em situações de precária adaptação entre próteses e *abutment* ocorreu maior tensão no parafuso de ouro, causando a sua fadiga e fratura. Em situações de elevado esforço, o parafuso do *abutment* se apresentou mais forte que o parafuso de ouro e, conseqüentemente, mais resistente a falhas. O autor concluiu que em virtude da flexibilidade do ligamento periodontal, nos dentes naturais a distribuição adequada de forças entre os retentores dependeu da confecção de uma estrutura rígida, enquanto que nos implantes a propagação de forças esteve diretamente relacionada à deformação do parafuso de ouro.

Misch, em 1994, ressaltou que o sucesso clínico e a longevidade dos implantes são relacionados a fatores mecânicos, quando estão em oclusão. Assim, o estresse mecânico sugere ser a causa primária da perda óssea inicial ao redor de implantes. Um plano oclusal deficiente incrementa a magnitude de carga e intensifica o estresse mecânico e tensão sobre a crista óssea. A mobilidade de

um dente natural pode aumentar com o trauma oclusal. Este movimento dissipa o estresse. Após a eliminação do trauma, o dente pode retornar a sua condição natural, em relação ao movimento. A mobilidade de um implante pode também aumentar sob trauma oclusal. Entretanto, após a eliminação da força excessiva, o implante raramente retorna a sua condição rígida inicial, sendo dramaticamente alta a possibilidade de falha no implante. Quanto à influência da área de superfície, o autor ressaltou que deve ser lembrado que o estresse mecânico pode ser calculado pela magnitude de força dividida pela área seccional de onde a força é aplicada. Quando implantes de área de superfície reduzida ou cargas anguladas são posicionadas nas próteses, o estresse aumentado e a magnitude de tensão nos tecidos interfaciais podem ser reduzidos pela colocação adicional de implante na região. Implantes menos amplos exigem a colocação de implantes adicionais para compensar a redução na seção transversal e reduzir a carga sobre a região vizinha. A oclusão protetora de implantes indica implantes adicionais quando o ângulo da carga não é axial ao corpo do implante. Assim, o estresse mecânico na crista é fortemente influenciado pelo diâmetro do implante, sua posição relativa ao posicionamento da força e quantidade de implantes para suportar a prótese e distribuir a carga. O autor concluiu que o estresse mecânico gerado por um paciente em prótese implanto-suportada é primariamente influenciado por contatos oclusais. A filosofia oclusal para implantes dentais deve ser baseada em princípios biomecânicos. O sistema de suporte do implante resulta em carga aumentada na crista óssea, comparados a dentes naturais. A direção de cargas aplicadas, número de implantes e comprimento da mesa oclusal têm sido mostradas como influenciáveis ao ambiente mecânico da crista. Um esquema oclusal específico para proteger o elo mais fraco deve ser seguido para próteses implanto-suportadas, aumentando assim a longevidade. Em ambos os arcos mandibular e maxilar, próteses implanto-suportadas apresentam um bom prognóstico se houver uma boa qualidade óssea, volume ósseo suficiente e ausência de atividade parafuncional.

Na revisão da literatura, observamos que os autores procuram nomear e descrever os padrões oclusais que propiciam a transmissão das tensões geradas durante o ciclo mastigatório aos tecidos periodontais, sem causar prejuízo ao sistema estomatognático. A preocupação com a biomecânica, em especial com o estresse gerado durante a função mastigatória e a sua transmissão aos componentes do sistema infra-estrutura-pilar-implante tem despertado o interesse de pesquisadores para a investigação de materiais e técnicas de confecção desta modalidade de próteses fixas implanto-suportadas.

## **2.1 - Ligas para estruturas de ponte fixa com cantilever implanto-suportadas**

Numa revisão da literatura realizada por Skalak (1983), foi analisado o mecanismo de distribuição e transferência de carga à junção implante-osso oriunda de uma prótese parcial fixa implanto-suportada. O autor utilizou uma estrutura com *cantilevers* fixada a seis implantes distribuídos em toda a extensão de um arco mandibular. Por meio de fórmulas matemáticas, a carga estimada para cada implante foi estudada pelos vetores de força resultantes. Observou-se que a distribuição das cargas dependeu da rigidez da estrutura, do número de implantes e do posicionamento destes. Foi ressaltado que a rígida ferulização de todos os implantes proporcionou a redução das tensões na interface implante-osso, sendo detectado que desajustes entre os componentes protéticos e as unidades de suporte resultaram na elevação das tensões. Os *cantilevers* acarretaram maior sobrecarga aos implantes mais próximos e desde que aplicados com moderada extensão, foram bem tolerados. O autor concluiu que o evento da transmissão de forças do implante ao osso circunjascente deve ser minimizado com o emprego de

materiais restauradores estéticos, como dentes de resina acrílica, que possuam a propriedade de amortecimento do carregamento proveniente da mastigação.

Parr et al. (1985) estudaram a importância do titânio e de suas ligas para fins odontológicos. As ligas de titânio de maior interesse foram divididas de três formas: alfa, beta e alfa-beta. Estes tipos foram originados quando o titânio puro foi aquecido e depois resfriado, tendo se misturado a elementos como o alumínio e o vanádio. A reação com esses metais formaram, respectivamente: o estabilizador com fase alfa e fase beta. A incorporação do alumínio foi considerada importante para aumento da força e diminuição do peso da liga. A liga contendo 6% de alumínio e 4% de vanádio (Ti-6Al-4V) foi considerada excelente para implantes devido às propriedades físicas e mecânicas, uma vez que o osso e o implante deviam fletir de modo semelhante, promovendo adequada distribuição das tensões na interface osso-implante. O titânio puro e sua liga apresentaram uma camada passivadora estável de óxido na sua superfície ( $TiO_2$ ) que se formou espontaneamente na exposição do metal ao ar. Devido à camada de óxido superficial, o metal tornou-se extremamente resistente à corrosão, podendo oxidar outros metais que possuíam alto potencial de corrosão - através do mecanismo de corrosão galvânica. Entretanto, quando em contato com metais passivos, promoviam combinação estável. O autor constatou que o Ti e suas ligas possuíam propriedades mecânicas ideais para aplicação clínica, haja vista se manterem estáveis no corpo pela ação de sua camada de óxido.

No trabalho descrito por Rangert et al., ainda em 1989, ele descreveram que existem dois tipos principais de forças atuando sobre o implante e que devem ser consideradas: força axial e momento de torção. A força axial é mais favorável à medida que distribui estresse mais uniformemente através do implante, enquanto que o momento de torção promove estresse sobre o implante, e por tabela no tecido ósseo, e que próteses totais fixas mandibulares, as quais são sustentadas por implantes posicionados na região anterior e possuem cantilevers na região posterior, apresentam similaridades com uma alavanca Classe I. Os

implantes mais posteriores em cada lado da prótese representam o fulcro da alavanca. Assim, os implantes imediatamente anteriores ao último irão absorver uma força de tensão proporcional ao braço de alavanca. Já os implantes terminais, que funcionam como fulcro, serão submetidos a forças de compressão, que correspondem à soma da força oclusal aplicada à força de tensão compensadora. Se mais de dois implantes dividem entre si a carga advinda do cantilever, a análise é mais complexa. Entretanto, o parâmetro crucial continua sendo o comprimento do cantilever em relação à distância entre os implantes mais anterior e mais posterior. Para uma dada distância, a margem de segurança aumentará com o aumento do número de implantes colocados através da curvatura da linha oclusal, seguindo um arranjo curvo. O implante isolado constitui um sistema com forças de compensação e um braço de alavanca. A analogia com a alavanca de classe I, também se aplica neste caso, porém agora o braço de alavanca compensatório é o raio do elemento intermediário ao invés da distância entre os implantes. O que pode acontecer é que o conjunto intermediário/cilindro de ouro, sob carga, começa a separar-se à medida que os parafusos assumem a totalidade da força de tensão. Nesta situação, a borda posterior do intermediário age como o fulcro e o momento de torção sobre o implante induz uma força interna extremamente alta na união parafusada, o que pode, facilmente, sobrecarregar os parafusos e que momentos de torção são também induzidos por forças transversais. Nesta situação, o braço de alavanca será formado pela distância entre o contato oclusal e a união do intermediário com o implante, pois, a junção entre o parafuso de ouro e o parafuso do intermediário forma um conjunto único quando parafusados juntos;

Os autores justificam que o parafuso de ouro é o ponto mais fraco do sistema e fraturas devem ocorrer no mesmo, pois é facilmente repostado. A causa mais comum de fratura do parafuso de ouro é, provavelmente, seu afrouxamento. Se o mesmo fraturar apesar de estar bem apertado, isso pode indicar imprecisão da infra-estrutura protética. Se o parafuso estiver bem apertado e a infra-estrutura bem adaptada e mesmo assim a fratura ocorrer, provavelmente estará ocorrendo

sobrecarga no sistema. Neste caso, deve-se reavaliar a falta de precisão na adaptação, a extensão do cantilever, o esquema oclusal e a posição dos implantes. Porém, a extensão do cantilever em relação aos aspectos mecânicos e biológicos deve-se avaliar os itens abaixo:

- ✓ Qualidade do osso: pode ser o mais importante fator na extensão de cantilever posterior em mandíbula, permitindo de 15 a 20 mm de extensão.
- ✓ Distribuição dos implantes, linear ou curvo: em arranjos lineares recomenda-se cantilever mais curtos, no mínimo 10 mm de distância de interfixações no sentido ântero-posterior.
- ✓ Tipo de arco antagonista e Força mastigatória: cada paciente individualmente e seus hábitos orais e parafuncionais tem que ser considerados.
- ✓ O número e o tamanho dos implantes colocados, não somente afetam o suporte das próteses, mas indiretamente reflete a quantidade do osso disponível para suportar o estresse gerado pela prótese.

Goll (1991) relatou uma seqüência técnica de confecção de estruturas metálicas de próteses totais ou parciais fixas implanto-suportadas. Neste estudo foi apresentada uma seqüência de procedimentos clínicos propondo minimizar a imprecisão da técnica de fundição em monobloco. A moldagem de transferência foi realizada utilizando poliéter de suficiente consistência para evitar a movimentação dos transferentes durante a sua remoção da boca. Sobre os intermediários, no modelo mestre, foram posicionados cilindros de ouro e estes unidos entre si com resina acrílica. O padrão encerado foi avaliado intra-oralmente quanto a sua precisão de adaptação através de material evidenciador de contato. Quando constatadas discrepâncias marginais, a estrutura foi seccionada tendo sido realizado novo relacionamento com resina auto-polimerizável, sendo o análogo mal posicionado, eliminado do modelo mestre e substituído por outro. Antes do processo de fundição, o autor recomendou a limpeza com solvente da superfície

de contato do cilindro ao intermediário, de modo a eliminar resíduos que pudessem interferir com o assentamento da estrutura depois de fundida em ouro. Após o polimento e jateamento da peça metálica, esta foi reposicionada sobre o modelo e realizada um teste para avaliar a desadaptação marginal da estrutura. Este consistiu no apertamento do parafuso de um cilindro em uma das extremidades e na observação do desajuste marginal no extremo oposto. Se não obtivesse a adaptação marginal desejada quando posicionada sobre os implantes, a estrutura era seccionada com disco fino e suas partes unidas com resina acrílica. Foi observado, nas armações metálicas de maior extensão, que a ocorrência de distorções foi praticamente inevitável pela técnica de fundição em monobloco, fazendo do processo de soldagem, um meio auxiliar para a obtenção de uma peça protética passivamente assentada.

Shackleton et al., em 1992, propuseram-se a verificar a natureza dos problemas protéticos e sua incidência, após a instalação de uma prótese fixas implanto-suportadas em um grupo de 25 pacientes, que foram tratados seguindo o protocolo de prótese total fixa mandibular do Sistema Branemark. Os registros destes pacientes foram analisados em retrospectiva para coletar informações sobre tratamentos adicionais, num período de acompanhamento de 10 a 70 meses. Uma análise da sobrevida demonstrou resultados significativamente melhores para as próteses com cantilevers de 15 mm ou menos, comparadas com extensões mais longas que 15 mm. Os autores concluíram que os resultados sugerem que mais de 50% dos problemas protéticos estão relacionados aos fatores de estresse que atuam sobre a prótese. E que o comprimento do cantilever deveria ser limitado à 15 mm, para minimizar a ocorrência de problemas mecânicos.

Próteses totais fixas mandibulares confeccionadas com estruturas pré-fabricadas em titânio foram utilizadas por Jemt & Lindén (1992) num estudo que envolveu avaliações clínicas por um período de um ano e a comparação com pacientes reabilitados pela mesma modalidade de prótese, porém com estruturas



fundidas. Pacientes com mandíbulas completamente edêntulas foram selecionados num total de 583 e tratados com próteses totais fixas. Para a maioria (85%) - grupo controle - foram confeccionadas próteses com estruturas enceradas e fundidas em titânio. Todavia, para um menor número de pacientes (15%), foram inseridos 463 implantes seguindo o protocolo cirúrgico padrão. Depois de concluída as fases cirúrgicas, cilindros de titânio foram fixados aos intermediários e unidos entre si por meio de barras pré-fabricadas (Nobel). No local de união entre a barra e o cilindro, foi realizada a técnica de soldagem *laser*. Após a avaliação da peça soldada, foi dado andamento aos passos laboratoriais que culminaram na finalização do aparelho protético por meio da aplicação de resina composta ou acrílica sobre a superfície da estrutura. Uma vez fixada, foi realizada uma avaliação clínica com radiografias periapicais durante a fase de instalação da prótese e acompanhamento dos pacientes durante um ano para a avaliação da estabilidade do parafuso de ouro. A maioria dos pacientes (89%) não precisou mais do que quatro consultas durante o primeiro ano, sendo que a distribuição de consultas não foi significativamente diferente do que ocorreu para os demais pacientes que receberam estruturas fundidas. Em torno de 97 % das peças soldadas apresentaram estabilidade do parafuso de ouro um ano depois de instalada as próteses. Esta estabilidade demonstrou ser significativamente maior quando comparada às próteses com estruturas fundidas. Foi concluído que a técnica proposta facilitou os procedimentos laboratoriais e clinicamente, no período avaliado, permitiu boa adaptação da prótese aos implantes, uma vez que a perda de parafusos foi insignificante.

Segundo Lautenschlager & Monaghan (1993), restaurações dentais a base de titânio puro e ligas de titânio foram avaliadas com relação às suas características para uso dental. O titânio puro (Ti c.p.) sofreu transformações quando aquecido a 883 °C e se uniu a uma variedade de elementos que alteraram suas propriedades, principalmente, para o aprimoramento de suas propriedades mecânicas. Elementos como o alumínio e o vanádio foram incorporados para formar a liga de Ti-6Al-4 V, apresentando-se com excelente biocompatibilidade e

alta resistência à corrosão, sendo observada pequena ou nenhuma reação com os tecidos do corpo. A camada de óxido formado em sua superfície ( $Ti O_2$ ) o tornou passivo, impedindo a penetração do oxigênio e permitindo uma interação fisiológica com fluidos, proteínas e uma íntima relação com tecidos moles e duros. A aplicação desse metal em reabilitações estéticas foi favorável, uma vez que aderiu a porcelana que é aplicada em sua superfície. Finalizada a revisão da literatura, o autor concluiu que o titânio podia ser empregado no processo de osseointegração por promover acelerada cicatrização e que novas tecnologias deviam ser desenvolvidas para se ter ligas com menor ponto de fusão e com as mesmas propriedades de resistência à corrosão e biocompatibilidade.

Shackleton et al., 1994, efetuaram um estudo para determinar se existe um relacionamento entre o tempo de sobrevida da prótese implanto suportada e o comprimento do cantiliver, comparando-os. Eles observaram que a mastigação apresenta componentes verticais e horizontais, sendo assim, independentemente da anatomia da cúspide, as forças laterais são geradas na mastigação e uma relação cúspide-fossa é desejável por gerar linhas de força, porém eles verificaram que as próteses que possuíam cantilever menor do que 15 mm apresentaram uma sobrevida maior do que as próteses com cantilever longo, principalmente se realizados na maxila.

No ano de 1994, Hulterstrom e Nilsson estudaram ligas alternativas, para fundição de infra-estruturas de prótese fixa implanto-suportada com a finalidade de substituir as ligas áureas, avaliaram a utilização de ligas de cobalto-cromo na confecção de infra-estruturas. Na clínica de Prótese do Serviço Público de Uppsala, Suécia, por meio de próteses fixas implanto-suportadas. Confeccionaram 67 próteses fixas sobre 333 implantes do tipo Bränemark. Diferentes técnicas foram utilizadas para elaboração das estruturas das próteses, porém com ligas de cobalto-cromo. Utilizaram a técnica união mecânica do cilindro de ouro com resina acrílica, a combinação de soldagem parcial e resina acrílica e a soldagem total do cilindro. Não foram observadas reações teciduais adversas.

Os autores verificaram que as estruturas confeccionadas em ligas de cobalto-cromo oferecem muitas vantagens como o baixo custo, boa biocompatibilidade, resistência à corrosão, facilidade de fundição, baixo peso específico e alta rigidez.

Com o intuito de avaliar a influência do comprimento da extremidade livre em próteses fixas implanto-suportadas na perda óssea marginal e transmissão de estresse para a mandíbula, White et al., em 1994, utilizaram a análise de fotoelasticidade. Um modelo, representando uma mandíbula humana edêntula e com reabsorção moderada, foi confeccionado em resina fotoelástica. Cinco implantes do sistema Brånemark (Nobelpharma), com 13 mm de comprimento, foram instalados entre os forames mentonianos, sendo que os implantes do lado esquerdo foram dispostos, ligeiramente, mais próximos entre si, que os do lado direito. No plano sagital, os implantes do lado direito foram instalados perpendicularmente ao plano oclusal, enquanto que os do lado esquerdo estavam com uma inclinação de 5° para distal. A infra-estrutura foi fundida com uma liga de Pd-Cu-Ga-In-Au e revestida com resina acrílica, na superfície oclusal, permitindo a aplicação de forças oclusais perpendiculares. Esta infra-estrutura apresentava uma extensão máxima de 30 mm na região posterior aos implantes distais e 15 mm na região anterior aos mesmos e pontos de aplicação de carga, a cada 5 mm. Sendo aplicada uma força de 89 N/cm na região posterior em locais pré-determinados, até 30 mm e uma força de 134 N/cm nos mesmos pontos, até 20 mm, em ambos os lados. Esta mesma força de 134 N/cm foi aplicada nos pontos localizados na região anterior. Independente da extensão do cantilever, os autores observaram que o maior estresse concentrou-se na crista alveolar adjacente à superfície distal do implante terminal, no lado de aplicação da carga. Uma pequena quantidade de estresse também foi verificada na região apical destes implantes. Houve pouca transmissão de estresse do implante terminal para os demais implantes.

Quando as cargas foram aplicadas na região anterior, o estresse localizou-se no implante mais próximo do ponto de aplicação da força. As

pequenas variações na angulação dos implantes apresentaram efeitos distintos na magnitude do estresse. O implante terminal esquerdo, levemente inclinado para distal, exibiu maior concentração de estresse, que o implante terminal direito, posicionado mais verticalmente. A falta de ancoragem para o posicionamento de um número ou mesmo localização adequada dos implantes tornou necessária a utilização de próteses fixas com extensões livres ou cantilevers.

Problemas relacionados à disponibilidade de tecido ósseo para a colocação de implantes, têm se tornado necessário, para a utilização de próteses com extensões em cantilever. Em função disso, Van Zyl et al., em 1995, através de uma análise tridimensional de elemento finito, verificaram a distribuição de estresse no tecido ósseo circundante aos implantes, os quais suportavam uma prótese total fixa com extremidade livre bilateral. Uma força estática vertical de 100N era aplicada ao longo de toda a extensão dos cantilevers, a partir de 7 mm do implante terminal, até 25 mm, em pontos localizados a cada 2 mm. Os resultados deste estudo demonstraram que os estresses distribuídos nas áreas mesiais e distais dos implantes foram, consideravelmente, inferiores aos estresses transmitidos às porções vestibulares e linguais. Os autores concluíram que extensões em cantiliver superiores a 15 mm, podem propiciar uma maior produção de estresse na cortical lingual e, em menor grau, a cortical vestibular, o que poderia colocar em risco a integridade dos implantes.

No ano de 1996, Sertgöz e Guvener, avaliaram a distribuição de estresse na interface, implante/tecido ósseo, através de uma análise tridimensional de elemento finito, onde foram utilizados três comprimentos diferentes de cantilevers e implantes. Foram criados modelos de simulação de uma prótese fixa implanto-suportada por seis implantes, embutidos em um modelo de osso mandibular (cortical e esponjoso) e com cantilevers posteriores bilaterais. Para este estudo foram utilizados três diferentes comprimentos de implantes (7,15 e 20 mm) e cantilevers (7,14 e 28 mm), totalizando nove modelos. Uma força de 75 N/cm era aplicada perpendicularmente à infra-estrutura, na porção central e na

região correspondente ao elemento mais posterior do cantilever. Uma força horizontal de 25 N/cm era aplicada na superfície vestibular do elemento mais posterior do cantilever. As análises de distribuição de estresse máximo revelaram que estes se concentravam na interface osso/implante no implante mais distal, no lado de aplicação da carga. Com aplicação da carga vertical o estresse de tração se concentrava no tecido ósseo nas regiões mesial e distal dos implantes, enquanto que ao sofrer uma carga horizontal este estresse era evidente nas regiões lingual e vestibular. O aumento da extensão do cantilever resultou na elevação dos valores de estresse na interface implante/tecido ósseo no implante terminal. A variação no comprimento dos implantes não teve influência significativa na distribuição de estresse nesta interface.

Ainda no mesmo ano, os supracitados autores realizaram outro estudo, desta vez analisando a distribuição do estresse na interface osso/implante, variando o comprimento dos implantes e do extremo livre, com modelo finito tridimensional. Os autores comprovaram as observações anteriores de Adell et al.,(1981), Skalak (1983) e Rangert et al.,(1989) que quanto maior o comprimento do extremo livre maior o estresse gerado, principalmente sobre o implante terminal. No entanto, não observaram alterações estatisticamente significantes associadas com o comprimento dos implantes.

Sertgöz, em 1997, realizou estudo para avaliar a melhor combinação de materiais para a construção de próteses implanto-suportadas, utilizando da análise tridimensional do elemento finito. Simulou uma típica prótese fixa total no arco mandibular, suportada por 6 implantes localizados na região anterior, intermentoniana, com extensões em cantilevers bilaterais de 16 mm. O objetivo deste estudo era determinar a melhor combinação de materiais para confecção de restauração protética. Foram avaliados como material de recobrimento oclusal a resina acrílica, resina composta, porcelana e ligas de ouro, paládio-prata, cobalto-cromo e titânio como materiais para a infra-estrutura, Ao modelo de elemento finito foi aplicada uma carga de 172 N/cm, que correspondia à média de força durante a

mastigação em uma prótese fixa implanto-suporta com duas unidades em cantilever posterior bilaterais, ocluindo contra uma prótese total. A força aplicada no centro dos implantes terminais, no final dos cantilivers e em quatro pontos distribuídos na região anterior, entre os centros dos implantes mais distais foram avaliados. Os resultados mostraram ser o estresse máximo gerado, bem inferior aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. O autor concluiu que a utilização de materiais mais resilientes para a confecção da infra-estrutura não alterou significativamente o prognóstico biológico das próteses fixas implanto-suportadas, não gerando efeitos deletérios ao tecido ósseo. Do ponto de vista mecânico, a utilização de um material mais rígido para a confecção da infra-estrutura diminui o estresse gerado nos parafusos de ouro. Provavelmente isto significa que a alta resistência da infra-estrutura à torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, principalmente em estruturas com extensões em cantilivers. Isto sugere que a utilização de materiais mais rígidos ajuda a prevenir falhas protéticas. Do ponto de vista biomecânico, a melhor combinação de materiais encontrada neste estudo a infra-estrutura foi confeccionada em liga de cobalto-cromo, com superfície oclusal em porcelana.

Helldén & Dérand (1998) descreveram uma nova técnica (*Cresco Ti Precision*) para a correção das distorções oriundas do processo de fundição de infra-estruturas em monobloco implanto-retidas e avaliaram a passividade da peça através do método fotoelástico e por medidores de tensão. Após a fundição em titânio, o corpo-de-prova foi posicionado, sobre os análogos dos implantes nos modelos mestres e fixados com cera. O conjunto foi levado a um articulador específico, e elaborada uma cobertura de gesso sobre a peça metálica preservando a relação horizontal e vertical entre as duas unidades. Após a remoção da infra-estrutura, foram fixados cilindros pré-fabricados de titânio sobre os análogos e cortados ao longo do plano horizontal. O mesmo procedimento foi realizado para as porções de adaptação do corpo-de-prova e, em seguida, este foi reposicionado passivamente sobre os cilindros seccionados e realizada a soldagem *laser* das partes. Para avaliação da passividade da técnica, foram colocados 3

implantes num modelo fotoelástico e confeccionadas 4 peças metálicas (2 em monobloco e 2 com adaptação corrigida) com diferentes padrões de desajustes marginais (180  $\mu\text{m}$  e 30  $\mu\text{m}$ ). O mesmo procedimento foi realizado para o emprego dos medidores de tensão. Após todos os parafusos das estruturas serem apertados a 40N/cm, foi observado pelo método fotoelástico redução da tensão transmitida aos implantes pela técnica do *Cresco Ti Precision* e aumento da tensão gerada nas estruturas com maiores desajustes marginais. A interpretação dos métodos empregados indicou que estruturas distorcidas devem ser corrigidas para prevenir transmissão de tensões aos componentes protéticos, aos implantes e ao osso, sendo a técnica descrita eficaz para este propósito.

Através de um programa de análise elemento finito para simular uma mandíbula humana tratada com prótese implanto-suportada, Rubo et al., em 1999, verificaram a distribuição de estresse entre os implantes. As variáveis incluídas no modelo computadorizado foram densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do cantilever, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e liga usada na confecção da infra-estrutura (prata-paládio ou cromo-cobalto). Uma carga de 100 N foi utilizada para simular a força oclusal. Houve uma tendência do estresse, ser melhor distribuído entre os implantes e intermediários localizados em uma mandíbula mais estreita (favorecendo um arranjo mais curvo), com uma pequena extensão em cantilever, implantes longos e infra-estrutura mais rígida. A densidade do osso trabecular parece não ter influenciado a distribuição do estresse. Uma redução no número dos implantes resultou em um maior estresse sobre os intermediários remanescentes. A distribuição de estresse sobre a infra-estrutura foi independente da curvatura da mandíbula e foi menor quando os implantes e intermediários eram mais longos e a liga, mais rígida.

## **2.2. - Adaptação e desajuste marginal das próteses fixas implanto-suportadas**

Em 1990 Zarb & Schimitt, realizaram um estudo longitudinal da efetividade clínica de implantes osseointegrados. Foram observados e registrados os problemas e complicações encontradas desde a primeira etapa cirúrgica, até o tratamento restaurador e fase de manutenção, em um período que variava de 4 a 9 anos. Em relação a fase protética, a falha encontrada com maior frequência foi a fratura do parafuso de ouro. Segundo os autores foi devido a sobrecarga ou falta de adaptação passiva da infra-estrutura ao implante.

No ano seguinte (1991) Jemt et al., realizaram um estudo a partir da colocação de seis implantes na maxila edêntula de uma paciente, salientando que uma má adaptação da prótese sobre o implante, pode gerar uma grande tensão nos componentes do sistema e no osso ao redor do implante. Esta falta de adaptação é considerada como sendo a principal razão pelas falhas nos implantes e fratura nos metais pela fadiga.

Ainda em 1991, Jemt relatou o acompanhamento clínico por um ano de pacientes completamente edêntulos que foram restaurados com próteses fixas implanto-suportadas, cujo principal propósito foi identificar problemas e complicações relacionadas ao tratamento reabilitador no período. Foram selecionados 384 pacientes com média de idade entre 32 a 84 anos para serem tratados, excluindo-se os que tiveram os implantes ancorados em área receptora de enxerto ósseo. O tratamento protético foi realizado por nove dentistas e suportado por quatro laboratórios dentais que seguiram um rigoroso protocolo clínico:



- 1ª consulta: Moldagem de transferência dos implantes através de transferentes quadrados com madeira individual aberta e material elastomérico de impressão;
- 2ª consulta: Prova das bases-de-prova com planos em cera para o registro da relação maxilo-mandibular com material a base de óxido de zinco e eugenol;
- 3ª consulta: Verificação da posição vertical e horizontal da mandíbula por meio de dentes artificiais montados em cera. Atendido os requisitos fisiológicos, a infra-estrutura foi encerada e fundida pela técnica em monobloco usando liga de ouro tipo III;
- 4ª consulta: A peça fundida foi cuidadosamente provada sobre os implantes e procedeu-se o teste do aperto de um único parafuso para avaliar o assentamento passivo da peça. Consistiu no apertamento com torque entre 10 a 15 Ncm do parafuso de um dos implantes posicionados em um dos extremos distais e observar o desajuste formado entre a estrutura e o último implante no lado oposto. O procedimento foi repetido para ambos os lados e, eventualmente, a estrutura seccionada e soldada na ausência de boa adaptação;
- 5ª consulta: a prótese foi parafusada aos implantes e o acesso ao parafuso selado com guta-percha. O paciente recebeu instruções de higiene e a oclusão foi ajustada.

O acompanhamento pós-inserção envolveu no mínimo três consultas durante o primeiro ano. Após duas semanas, foi realizada análise radiográfica periapical, avaliação clínica da prótese e da estabilidade do parafuso de ouro. A segunda consulta deu-se no terceiro mês e a última, após um ano. Ambas avaliaram a ocorrência de novos problemas. A maioria das próteses (75,5%) não necessitou mais do que duas a quatro consultas durante o primeiro ano, entretanto, os casos com mais que sete retornos foram observados com maior frequência nas restaurações maxilares. Em 69,3% das próteses, o parafuso de ouro permaneceu estável na primeira consulta de acompanhamento. Nenhuma ocorrência de fratura de parafuso no implante ou no *abutment* foi registrada. Alguns problemas foram relacionados com a dicção na maxila e a mordedura de

lábio e bochecha na mandíbula, outros eventos ocorreram raramente, como: alterações gengivais, fístulas, hiperplasias e inflamações. O autor concluiu que a maioria dos problemas ocorreu na maxila e foram facilmente resolvidos, não representando perigo à estabilidade das próteses fixas.

Uma precisa adaptação da interface prótese-implante foi recomendada por McCartney & Doud (1993) para minimizar a tensão no parafuso da prótese e evitar a perda óssea em torno do implante. A contração sofrida por estruturas metálicas longas decorrentes do processo de fundição promovia discrepâncias e dificuldades de adaptação no modelo de trabalho, tornando, portanto, indispensável à aplicação de métodos que visassem minimizar o desajuste marginal das próteses e assim uma relação passiva entre os implantes e os retentores. Nesse trabalho, foi proposta uma técnica visando à obtenção de assentamento passivo de próteses implanto-suportadas por meio de soldagem das bordas dos cilindros de ouro à estrutura fundida. Este procedimento almejou, com a obtenção de um modelo mestre preciso, verificar a exatidão do processo de soldagem. Inicialmente, cilindros pré-fabricados de ouro (Nobel) foram parafusados aos 5 intermediários no modelo mestre e cilindros calcináveis vazados, com espaçamento interno de 0,5 mm foram fixados a estes, exceto no cilindro mediano. Foi obtido o padrão para inclusão por união de todos os componentes com resina acrílica. O cilindro de ouro mediano foi unido diretamente no acrílico para que depois de fundida a estrutura, orientasse o assentamento sobre os intermediários posicionados na boca do paciente. O espaço compreendido entre os cilindros de ouro e a peça metálica foi preenchido com resina e a estrutura removida com os cilindros de ouro incorporados. A seguir foi fixada, através de análogos, a um bloco de revestimento para a realização do processo de soldagem de bordos. Concluída a etapa anterior, a precisão de adaptação marginal dos cilindros foram verificada no modelo mestre, e depois confirmada no paciente. Foi observada boa adaptação das fundições extensas pela técnica de soldagem de bordos de cilindros de ouro.

Foram analisados em 1993 por Weinberg, os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas, comparando-os com os relacionados às próteses dento-suportadas. Para o autor, a distribuição de forças entre os componentes de um sistema depende de um complexo relacionamento entre a rigidez relativa das partes estruturais e seu meio de sustentação (ligamento periodontal ou osseointegração). Já em dentes naturais, a distribuição de forças depende da estrutura rígida do dente e da prótese. Porém 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 500 micrometros e que a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação de 100 micrometros, a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. O parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou uma pobre adaptação na interface intermediário / cilindro de ouro. Ele deve ser apertado adequadamente (10 N/cm) para estabelecer a pré-carga nesta interface, de modo a limitar a força de cisalhamento exercida no parafuso de retenção. Uma pobre adaptação na interface intermediário / cilindro de ouro pode gerar maior estresse de cisalhamento no parafuso do que este está apto a suportar. Desse modo, uma falta de adaptação passiva pode levar a alta incidência de fadiga no metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível. No 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 cantelever.

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

Em um estudo realizado por Waskewicz et al. (1994) foi comparado o padrão de tensão gerada ao redor dos implantes por infra-estruturas adaptadas de forma passiva e sem passividade. Um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula humana desdentada foi fabricado a partir de um bloco de resina fotoelástica. O modelo apresentou dimensões de 4 x 1,3 x 11 cm, sendo obtido exemplar uniforme por meio de processo de fresagem. Na porção equivalente à crista do rebordo, foram preparados leitos receptores para a colocação de cinco implantes de 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento. Um implante foi inserido na posição mais mediana e os demais foram distribuídos bilateralmente de forma equidistante a 7 mm um do outro, totalizando cinco implantes. Intermediários com cinta 4 mm de altura foram parafusados aos implantes com torque de 20 N/cm, procedendo-se ao enceramento da infra-estrutura sobre cilindros de ouro fixados aos pilares. A infra-estrutura fundida em liga de ouro teve sua adaptação avaliada por meio de inspeção em microscópio binocular durante o teste do aperto de um único parafuso aos implantes mais distalmente posicionados. A estrutura sem passividade foi seccionada e relacionada para ser soldada. As franjas representando as tensões formadas ao redor dos implantes foram visualizadas quando a infra-estrutura sem adequada adaptação foi parafusada numa seqüência de apertamento com 10 N/cm em todos os implantes. Estruturas com boa adaptação apresentaram nível de tensão insignificante, entretanto na situação de maior concentração de tensões, estas se deram nos implantes mais distais localizados bilateralmente, principalmente no terço médio de cada implante, com menor tensão nos terços cervical e apical. O autor concluiu

que a transmissão de tensões aos implantes pode ser diminuída desde que seja preconizada uma boa adaptação entre os componentes protéticos.

Em 1999, Kan et al. revisaram vários métodos clínicos sugeridos para avaliação do ajuste marginal de infra-estruturas. Baseados em estudos prévios relatados, os autores destacaram que discrepâncias menores que 150 µm são necessárias na busca de próteses implanto-suportadas que se adaptem passivamente. Entretanto, foi ainda considerado que fatores como o número de implantes e sua distribuição, a rigidez da estrutura e a qualidade óssea podem influenciar na tolerância ao nível de desadaptação da prótese. A identificação de distorções foi possível por métodos empregados durante a prova da estrutura metálica. Estes, inicialmente, consistiram na aplicação de pressão alternada exercida pelos dedos sobre a prótese com o propósito de localizar pontos de fulcro, sendo associado com meios de inspeção visual e tátil através de explorador em margens supragengivais e com tomadas radiográficas periapicais em situações subgengivais. A seqüência de apertamento de parafusos - do centro para os extremos - foi considerada relevante, devendo ser avaliada a resistência do parafuso após o apoio da sua cabeça à base de assentamento, não devendo ser exercida mais que meia volta no parafuso (180°) antes do torque. Diante das limitações das técnicas anteriores, foi preconizado o uso de um teste denominado de parafuso único, o qual avalia o desajuste no segmento em balanço quando a prótese é apertada por um único parafuso num *abutment* mais distalmente posicionado, sendo indicado em associação aos métodos tácteis e visuais em peças supragengivais ou com radiografias em casos subgengivais. Os autores consideraram que o nível de desadaptação marginal tolerado em diferentes situações clínicas ainda não havia sido determinado, destacando que a combinação de métodos para detectar desajustes foi recomendada no intuito de minimizar as distorções.

Complicações mecânicas relacionadas às restaurações implanto-suportadas foram relatadas numa revisão da literatura realizada por Schwartz

(2000). Foi considerado que os implantes são mais propensos às falhas nos seus componentes de fixação em casos de desajustes marginais e sobrecargas oclusais. Ocorrências de perdas ou fraturas de parafusos foram fenômenos freqüentemente mencionados tanto para pacientes parcialmente quanto completamente edêntulos. A precisão do ajuste marginal foi estimada como fator primordial para a manutenção da estabilidade do parafuso do *abutment*, sendo observada em diferentes sistemas com hexágono externo, uma maior incidência de movimentos rotacionais e folga do parafuso quando comparado a sistemas de conexões internas do *abutment* por fricção. As fraturas de componentes e estruturas foram comuns na região posterior e relacionadas a próteses suportadas por um ou dois implantes em associação a *cantilevers* e nos pacientes com hábitos parafuncionais. A falência das reabilitações em situações de extensões em balanço foi prevenida com fixações de largo diâmetro e pela adoção de maior número de implantes e a disposição tripode dos mesmos. Assim sendo, concluiu-se que as forças que incidem fora do eixo axial devem ser evitadas para que os componentes protéticos sejam menos solicitados e, portanto, para se obtenha maior longevidade das fixações.

Sahin & Çehreli (2001) estudaram em revisão da literatura alguns fatores que governavam a conservação da osseointegração e, portanto o sucesso das reabilitações sobre implantes, relacionando o nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infra-estruturas. Uma precisa adaptação marginal entre a estrutura protética e os implantes, foi considerada como um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da união osso-implante, sem que fossem gerados carregamentos indesejados ao tecido ósseo circundante. Em situações de união rígida entre implantes decorrentes das restaurações protéticas foram, eventualmente, observadas forças indutoras de tensões promovendo complicações relacionadas à perda ou fratura do parafuso do *abutment*, fratura da estrutura metálica e até a perda óssea periimplantar. O estabelecimento do nível de desajuste tolerável foi considerado bastante complexo e de definição pouco provável, uma vez que foi influenciado por diversos fatores. Mesmo em

circunstâncias extremas de desajuste marginal entre os componentes protéticos, freqüentemente, não foram registrados comprometimentos da osseointegração. Portanto, foi relevante a avaliação da qualidade óssea, número, localização, comprimento e diâmetro dos implantes. Os métodos clínicos para o julgamento da adaptação passiva foram bastante empíricos, visto que se basearam em visualização direta e sensibilidade táctil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. As estruturas metálicas longas geraram uma soma de desajustes na união com os *abutments* e espaços marginais em torno de 150  $\mu\text{m}$  foram considerados inaceitáveis, requerendo o emprego de técnicas que promovessem passividade. Dentre as quais foi priorizado o seccionamento da peça e união por soldagem tipo brasagem ou *laser*. Baseado na literatura revisada, concluíram que os materiais e técnicas usados para a fabricação de estruturas fundidas foram dimensionalmente imprecisos e que a obtenção da adaptação passiva podia não ser alcançada.

Em 2003, num estudo realizado por Takahashi & Gunne, foi comparada a precisão de adaptação de infra-estruturas obtidas pelo sistema Procera e por fundição em monobloco utilizando liga de ouro. Foram empregadas 19 peças das quais 14 foram elaboradas pelo sistema Procera e 5 provenientes de fundição em liga de ouro. Antes do assentamento das infra-estruturas sobre os *abutments* nos modelos mestres, foi depositado por seringa, material de impressão de consistência leve. As peças foram então adaptadas sob pressão de 8 a 10 kg. Concluída a polimerização, foram obtidas películas que representavam a discrepância vertical entre os corpos-de-prova e os *abutments*. Foi utilizado microscópio mensurador - com precisão de aproximadamente 0,5  $\mu\text{m}$  - para avaliar a espessura das películas coletadas. Os resultados mostraram média de 26,9  $\mu\text{m}$  de desajuste para peças oriundas do sistema Procera e 46,8  $\mu\text{m}$  para as fundidas em liga de ouro. Foi demonstrado que no aspecto desajuste marginal, as peças confeccionadas pelo sistema Procera foram significativamente melhores que as fundidas empregando uma liga nobre.

## 2.3 - Extensometria (Strain Gauges)

Falk et al. (1989), estudaram o padrão de força oclusal em mandíbula restaurada com próteses fixas implanto-suportadas ocluindo contra próteses totais maxilares. Foram utilizados extensômetros lineares elétricos para o registro dos contatos oclusais. Estes contatos, quando em número de oito e distribuídos nas forças de fechamento total da mandíbula durante a mastigação, obtiveram como resultado: que 70% das forças foram dirigidas ao segmento de extremo livre e apenas 30% ao segmento anterior suportado pelos implantes. Já quando os contatos oclusais, foram em número de quatro somente, foram encontrados índices de 55 e 45%, respectivamente, para as mesmas localizações. Esses resultados indicam que os fatores como o desenho oclusal, número e distribuição dos contatos oclusais são de grande importância para a distribuição de força, e estresse sobre a prótese fixa implanto-suportada. Os autores sugerem que um grande número de contatos oclusais, não é necessariamente essencial em casos de próteses fixas implanto-suportadas com extremo livre extenso. Porém que novos estudos devem ser realizados.

Em 1993, Glantz et al., utilizaram *strain gauges* para captação de tensões em componentes protéticos após esforço oclusal mastigatório numa prótese total fixa implanto-retida em serviço clínico e numa simulação laboratorial. Foi selecionado paciente com rebordo mandibular edêntulo e que recebeu 6 implantes entre os forames mentonianos para a confecção de uma reabilitação com *cantilevers* distais conforme preconizado pelo protocolo *Branemark*. A arcada superior do paciente continha uma restauração desde o segundo pré-molar superior direito, estendendo-se até segundo molar superior esquerdo. Previamente a realização dos ensaios de tensão, *strain gauges* foram colados a superfície externa dos *abutments* tipo *standard* distando 3 mm da junção com o implante. Para cada *abutment*, os dispositivos foram arranjados de modo a formar um quarto de ponte de *Wheatstone*. Durante os ensaios de tensão, o paciente foi



orientado a mastigar, após instalação da prótese, por no máximo 10 vezes e mantendo uma separação entre as arcadas por 5 a 10 segundos. Porções de alimento em cubos com medidas de 20 x 20 x 20 mm deveriam ser trituradas. Já para a realização da simulação laboratorial, os implantes seguiram idêntico posicionamento, tendo sido aplicado carregamento axial sob área de *cantilever* da prótese. Os resultados demonstraram não terem existido diferenças entre os registros de tensões geradas mediante esforço funcional entre as situações experimentais *in vivo* e *in vitro*. Os autores concluíram que o processo mastigatório é bem mais complexo do que apenas uma análise de cargas axiais e que novos estudos deveriam verificar o efeito de esforços aplicados em diferentes sentidos.

Clelland et al., em 1993, associando resina fotoelástica e uso de extensômetros, avaliaram a influência de intermediários angulados na geração de estresse próximo a um implante. Foram utilizados implantes com roscas do Sistema Steri-Oss (3.8 mm x 10 mm) incluídos numa resina fotoelástica, sobre os quais eram cimentados intermediários de 0 graus, 15 graus e 20 graus, todos com 7 mm de altura, e uma carga de 178 N era aplicada no longo eixo de cada intermediário. O estresse compressivo quase dobrou no lado implante oposto à carga aplicada, à medida que a angulação dos intermediários variava de 0 a 20 graus. Embora houvesse um aumento estatisticamente significativo do estresse, conforme aumentava a angulação do intermediário, todos os três ângulos de intermediários produziram estresses que pareciam estar dentro dos limites de adaptação fisiológica do tecido ósseo.

Diferentes modelos de distribuição de implantes para confecção de prótese total fixa superior foram analisados por Benzing et al. (1995) através de ensaios com *strain gauges* e por análise matemática com elemento finito 3D. Paciente com arcada superior totalmente edêntula recebeu 6 implantes distribuídos bilateralmente nas regiões de incisivos, pré-molares e de tuberosidade maxilar. Uma prótese foi construída e suportada por todos os implantes. Para

análise de tensões, *strain gauges* foram posicionados às superfícies dos *abutments* e orientados distalmente sobre estes. Paciente foi orientado e realizou ciclos mastigatórios repetidos unilateralmente enquanto as tensões eram registradas e processadas por meio de um *software*. Novo ensaio foi realizado quando apenas os 4 implantes correspondentes aos da região anterior e de pré-molares suportaram a prótese e esforços mastigatórios incidiram sobre a área de *cantilever*. Uma análise com elemento finito foi desenvolvida com o propósito de aferir forças na região intra-óssea. Para tal, foram simuladas tridimensionalmente porções anatômicas correspondentes a cortical óssea, osso esponjoso e área de ossoeintegração. Após mastigação unilateral, foi observado que houve maior incidência de tensões no *abutment* correspondente à região de pré-molar e com menor magnitude na região de tuberosidade, enquanto que nos demais pilares contra-laterais as tensões registradas foram de baixa intensidade. Com a formação de *cantilevers*, os valores de tensão aumentaram significativamente nos *abutments* (região anterior e de pré-molar) mais próximos as extensões distais. Quanto à análise com elemento finito, houve uma similaridade com os ensaios com *gauges*, sendo também observado que a área óssea correspondente à região de pré-molares e de tuberosidade apresentou altas concentrações de forças compressivas quando todos os seis implantes suportaram a prótese mediante aplicação de forças provenientes da mastigação. Foi simulado *cantilevers* com apenas 4 (região anterior e de pré-molar) e com todos os 6 implantes, tendo sido mantida a tendência de maior concentração de esforços na estrutura óssea próxima aos implantes adjacentes às extensões distais. Também, neste estudo, foi simulada a confecção da infra-estrutura metálica em liga de ouro e com uma liga alternativa. Observou-se que a intensidade de força na cortical óssea foi 50% maior quando uma liga a base de ouro foi eleita. Conclui-se que os métodos empregados para interpretação de tensões nos *abutments* e de forças na estrutura óssea detectaram melhor comportamento biomecânico quando da construção de próteses sem extensões distais. Adicionalmente, o aumento do número de

implantes para suportar *cantilevers* não reduziu os esforços concentrados na estrutura.

Conforme Spiekerman, em 1995, os principais métodos de investigação e análise biomecânicas são:

1. Análise de Elemento Finito: oferece uma maneira de calcular a distribuição e concentração de estresse e deformações dentro dos implantes e no tecido de suporte circunvizinho, através de uma estrutura bi ou tridimensional computadorizada em forma de grade. Entretanto, a descrição matemática da interface é problemática.
2. Análise de Birrefringência: a técnica, realizada através de cargas aplicadas em implantes ancorados em modelos plásticos, utiliza luz monocromática polarizada. Como os implantes são muito largos em relação à espessura necessária para este procedimento, fenômenos de sobreposição são observados, tornando este método raramente aplicado nos dias atuais.
3. Mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro*: obtêm-se dados mais precisos a respeito das forças exercidas sobre implantes ou dentes e transferidas às estruturas de suporte. Experimentos *in vivo* são, entretanto, de difícil execução porque é complicado incorporar sensores apropriados (extensômetros) em aparatos intra-orais, tanto do ponto de vista técnico, como biológico. Por outro lado, estudos *in vitro* obtêm resultados valiosos.
4. Estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo: realizados através de testes de cisalhamento, tração e compressão, os resultados destes estudos sofrem uma influência significativa das condições experimentais. Assim, a relevância clínica dos dados acumulados a partir de casos individuais deve ser avaliada criticamente.

Em 1996, Assif et al., através de mensuração com extensômetros e análise de fotoelasticidade, investigaram a transmissão de força e distribuição de estresse em cada elemento de um complexo restaurador, composto por uma prótese fixa com extremidade livres bilaterais, implantes e estruturas de suporte,

quando submetido a determinada carga. A mandíbula foi representada por um modelo fotoelástico contendo 5 réplicas de implantes e intermediários do Sistema Nobelpharma. Uma infra-estrutura com extremidades livres bilaterais foi encerada e fundida com uma liga de prata-paládio (Pallag M-Degussa). Os extensômetros foram fixados na superfície superior da infra-estrutura, entre cada intermediário, e em ambos os cantilevers, imediatamente adjacente ao implante distal, totalizando 6 sensores. Um sétimo extensômetro foi fixado no intermediário 4, sendo que a numeração era de 1 a 5, no sentido horário. Uma carga estática vertical de 7.5 Kg foi aplicada em 7 pontos: na porção distal das extremidades livres e sobre a cabeça do parafuso de fixação de cada implante. Os resultados demonstraram que a maior quantidade de distorção foi registrada nos extensômetros localizados próximos ao cantilever, isto é, na distal do implante terminal, quando a carga era aplicada no final da extremidade livre. A leitura do estresse foi, significativamente, menor quando a força era aplicada sobre os parafusos de fixação. Os autores concluíram que houve uma correlação entre o modo de distribuição do estresse, na infra-estrutura e nos tecidos de suporte ao redor dos implantes, sob determinada carga. O modo de transmissão de força e a distribuição do estresse foram, diretamente, proporcionais à distância dos componentes, ao ponto de aplicação da carga, para cada carga dada.

Hobkirk & Hanthoulas em 1998, num estudo piloto "in vitro" avaliaram a distribuição de carga nas próteses fixas implanto-suportadas com infra-estrutura de extremo livre, utilizando extensômetros lineares elétricos. Trabalhando com uma mandíbula artificial e variando a combinação de localização dos implantes, comprimento do extremo livre, distância entre implantes e magnitude de carga, os autores verificaram a influência destas variáveis. Os resultados mostraram que a força maior recaía sobre os dois implantes terminais; que a magnitude de força era proporcional ao comprimento do extremo livre e que variáveis como combinação dos implantes, espaçamento entre os implantes, e a localização dos implantes tinham influência na variação da magnitude de cargas sobre os mesmos.

Em 2000, Jacques, realizou um trabalho cujo objetivo foi verificar a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através de strain gauge, em função de duas ligas metálicas. Foram confeccionados corpos de prova, simulando infra-estruturas de próteses fixa mandibular, em liga de paládio-prata e cobalto-cromo que foram posicionadas sobre um modelo mestre de alumínio. Uma carga vertical de 100 Ncm foi aplicada na extremidade livre, a uma distância de 10, 15, e 20 mm para distal do centro do intermediário terminal. Os resultados mostraram que em grandes extensões de cantilever, a liga de cobalto-cromo apresentou um padrão de distribuição de forças semelhante a liga de paládio-prata com cantilever curto. Independente do local de aplicação de força e do tipo de liga utilizado na confecção das infra-estruturas, o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da força foi o que registrou maior deformação específica. O emprego de ligas mais rígidas, no caso cobalto-cromo, na confecção de infra-estruturas de prótese fixa implanto-suportada permite braços em cantilever mais extensos.

Tensões captadas por *strain gauges* quando da instalação de próteses implanto-retidas foram avaliadas por Watanabe et al. (2000). Neste estudo foram avaliados 4 métodos de confecção da estrutura metálica e a influência da seqüência de aperto e torque de parafusos nas tensões transferidas à região circundante aos implantes. Para tal, num bloco em poliuretano de formato retangular medindo 30 x 40 x 30 mm, foram inseridos 3 implantes IMZ<sup>®</sup> com 4 mm de diâmetro por 13 de comprimento. *Strain gauges* foram distribuídos na superfície do bloco, dispostos circunferencialmente e distando 1 mm do corpo dos implantes. A seguir, foram obtidos, a partir de moldagem de transferência, modelos de trabalho em gesso, tendo sido confeccionadas 4 estruturas em monobloco, 4 após seccionamento da estrutura com disco e reunião dos segmentos através de soldagem por brasagem, 4 por soldagem de segmentos metálicos previamente fundidos e 4 obtidas após cimentação sobre cilindros pré-fabricados em titânio. Para cada um dos corpos-de-prova, foram realizados 7 ensaios de captação de tensões quando do apertamento de parafusos no implante

central para os da extremidade (nos implantes 2, 1 e 3). Ainda, foi avaliada a influência do apertamento seqüenciado de parafusos (nos implantes 1, 2 e 3) e do aperto da extremidade para o centro (nos implantes 1, 3 e 2) nas técnicas por soldagem e por cimentação. Os resultados mostraram que houve diferenças estatisticamente significativas ( $P < 0,05$ ) entre os métodos empregados para a obtenção das próteses, sendo a técnica de cimentação a que resultou em menor tensão. Quanto às seqüências de aperto de parafusos, os menores valores de tensão foram detectados quando do apertamento inicial do parafuso central e depois os dos implantes extremos (2, 1 e 3). Foi concluído que a técnica da cimentação da estrutura a componentes pré-fabricados promove menores valores de tensão, não sendo esta influenciada pela ordem de aperto e torque de parafusos nos implantes.

Em 2004, Heckmann et al. investigaram a influência da técnica de moldagem, processo de fabricação e mecanismo de retenção em próteses implanto-suportadas na tensão induzida à área adjacente aos implantes. A partir do registro da posição de dois implantes usados numa prótese parcial fixa de três elementos, foi confeccionado um modelo mestre em resina epóxica com implantes incorporados (ITI®). Inicialmente, o modelo mestre foi moldado pela técnica da moldeira fechada e pela técnica da moldeira aberta, sendo constituídos 2 grupos com 10 corpos-de-prova cada - ambos destinados à elaboração de próteses cimentadas. Adicionalmente, foi constituído um terceiro grupo onde o padrão em cera foi elaborado diretamente sobre o modelo mestre. Já as próteses retidas por parafusos protéticos, foram distribuídas em 3 grupos experimentais que diferiram quanto ao método de processamento da prótese. No primeiro, estas foram confeccionadas a partir de cilindros plásticos sobre os *abutments*, no segundo foram empregados cilindros de ouro e a prótese foi obtida por sobre-fundição. Num terceiro grupo, cilindros de ouro foram incorporados à prótese por agente de união. Para as medidas de tensão, *strain gauges* foram posicionados junto às regiões mesial e distal dos implantes, tendo sido colados diretamente na superfície do modelo mestre. Previamente à realização dos ensaios, todos os *gauges* foram

estabilizados em valor zero de deformação e, só então, as próteses foram instaladas. Os resultados evidenciaram que não houve diferenças estatísticas significativas quanto às tensões captadas devido às técnicas de moldagem utilizadas para os grupos onde as próteses foram cimentadas. Para as próteses retidas por parafusos, aquelas obtidas a partir de cilindros calcináveis e por sobre-fundição não foram evidenciadas diferenças estatísticas, exceto quando as restaurações foram retidas por cilindros de ouro incorporados por agente de cimentação. Concluiu-se que técnicas que recomendam a cimentação da prótese, principalmente quando cilindros pré-fabricados são adicionados, devem ser adotadas para obtenção da diminuição das tensões.

Koke et al. (2004) compararam estruturas fundidas em duas ligas (Co-Cr e Ti c.p.) avaliando as tensões transmitidas aos *abutments* quando obtidas em monobloco e por soldagem *laser*. Foram fixados num bloco de alumínio por meio de resina epóxica dois implantes do tipo hexágono interno com diâmetros de 5,5 mm, distando 21 mm um do outro. Dois grupos contendo 10 estruturas cada foram fundidas em monobloco (Co-Cr e Ti c.p.) e num terceiro grupo, 10 estruturas em Co-Cr foram soldadas a *laser*. Todas as peças foram posicionadas sobre os *abutments* e tiveram seus parafusos apertados em 18 Ncm. Os desajustes marginais foram medidos por microscópio óptico num aumento de 160X e precisão de aproximadamente 1,7 $\mu$ m. As tensões foram avaliadas por *strain gauges* medindo 1,2 X 0,6 mm, alocados no espaço entre os implantes e os *abutments*. Os resultados indicaram que espaços marginais nas infra-estruturas de Co-Cr foram maiores (72 $\mu$ m) quando comparadas com aos obtidos com as peças em Ti c.p. (40 $\mu$ m). Os segmentos em Co-Cr soldados mostraram desajustes significativamente menores ( $P < 0,001$ ) que as peças em Co-Cr obtidas pela técnica monobloco. Os *strain gauges* registraram o deslocamento horizontal e vertical dos *abutments* após o procedimento de torque. Os autores concluíram que as infra-estruturas transmitiam maiores tensões aos *abutment* à medida que os valores de desajustes marginais eram maiores.

Naconecy et al. (2004) avaliaram a precisão, com o auxílio de *strain gauges* posicionados diretamente sobre infra-estruturas fundidas, de três técnicas de moldagem empregadas na confecção de próteses implanto-suportadas. Inicialmente, foi produzido um modelo de resina epóxica onde foram introduzidos 5 análogos de *abutments* do tipo mult-unit, estes dispostos de maneira a simular um protocolo *Branemark*. Moldeiras individuais foram produzidas, reservando espaço interno uniforme de 3 mm para o material de impressão. Destas, 2 possuíam furos para a passagem dos parafusos de fixação dos transferentes dos *abutments*, sendo utilizadas, respectivamente, nas técnicas de moldagem direta (moldeira aberta) com transferentes ferulizados e sem ferulização dos transferentes. Ainda, 1 moldeira foi finalizada sem furos para a técnica de moldagem indireta (moldeira fechada). As impressões foram realizadas com poliéter de consistência regular, seguido da fixação de réplicas dos *abutments* e preenchimento do molde com gesso especial tipo IV. Foram fundidas 15 infra-estruturas (5 para cada técnica) e um total de 8 pares de gauges foram colados sobre a superfície de cada, de modo a formar uma disposição de 4 pontes completas de *Wheatstone*. Sobre o modelo mestre, as estruturas metálicas tiveram seus parafusos protéticos apertados a 10 Ncm e as tensões induzidas foram processadas por meio de um *software* para a unidade de microstrain ( $\mu\text{Strain}$ ). Os resultados mostraram que a deformação foi significativamente menor nas peças metálicas provenientes do processo de moldagem direta com transferentes ferulizados, quando comparado com as demais técnicas. Os autores concluíram: que o procedimento mais preciso e confiável de moldagem foi representado pela técnica direta empregando a rígida união dos transferentes.

Em 2005, Cehreli et al. avaliaram, em peças de cadáveres frescos, a estabilidade intra-óssea inicial de implantes imediatos e as tensões transmitidas à tábua óssea quando da aplicação de cargas em diferentes tipos de próteses implanto-suportadas. Dois cadáveres humanos foram selecionados e prontamente obtidos modelos de estudo em gesso das arcadas após moldagem com hidrocolóide irreversível. Foram confeccionadas placas oclusais em resina acrílica



na arcada inferior. Neste dispositivo, na região entre caninos, foram incluídas duas células de carga que permitiram controlar a intensidade de forças aplicadas contra os dentes superiores durante o relacionamento das arcadas em relação cêntrica. *Strain gauges* foram colados a cortical óssea vestibular na maxila entre caninos. Foi realizado um primeiro ensaio para captação de tensões referentes ao esforço sobre os dentes naturais. Só então, todos os dentes anteriores superiores foram extraídos para colocação imediata de seis implantes (ITI<sup>®</sup>) com diâmetros de 4,1 mm e comprimento de 12 mm. Por meio de um torquímetro manual, foi possível quantificar o torque final de inserção das fixações. A posição dos implantes foi transferida para um modelo de trabalho em gesso e coroas provisórias foram preparadas sobre *solid abutments* conectados as réplicas dos implantes. Previamente a instalação, as próteses temporárias tiveram suas bordas incisais ajustadas contra a superfície oclusal da placa inferior com o auxílio de um articulador semi-ajustável. As próteses foram instaladas de forma a se manterem individualizadas e submetidas a ensaios de captação de tensões. A seguir, novamente avaliadas quando o segmento constituído pelo incisivo central, incisivo lateral e canino esteve unido com resina e, finalmente, com todas as provisórias ferulizadas. Os ensaios foram repetidos quatro vezes para cada tipo de prótese. Os resultados demonstraram que tensões ao redor dos implantes individualizados na região central e lateral foram menores que aquelas ocasionadas nos incisivos naturais. Ainda, na região correspondente aos incisivos foi observada leve tendência de maiores tensões na estrutura óssea quando todas as unidades provisórias implanto-suportadas estiveram ferulizadas. O valor de torque final das fixações na região de canino e incisivo lateral foi comparativamente maior que o observado na área de incisivo central. Os autores concluíram que, em peças de cadáveres frescos, menores magnitudes de tensão ocorreram quando implantes foram posicionados nos lugares de incisivos centrais e laterais e que o procedimento de ferulização teve pouco ou nenhum efeito para minimizar tensões na cortical óssea vestibular.

Karl et al. (2006) tiveram o propósito de quantificar as tensões desenvolvidas durante a fixação de próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas. Em paciente com 3 implantes (ITI®) na porção posterior da maxila foi confeccionado um *jig* em resina acrílica e transferida a posição dos implantes a um bloco de resina epóxica que atuou como modelo mestre. A partir do modelo mestre foram realizadas moldagens com moldeiras individuais em resina acrílica carregadas com poliéter e obtidos 20 modelos de trabalho distribuídos entre 4 grupos. No Grupo 1, as próteses foram elaboradas e cimentadas sobre *solid abutments*. No grupo 2, 3 e 4, as restaurações foram parafusadas sobre *synOcta abutments* e confeccionadas, respectivamente, a partir de cilindros calcináveis, por sobre-fundição a cilindros de ouro e por incorporação de cilindros pré-fabricados com agente cimentante. Para análise das tensões, 2 *strain gauges* foram selecionados e colados com cianociacrilato a superfície oclusal dos pânticos. Os ensaios foram realizados somente após os gauges terem seus valores de tensão estabilizados em zero e então as próteses foram fixadas sobre os *abutments*. Para o grupo 1 foi empregado agente de cimentação temporário para instalação das restaurações, já nos demais grupos, as próteses foram instaladas com parafuso protético com torque de 20 N/cm. Pelos resultados apresentados, as prótese parafusadas (grupo 2 e 3) ocasionaram maior tensão. Valores intermediários foram observados no grupo 4, onde apesar de se ter uma estrutura parafusada, esta foi por meio de cilindros pré-fabricadas incorporados por cimentação. O grupo 1 que se caracterizou por restaurações exclusivamente cimentadas apresentou os menores valores de tensão aferidos. Os autores concluíram que embora as próteses pudessem estar dentro critérios clinicamente aceitáveis, não foi possível encontrar próteses totalmente passivas com valor zero de tensão.

### **3 - PROPOSIÇÃO**

O presente trabalho teve por objetivo, avaliar o grau de deformação dos componentes de próteses fixas implantossuportadas, quando submetidos a cargas axiais e oblíquas de 20° de inclinação, entre os implantes e no extremo livre bilateralmente, utilizando o método da extensometria elétrica.

## **4 - MATERIAL E MÉTODOS**

### **4.1 - Componentes protéticos.**

Os componentes protéticos necessários para a realização da pesquisa foram obtidos junto à empresa Neodente (Neodent JJGC Ind. e Com. De Materiais Dentários Ltda, Curitiba-PR). Componentes utilizados:

- 06 implantes Titamax Ti cortical (3.75 x 13 mm);
- 01 matriz cirúrgica para protocolo de carga imediata (04 perfurações);
- 01 barra protética neopronto (04 perfurações);
- 01 kit protético neopronto
- 06 pilares UCLA calcináveis.

### **4.2 - Confeção do modelo experimental**

Um modelo de arco dentário inferior desdentado foi confeccionado em gesso Tipo IV (Herostone – Vigodent S/A Ind. e Com., RJ, Brasil), a partir da duplicação de um modelo padrão metálico, utilizado em pesquisas na área de prótese total. Uma matriz cirúrgica para protocolo de carga imediata com 4 perfurações (Neodent JJGC Ind. e Com. De Materiais Dentários Ltda, Curitiba-PR) (fig. 1) foi modificada em torno mecânico para incluir seis perfurações, distantes entre si em 10 mm mensurados a partir do centro. Nestas, foram adaptados e fixados com resina acrílica duralay (Reliance Dental Mfg Co – Worth, IL, USA) 6

transferentes para moldagem aberta de maneira a permanecerem paralelos entre si. A fixação entre os transferentes foi realizada com amarrilhas e resina Pattern.



Fig. 1 – Barra protocolo Neopronto.

A crista alveolar do modelo de gesso foi modificada de maneira a exibir-se plana, compatível com a configuração da base da matriz. Após isso, o conjunto matriz cirúrgica/transferentes foi adaptado e fixado sobre o modelo de gesso de maneira que as linhas médias dos dois permanecessem coincidentes. A seguir, os parafusos dos transferentes foram posicionados; o conjunto fixado em uma placa de vidro e circundado com lâminas de cera 7, de maneira a configurar uma caixa a qual foi preenchida com sílica industrial. Este procedimento prestou-se à obtenção de uma forma de silicone (fig. 2) a qual serviu para a obtenção do modelo experimental.



Fig. 2 – Forma de silicone industrial.

O modelo experimental foi obtido por meio dos seguintes procedimentos: inicialmente foram parafusados nos transferentes 6 implantes (Titamax - Neodent JJGC Ind. e Com. De Materiais Dentários Ltda., Curitiba-PR) com dimensões de 3,75 de diâmetro por 13 mm de altura; após isso, a forma foi preenchida com resina epóxica, a qual após a polimerização foi removida da mesma dando origem ao modelo experimental (fig. 3).



Fig. 3 – Modelo experimental finalizado.

### 4.3 - Confecção do corpo de provas

Sobre o modelo experimental foram parafusados 6 pilares UCLA calcináveis sem dispositivos anti-rotacionais, os quais tiveram suas superfícies externas cilíndricas modificadas com cera para fundição, de maneira a configurá-las como quatro superfícies quadradas (vestibular, lingual, mesial e distal) planas, com dimensões aproximadas de 7 mm de altura por 4 mm de largura, imediatamente após o término da cinta cervical, para possibilitar a colagem dos *strain gauges* (fig. 4).



Fig. 4 – Pilares UCLA modificados.

Para o enceramento da infra-estrutura, a barra protética do sistema Neopronto foi duplicada em resina acrílica Duralay e modificada de maneira a receber extensões distais bilaterais de 20 mm. Como a barra original supracitada possuía apenas 4 perfurações distantes entre si em 10 mm (a partir do centro de cada uma); foram confeccionadas mais duas perfurações sobre as extensões distais, resguardando-se os mesmos critérios de distância e diâmetro apresentados pela barra original. Tal procedimento originou uma barra em forma de ferradura com 6 perfurações equidistantes entre si em 10 mm, com extensões bilaterais em cantilever de 20 mm de extensão, com secção transversal triangular com 92 mm de comprimento, 6 mm e 2 mm de largura da base inferior e superior respectivamente e 5 mm de altura. No centro de cada perfuração, na porção superior da barra a largura ficou determinada em 5 mm.

Desta maneira, a barra foi posicionada e fixada sobre os pilares parafusados sobre o modelo experimental a uma altura de 9 mm da base da cinta cervical (fig. 5). Este procedimento foi controlado com o auxílio de um delineador,



que se prestou para manter o longo eixo de cada pilar UCLA transversal à base inferior da barra e padronizar a altura de cada pilar.

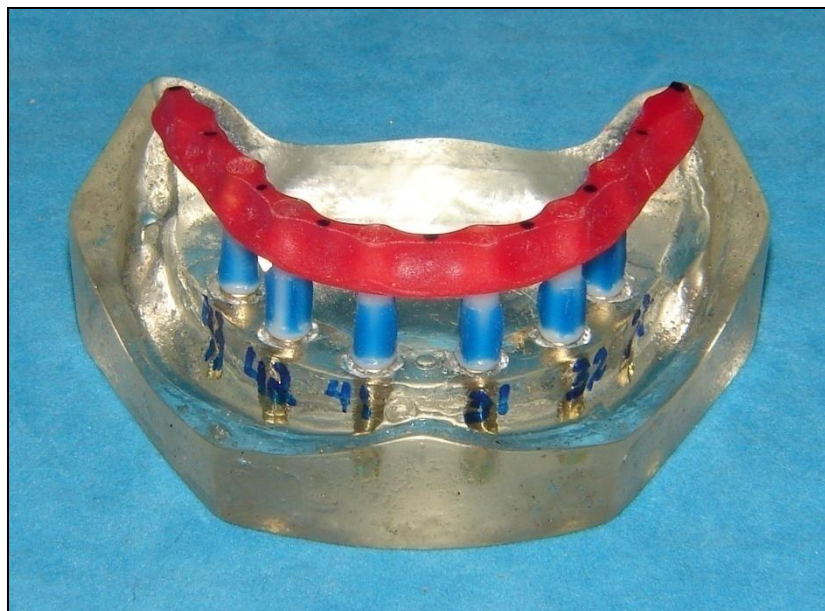


Fig. 5 – Padrão do corpo de provas - barra fixada sobre os pilares.

O padrão do corpo de provas foi desparafusado do modelo experimental e fixado em uma base conformadora de cadinho. Aplicou-se um agente redutor de tensão superficial (Anti-bolhas – Kota, Ind. e Com. – São Paulo - SP), em toda sua superfície e em seguida um anel grande de silicone, foi adaptado à base formadora de cadinho e incluído à vácuo com revestimento aglutinado por fosfatomonoamônico (Heat Shock – Polidental Ind. e Com. Ltda) de acordo com as especificações do fabricante. Após o término do tempo de presa do revestimento, a base conformadora de cadinho e o anel de silicone foram removidos e, o anel levado ao forno (EDG – Mod. Esgcon 1P 7000) até a temperatura de 450°C, onde permaneceu por 60 minutos para desidratação e calcinação do padrão. A temperatura foi elevada à 950°C e o anel mantido no

forno por mais 60 minutos para complementação do ciclo de expansão do revestimento.

A liga metálica utilizada a base de cobalto-cromo (StarLoy C – Degudent, GmbH, Germany – Quadro I) foi colocada no cadinho de uma máquina de fundição por eletro-indução (SAED - Scientific Apparatus Electronic Devices; F. Lli Manfredi, S. Secondo di Pinerolo, Italy) onde procedeu-se o processo de aquecimento da máquina e fundição propriamente dita.

Após o resfriamento do anel em temperatura ambiente, foi realizada a desinclusão e limpeza inicial do corpo de provas com jato abrasivo de óxido de alumínio e esferas de vidro, com partículas de  $100\mu\text{m}$  à pressão de  $60\text{Lb/pol}^2$ . Para remoção de resíduos de revestimento, o corpo de provas foi imerso em solução de ácido hidrófluorídrico a 20% e submetido novamente ao jateamento. Os condutos de alimentação foram seccionados e a superfície inspecionada para possíveis bolhas e falhas (fig. 6).



Fig. 6 – Corpo de provas fundido adaptado ao modelo experimental.

O corpo de provas foi usinado com discos e pedras de óxido de alumínio e polido com borrachas abrasivas (Dedeco International Inc., Long Eddy, NY, 12760, USA). A base superior e inferior da barra; assim como, os pilares foram jateados novamente com partículas de óxido de alumínio de 50µm, para superfície ficar preparada para colagem dos extensômetros (Figs.7 A e B).

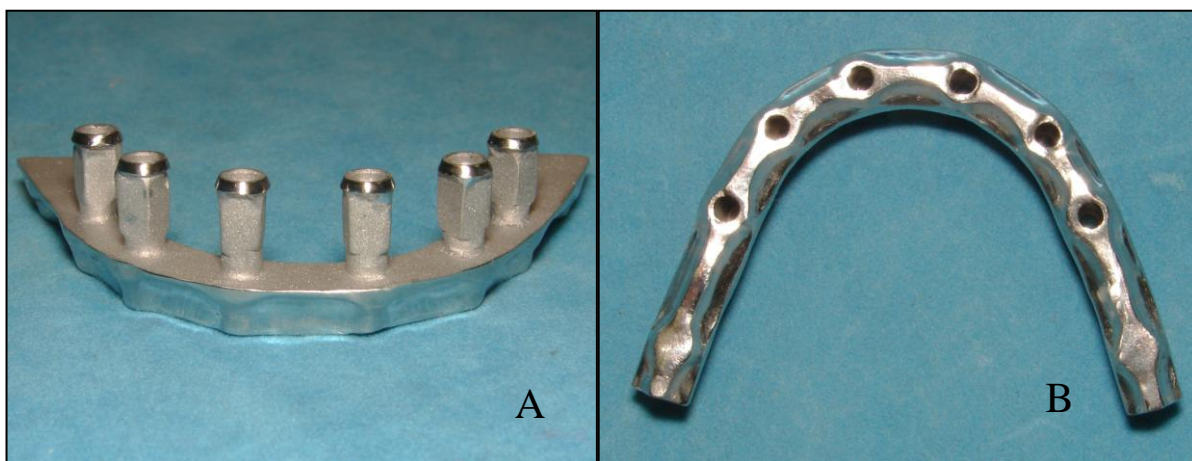


Fig. 7 – Corpo de provas concluído. Em A, vista da base inferior e em B, vista superior.

#### 4.4 - Colagem dos extensômetros

Os extensômetros (SG) são pequenas resistências elétricas, que à mínima deformação sofrida, alteram a sua resistência. Esta variação elétrica é enviada a um sistema aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, possibilitando seu registro em um microcomputador e a leitura da deformação sofrida nos intermediários e na infra-estrutura. Estes pequenos sensores possuem a capacidade de se sensibilizar, com grande precisão, a qualquer deformação gerada no corpo à qual estão aderidos, quando submetidos à ação de uma força gerada por solicitação mecânica externa (fig. 8).

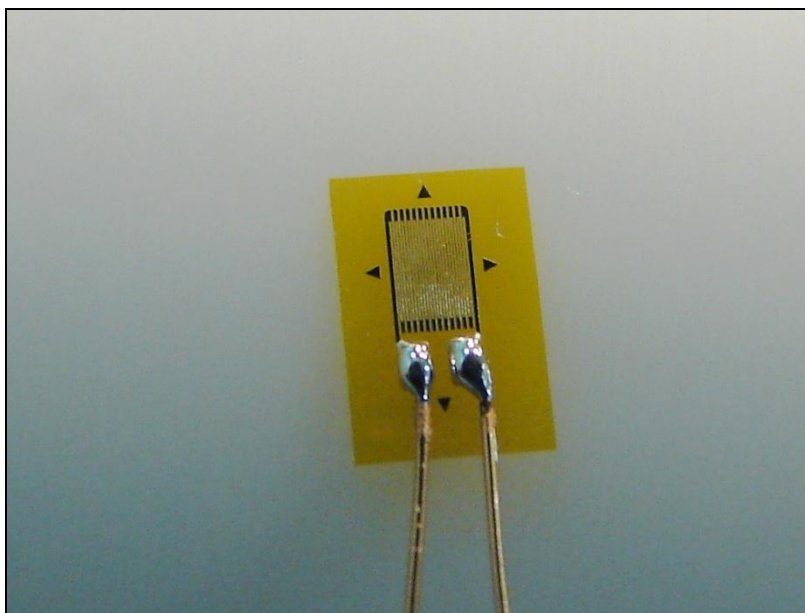


Fig. 8 – Extensômetro utilizado (Excel – mod. PA-06-060BG-350L)

Para a colagem dos extensômetros propriamente dita, inicialmente foi realizada a fixação da fita adesiva incolor FK1 (Excel Sensores Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP) nas 4 faces planas de cada pilar e na parte inferior da infra-estrutura correspondente ao cantilever, bilateralmente para isolar e não deixar contaminar a face que não estivesse sendo colado o extensômetro.

Após isto, foi feita a remoção da fita adesiva da face vestibular de cada pilar, utilizando-se um cotonete imerso em álcool isopropílico como solução de limpeza e secando-se com lenço de papel absorvente. Tal procedimento prestou-se a remover quaisquer resíduos que pudessem interferir no processo de fixação dos SG, o que poderia interferir na produção dos sinais de deformação.

Com uma cola a base de ester de cianoacrilato (Superbonder, Loctite-Henkel Ltda) 6 extensômetros (EXCEL – mod. PA-06-060BG-350L) com dimensões de 5X2 mm, foram fixados verticalmente um de cada vez nas faces vestibulares de cada pilar, sendo as outras faces mantidas isoladas com a fita adesiva (fig. 9).

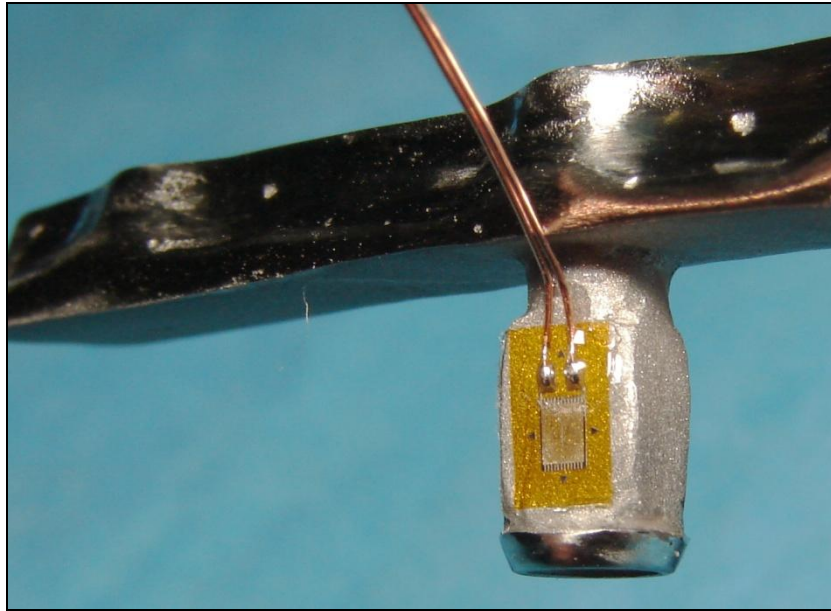


Fig. 9 – Extensômetro colado na face vestibular do pilar.

Em seguida, os seis extensômetros linguais foram fixados da mesma maneira, sendo que, uma película de teflon comprimida por meio de uma almofada de silicone e mantida em posição por uma pinça, foi utilizada para manter os extensômetros em posição durante o período de polimerização da cola. Após a polimerização da cola, foram fixados horizontalmente os extensômetros nas faces proximais de cada pilar, seguindo a mesma técnica descrita anteriormente (fig. 10).

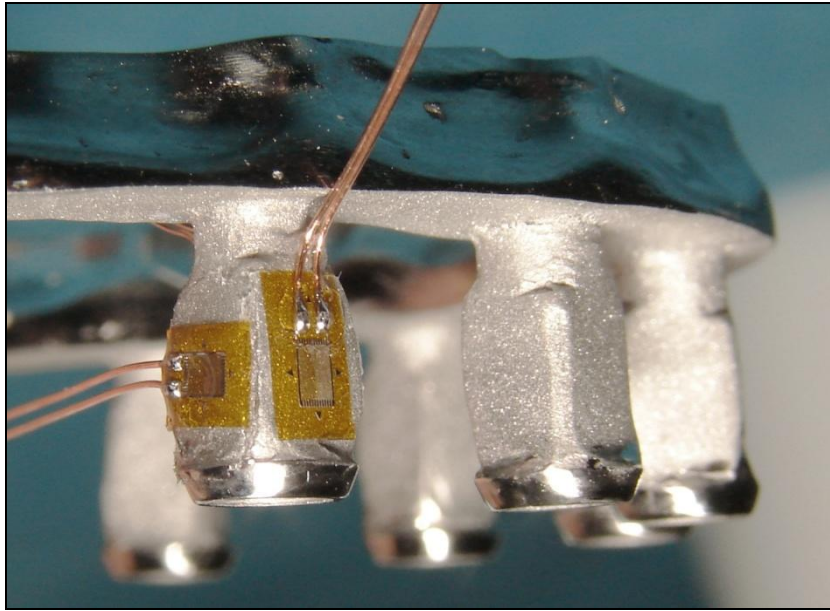


Fig. 10 – Extensômetro colado na face proximal do pilar

Finalmente foram fixados mais 2 extensômetros na base inferior da infra-estrutura na região do *cantilever*, a uma distância de 7mm do pilar distal, bilateralmente. Foram fixados um total de 26 extensômetros. Segundo as recomendações do fabricante foi necessário aguardar uma hora após a colagem para que os ensaios mecânicos pudessem ser executados.

Os quatros SG fixados a cada pilar foram ligados entre si, na configuração “Ponte Completa” de Wheatstone. Esta configuração é indicada quando a solicitação da coluna é por compressão ou tração devido ao seu baixo índice de deformação e sinal correspondente (fig. 11).

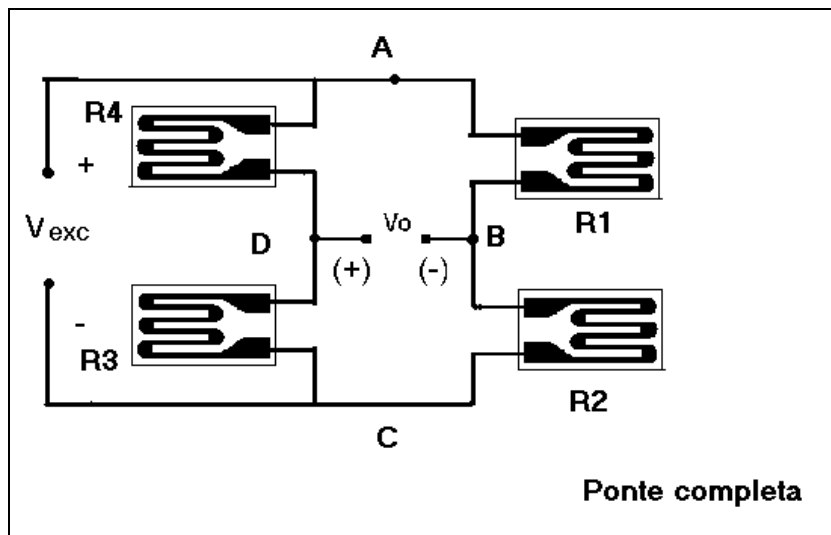


Fig. 11 – Ilustração esquemática da “Ponte Completa” de Wheatstone.

Já o SG fixado no cantilever, foi ligado em configuração “1/4 de ponte” de Wheatstone. Esta configuração é indicada quando a solicitação for feita por flexão devido ao seu alto índice de deformação e sinal correspondente (fig. 12).

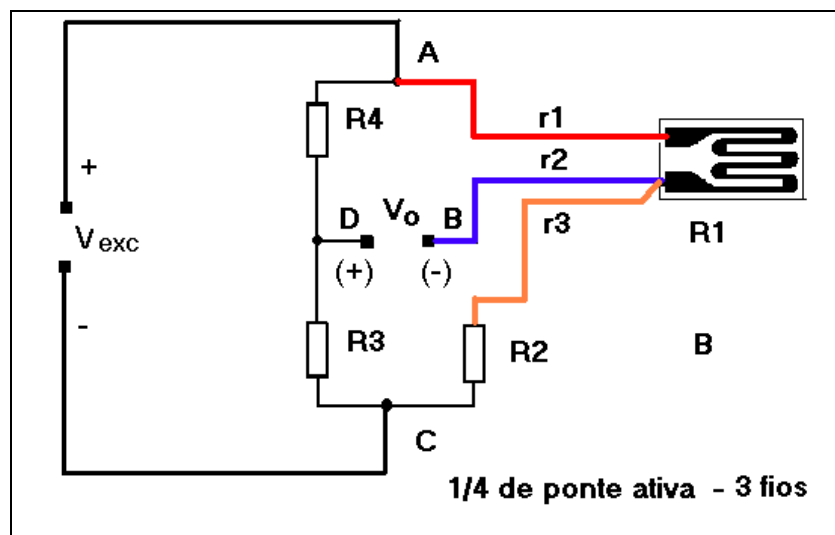


Fig.12 – Ilustração esquemática de “1/4 de Ponte” de Wheatstone.

## 4.5 - Fixação do corpo de provas

O corpo de provas com os *extensômetros* colados, foi posicionado sobre o modelo experimental e parafusado com parafusos de titânio, inicialmente com força digital no sentido horário seguindo a seguinte ordem de aperto: parafusos referentes aos implantes 2, 4, 3, 1, 5, 6, respectivamente (fig. 13). A força digital foi aplicada até a percepção de resistência (Jemt, 1991). A seguir foi empregado um torque de 20N/cm e em seqüência um de 32N/cm com um torquímetro manual (Neodent JJGC Ind. e Com. De Materiais Dentários Ltda, Curitiba-PR), seguindo-se a mesma ordem descrita anteriormente.



Fig. 13 – Sequência de aperto dos parafusos.



Os fios de cobre recobertos com verniz e com a extremidade estanhada provenientes dos SG foram soldados com solda de estanho em um terminal colável de ligação tipo T-50. Estes, em seqüência, foram soldados à cabos flexíveis blindados com dimensões aproximadas de 4x26 mm, AWG com isolamento em PVC, correspondente a cada um dos componentes instrumentados, os quais foram conectados às entradas de um sistema de aquisição de dados (ADS 2000-IP-LYNX, BR). Os ensaios mecânicos com cargas compressivas de 150N/cm foram realizados em uma máquina de ensaio universal MTS (Material Testing System - MTS System Corporation, Minneapolis-Minnesota-55424-Model 490.05C).

Para que o modelo experimental pudesse ser posicionado na Máquina Universal de Ensaio MTS, houve a necessidade de confeccionarmos uma base de madeira de 15 cm de comprimento, por 10 cm de largura e 5 cm de espessura para permitir a movimentação do modelo em todas as direções, no plano horizontal, e uma base inclinada em 45°; de modo a determinar com precisão o posicionamento da ponta ativa da célula de carga (fig. 14).

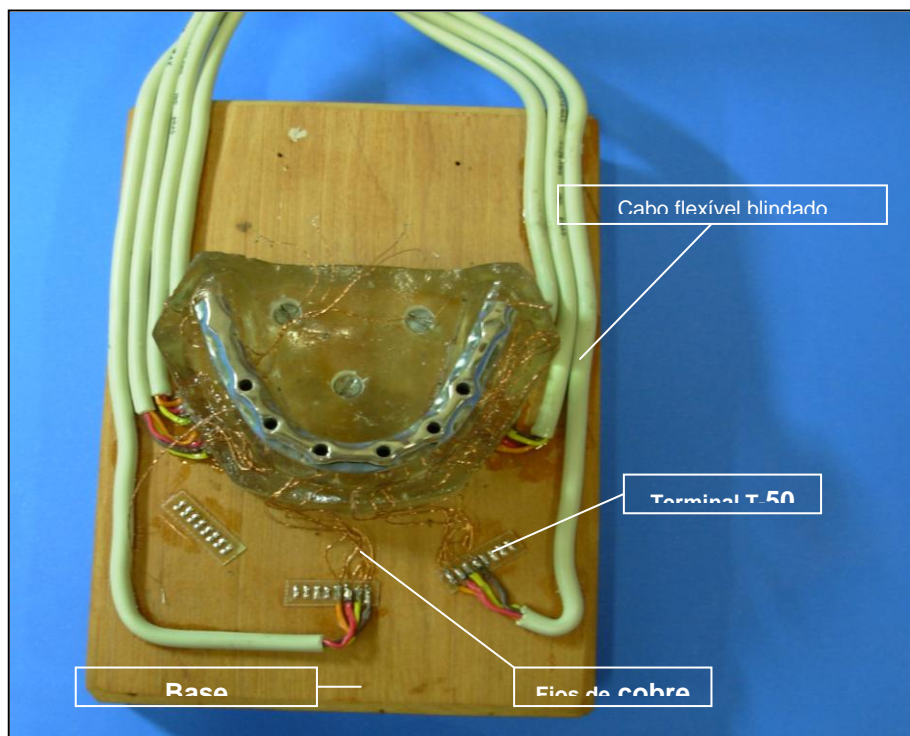


Fig. 14 – Corpo de prova e modelo experimental fixados na plataforma de madeira, com os cabos de conexão soldados.

#### 4.6 - Ensaio mecânico

Os cabos flexíveis foram ligados a um sistema de aquisição de dados (ADS 2000-IP- Lynx – BR/AI., 2160-Lynx), o qual estava conectado a um notebook convencional (Accer - Travel Mate 4222WLMi); permitindo a visualização dos dados obtidos e simultânea armazenagem dos mesmos, para posterior geração gráfica (figs. 15 e 16).



Fig. 15 – Modelo experimental fixado na célula de carga da máquina de ensaios MTS com 20° de inclinação.

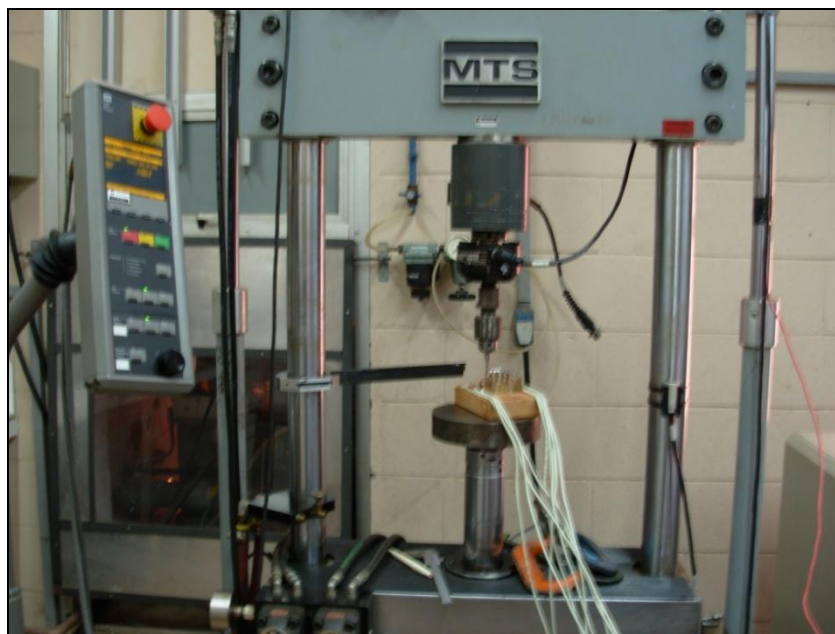


Fig. 16 – Conexão do corpo de prova e modelo experimental ao sistema de aquisição de dados e notebook.

Cada conjunto de pilar protético (quatro extensômetros) correspondentes a um canal do sistema de aquisição de dados; assim como, o cantilever (um extensômetro), na seguinte ordem (fig.17):

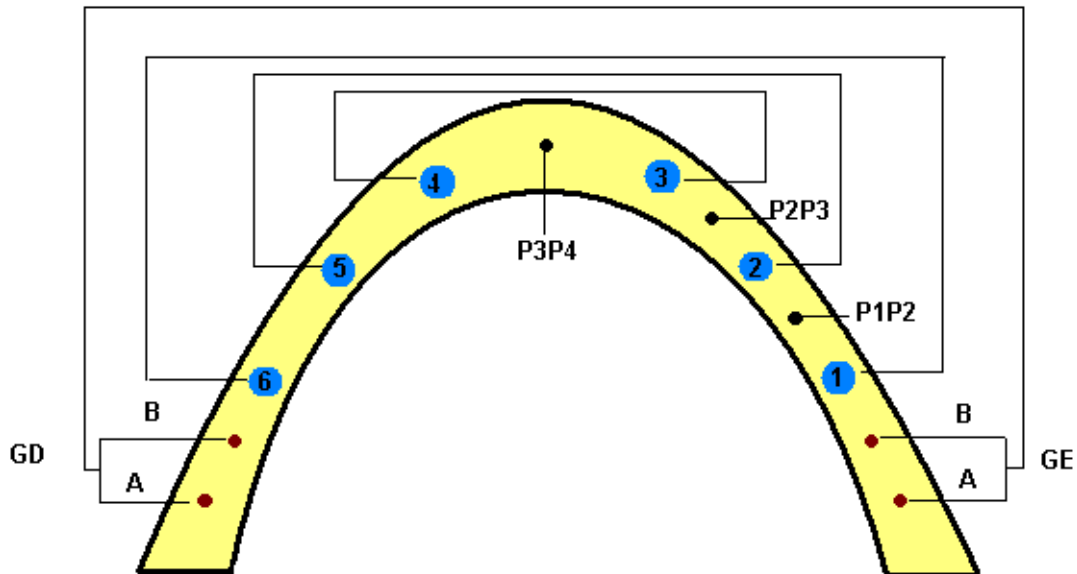


Fig.17 – Desenho esquemático da composição do sistema de canais de aquisição de dados (C – canal).

Os ensaios foram realizados em duas etapas distintas. Na primeira fase (Calibração/igualização) foram aplicados a carga de 150N/cm a cada pilar devidamente isolados da influencia dos outros pilares através da inserção de uma arruela espaçadora na base do pilar (fig. 18). Desta forma, foi possível equalizar a sensibilidade de cada pilar de forma que seus resultados podem ser comparados quando da realização dos testes da segunda fase (aplicação de cargas verticais de 150 N/cm individuais em cada pilar). Nesta segunda fase a infra-estrutura com os componentes foi apertada manualmente até encontrar resistência e depois os parafusos quadrados de titânio ajustados com torquímetro Neodent na seguinte ordem: 2, 4, 3, 1, 5 e 6; com torque progressivo de 10N/cm, 20N/cm e 32N/cm. O

modelo mestre foi fixado na mesa MTS com dois grampos e realizada a aplicação de carga de 150 N/cm nos pontos pré-determinados na infra-estrutura de forma individual e seqüencial.

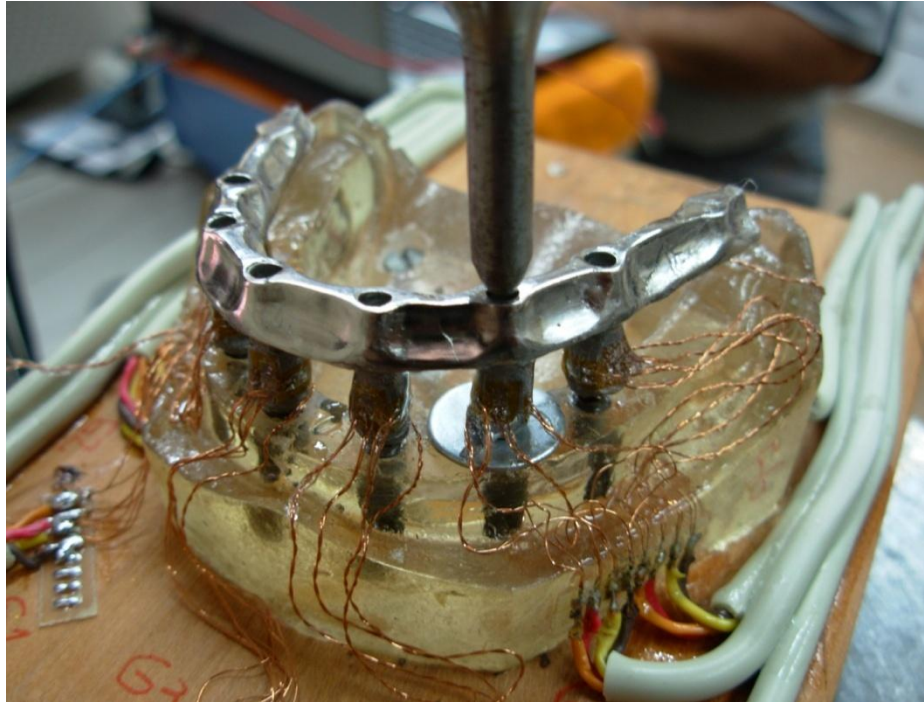


Figura 18 – Teste com arruela/Calculo de Equalização

Uma ponta de aço com forma de “ponta de lápis” foi fixada à célula de carga com capacidade de 100 kgf, na qual foi aplicada uma força de 150N/cm (15,3 kgf) pontualmente, com velocidade de carregamento de 15 N/s, levando 10 segundos para atingir a carga máxima de 150 N. As cargas foram aplicadas individualmente da esquerda para direita, ou seja, primeiramente no ponto A da extremidade livre esquerda (15 mm do componente P1), em seguida no ponto B (7.5 mm do componente P1), e assim seqüencialmente nos pontos intermediários P1-P:2, P2-P3 e P3-P4. Posicionado, na metade da distância entre os pilares (5mm).

## **4.7 - Forma de análise dos resultados**

Os resultados obtidos foram agrupados em tabelas. Quanto á análise estatística, em função das características do estudo, optou-se por uma comparação gráfica entre os dados obtidos; visto que, ao aplicarmos a carga máxima em um determinado ponto, obtivemos um único valor em cada um dos locais avaliados, impossibilitando o cálculo de uma média.

Para efeito de registro, foram considerados somente os valores de deformação obtidos com o pico máximo da carga aplicada



## 5.1 - Carga aplicada no ponto A (extremo livre)

Neste gráfico, registramos os valores das forças máximas observadas nos pontos GE, P1, P2, P3, P4, P5, P6 e GD, quando aplicada a carga axial máxima de compressão no ponto A. Observa-se que independentemente da inclinação da carga, GE registrou uma deformação negativa (flexão); já para o ponto GD, a carga axial (A) provocou deformação positiva (alavanca) e a oblíqua (A20) negativa. No ponto P1, registrou-se deformação por compressão. P2 e P4 comportaram-se com deformação negativa quando submetidos à carregamento oblíquo e com deformação positiva com a carga axial. P3 e P5 registraram uma deformação positiva (alavanca) e o ponto P6 registrou uma deformação por deflexão. Os pontos mais distantes do local de aplicação da carga apresentaram os menores valores de deformação (Fig. 20).

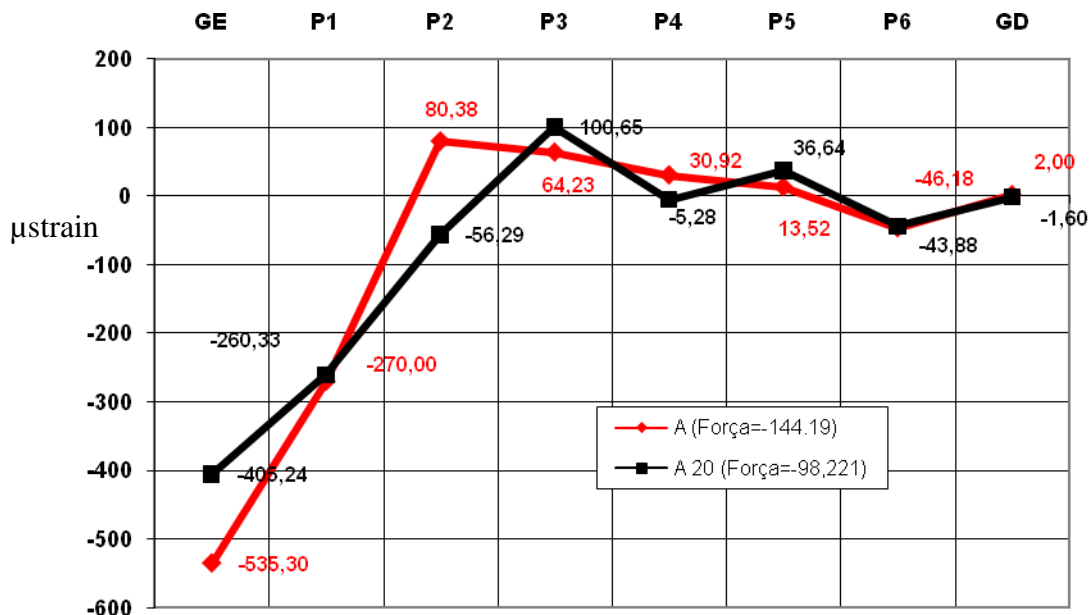


Fig. 20 – Aplicação de carga no ponto A (μstrain)



## 5.2 - Carga aplicada no ponto B (extremo livre)

Os pontos GE, GD, P1 e P6 registraram deformação negativa (flexão). Os pontos P3, P4 e P5, registraram uma deformação positiva (alavanca) e o ponto P2 registrou uma deformação negativa, quando B foi submetido ao carregamento oblíquo e positivo quando o carregamento foi axial (Fig. 21).

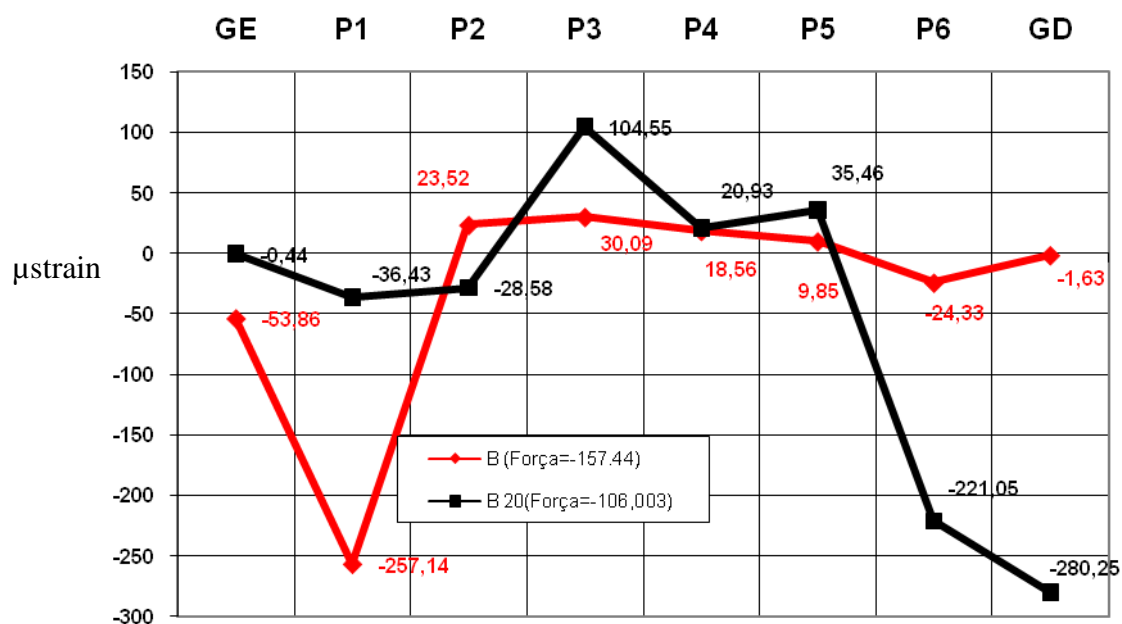


Fig. 21 – Aplicação de carga no ponto B ( $\mu\text{strain}$ ).

## 5.3 - Carga aplicada no ponto P1P2

Nesta situação o ponto P1 foi o que registrou a maior deformação negativa em ambas as situações estudadas; GE e P3 também registraram

deformação negativa. P4, P5, P6 e GD registraram menores valores de deformação, sendo esta positiva e próxima do valor “0”. P2 registrou valores de deformação positiva para o carregamento oblíquo e negativo para o axial (Fig. 22).

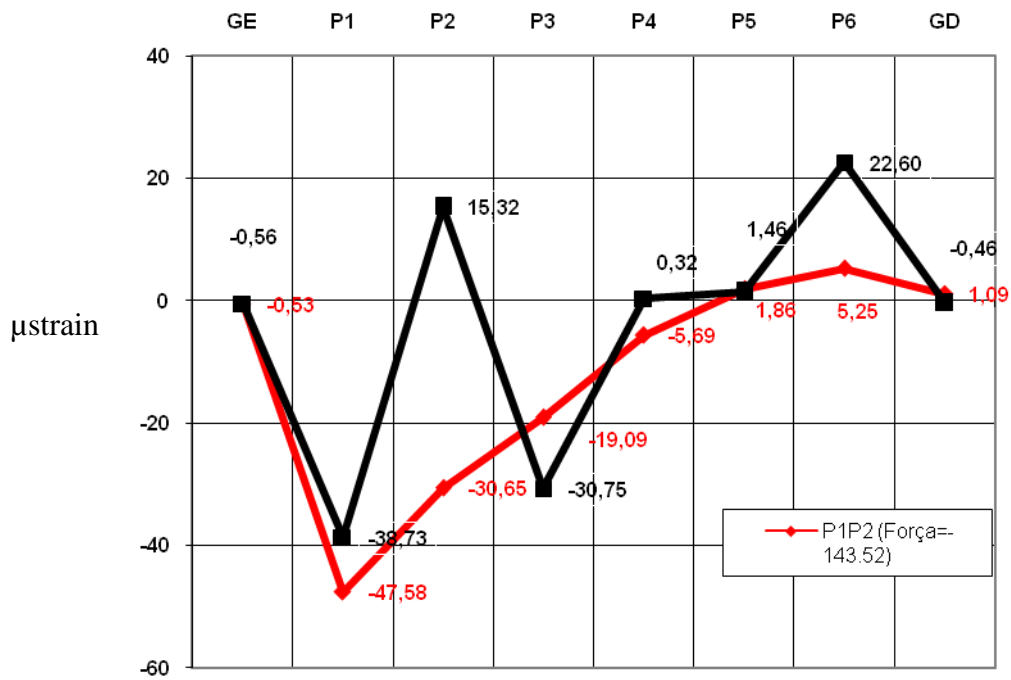


Fig. 22 – Aplicação de carga no ponto P1P2 (μstrain). Preto 20°, vermelho axial.

#### 5.4 - Aplicação de carga no ponto P3P4

Nesta situação registramos deformação negativa nos pontos P3, P4 e P5 independentemente da direção da carga aplicada. GE e GD acusaram deformação negativa quando a carga aplicada foi axial e positiva quando inclinada em 20°. P2 e P6 comportaram-se de forma similar quando submetidos ao

carregamento e, P1 registrou deformação negativa para o carregamento oblíquo e positivo para o axial (Fig. 23).

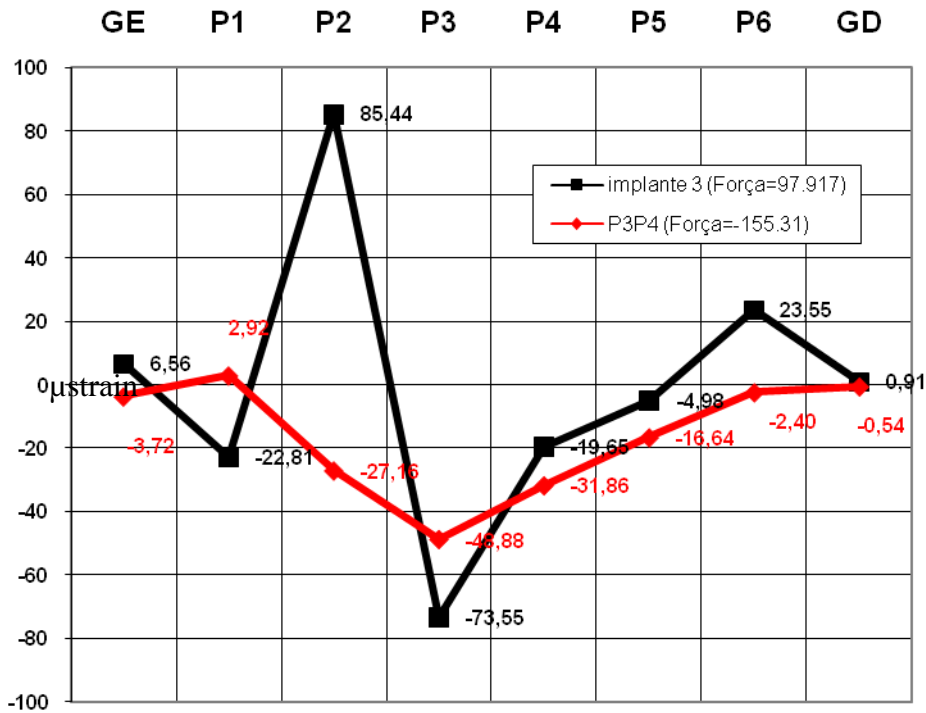


Fig.

23 – Aplicação de carga no ponto P3P4 (μstrain), em Preto 20°, vermelho axial.

## 5.5 - Aplicação de carga no ponto P4P5

Para este ponto de aplicação de carga a curva registrada no gráfico demonstrou que houve um comportamento similar quando o corpo de prova foi submetido ao carregamento oblíquo (20°) e axial. Observa-se que os maiores valores de deformação negativa ocorreram em P3, P4 e P5. A medida em que o

local de registro afastou-se do ponto de aplicação da carga observamos a diminuição destes valores (Fig. 24).

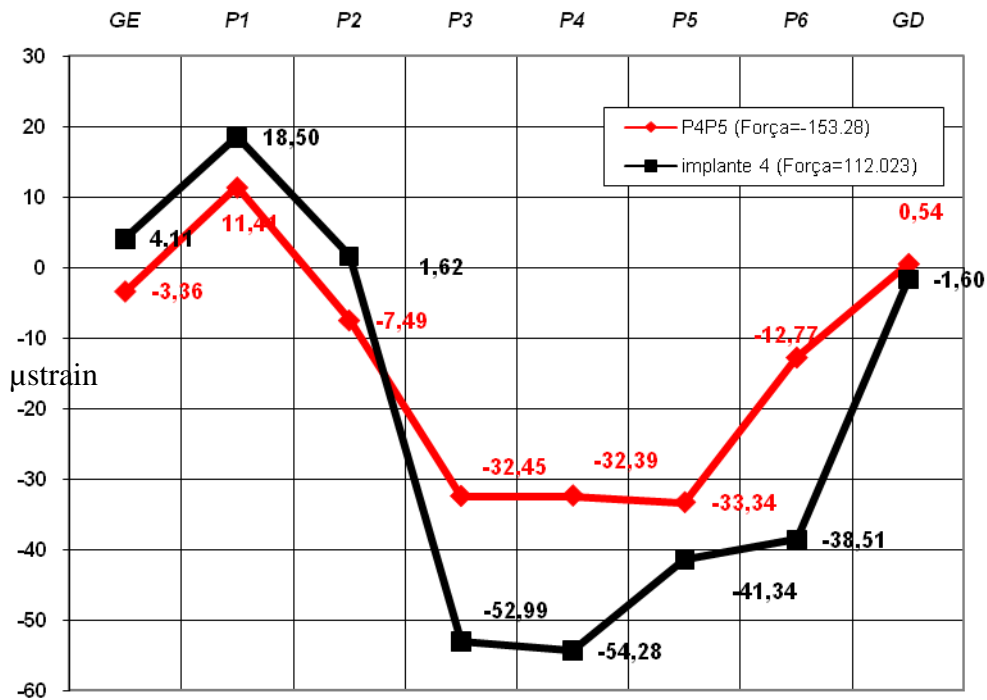


Fig. 24 – Aplicação de carga no ponto P4P5 ( $\mu\text{strain}$ ).

## 5.6 - Aplicação de carga no ponto P5P6

Para esta situação P5, P6 e GD registraram deflexão negativa independentemente da direção da carga aplicada, sendo que P6 registrou maior deformação negativa (compressão). Os pontos GE, P1, P2, P3 e P4 foram solicitados sucessivamente e alternadamente em regime de compressão (negativa) e tração (positiva) da carga dissipada pela estrutura do ponto P5P6 (Fig. 25).

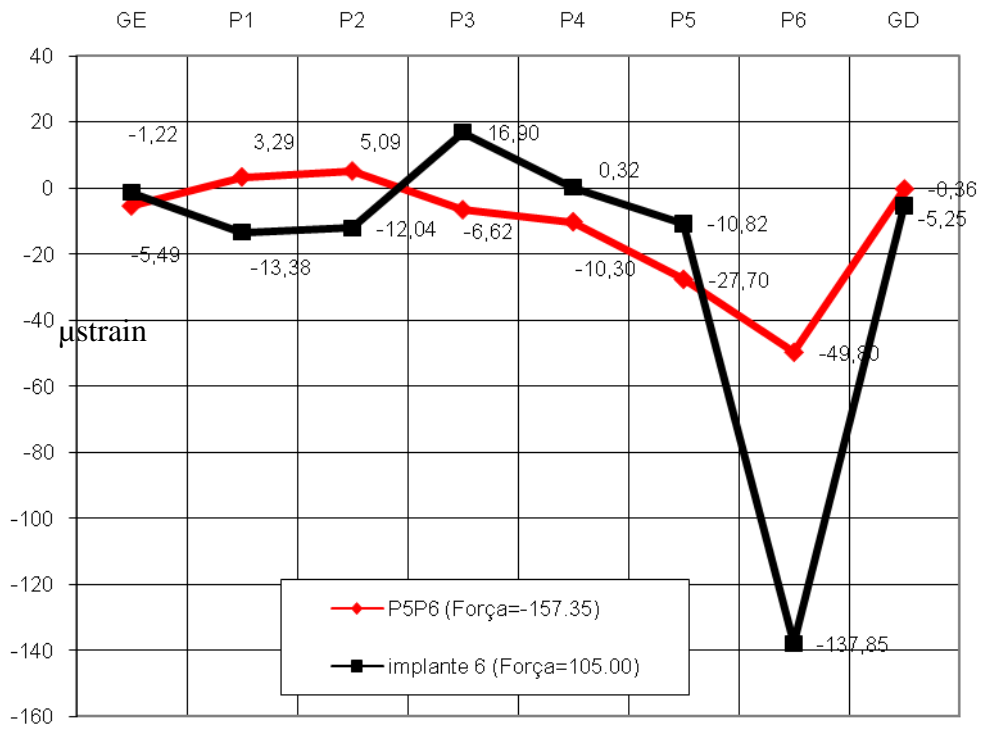


Fig. 25 – Aplicação de carga no ponto P5P6 (µstrain).

## 6 - DISCUSSÃO

Neste estudo procuramos, ainda que de maneira limitada, simular e avaliar o comportamento clínico de pilares protéticos quando submetidos a carregamento e as características de sua deformação estrutural, pois, a distribuição de forças entre as partes de um sistema depende de sua relativa rigidez, da deformação de cada um de seus componentes e, também, de sua configuração geométrica.

A literatura relata que em reabilitações protéticas com próteses implanto-suportadas, existe uma preocupação lícita no que concerne a obtenção de um menor grau de desajuste ou desadaptação entre os pilares protéticos e implantes e entre pilares protéticos e a infra-estrutura metálica, sendo considerados como aceitáveis “gaps” variando entre 25 a 150 $\mu$ m, dependendo do tipo de fixação das próteses, se parafusadas ou cimentadas, como também, para se prover equilíbrio na distribuição das forças incidentes na prótese, é necessário redução nas tensões induzidas sobre seus componentes (Sahim e Cehreli, 2001) e prevenir complicações de ordem biológica e mecânica (Carlson e Carlsson, 1994; Hellden e Dérard, 1995).

Uma falta de flexão do implante significa que qualquer força de tração, compressão ou torção induzida em uma restauração implanto-suportada, quando mal adaptada ou mal equilibrada, certamente poderá ocasionar falha no sistema. Quando estas forças não são corretamente distribuídas, ocorrerão problemas que podem variar desde o afrouxamento do parafuso, até a perda óssea, e conseqüentemente perda da fixação. (Jent e Lekholm, 1998; Sahim e Cehreli, 2001; Karl et al., 2006).

De acordo com as opiniões de Koke et al. (2004), os valores de desajustes, não devem ser vistos isoladamente e sim confrontados com valores de tensão, e que apesar dos métodos de análises de tensões por meio do

método da fotoelasticidade e do elemento finito permitirem a observação de reentrâncias e concentração de tensões em simulações bi ou tridimensionais digitalizadas, estas são limitadas em função da maioria das análises serem conduzidas em modelos experimentais que simulam apenas próteses unitárias e componentes isoladamente (Koke et al., 2004; Cehreli et al., 2005), inviabilizando dessa forma uma avaliação quantitativa da resultante incidente nos componentes protéticos. Uma das técnicas de análise sugeridas é avaliação das tensões em função das deformações elásticas ocorridas na estrutura (Koke et al., 2004) por meio de sensores fixados à superfície dos componentes a serem analisados (extensômetros ou strain gauges). Com estes sensores tem-se conseguido detectar as deformações tridimensionais ocorridas nos componentes protéticos e transformá-las em tensões, permitindo assim uma análise quantitativa tridimensional dos dados (Glantz et al., 1993; Watanabe et al., 2000; Heekman et al., 2004; Naconecy et al., 2004; Karl et al., 2006).

Mesmo para a extensometria, não se tem opiniões concordes sobre a melhor metodologia de avaliação. Alguns autores têm preferido a aplicação de extensômetros em estruturas protéticas (Naconecy et al., 2004; Karl et al., 2006). Outros fazem opção por captar tensões em materiais que simulam o osso humano (Watanabe et al., 2000; Heekman et al., 2004; Cehreli et al., 2005). Porém sabe-se que antes mesmo de causar danos aos tecidos ósseos, as tensões excessivas, causam problemas inicialmente nas peças protéticas, sendo detectada pela fadiga ao parafuso ou mesmo a sua fratura dentro das estruturas protética (Skalak, 1983; Weinberg, 1993; Waskewicz et al., 1994; Schwarz, 2000).

Em nosso estudo, objetivando simular a resiliência óssea e obter uma avaliação mais confiável das deformações elásticas ocorridas nos pilares, optamos por construir um modelo mestre para a fixação do corpo de prova em resina epóxi, evitando assim a rigidez de modelos metálicos para este fim disponíveis no mercado, proporcionando em nossa opinião a obtenção de dados mais confiáveis. Dentro deste raciocínio, optamos pela colagem dos

extensômetros, em todos os 06 pilares, e em suas 04 superfícies, além dos cantilevers bilateralmente, na sua porção inferior, sendo apenas 01 extensômetro em cada lado. Isto está justificado, devido aos pilares protéticos, serem os primeiros afetados pelas forças aplicadas durante o ensaio mecânico.

Outro fator a ser considerado é o tipo de liga metálica utilizada para confecções das infra-estruturas, em nosso trabalho utilizamos ligas à base de CoCr, que de acordo com os trabalhos de Hulterström & Nilsson (1994), Benzing et al. (1995) e Jaques (2000), justificam que as qualidades desta liga, permitem a confecção de cantileveres com maior extensão,. Nossos resultados sugerem que o alto grau de deformação negativa (flexão) observado nos cantileveres, provavelmente ocorreu em função da resiliência da liga metálica utilizada (CoCr); entretanto, observamos também que o grau de flexão do cantilever foi diretamente proporcional à compressão nos pilar adjacente (P1) independentemente da direção do carregamento. De acordo Jaques (2000), em casos de próteses extensas e com cantilever, deve-se observar a distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas nesta estrutura, levando-se em consideração o número, arranjo e resistência dos implantes utilizados, bem como da forma da restauração, pois, nas extensões em cantilever a carga é aumentada na fixação próxima a este. Em nosso estudo, também se observou que, o intermediário localizado mais próximo ao cantilever do lado de aplicação da carga, foi o que registrou a maior deformação específica, independentemente da distância do ponto de aplicação da carga na extremidade livre, formando desta forma um fulcro (eixo imaginário de rotação), sendo considerada uma compressão negativa. Os intermediários mais anteriores registraram deformação positiva, efeito flexional da extremidade livre, semelhantes a um sistema de alavanca (gangorra).

Em nossa opinião, devemos considerar que estas respostas as cargas aplicadas, podem ocasionar a fadiga das estruturas de fixação entre componentes protéticos e implantes, adjacentes ao extremo livre o que poderá levar a fraturas



e/ou afrouxamento de parafusos de fixação e até mesmo mobilidade dos implantes.

Nossos resultados também sugerem que na presença de próteses com extensões em cantilever, os implantes adjacentes comportam-se como o fulcro e, por isso, estão submetidos a uma maior concentração de deformação. Se uma grande quantidade de energia de deformação é absorvida perto do ponto de aplicação de carga (o que prevê alta concentração de estresse ao redor do implante mais próximo), ocorre também uma grande redução de energia transmitida, e conseqüentemente uma baixa concentração de estresse nos demais implantes, principalmente nos implantes mais anteriores e mais distantes.

A análise das forças induzidas nos pontos intermediários às fixações (PIP2, P3P4, P4P5 e P5P6) revelou que os pilares protéticos adjacentes foram solicitados nos maiores valores de deformação negativa (compressão) e, da mesma maneira que as cargas induzidas nas extremidades livres; ocorreu uma redução dos valores de deformação observados nos pontos mais distantes. As diferenças de comportamento observadas em função da direção de aplicação da carga de flexão e tração, provavelmente ocorreram porque as cargas oblíquas induzem esforços de tensão e torção da infra-estrutura sobre ela mesma, causando diferentes solicitações mecânicas.

A disposição dos implantes em curva é preferível ao arranjo linear, por proporcionar um aumento do braço de resistência, amenizando a geração de forças de deformação sobre os implantes (Rangert et al., 1989; Rubo et al., 1999). Presumimos que efeito similar tenha ocorrido em nossa pesquisa, quando a carga aplicada sobre determinada área, causava um alto grau de deformação nos componentes mais próximos, os do lado oposto, agiam como um braço de resistência, causando menor deformação negativa e em alguns casos uma deformação positiva (gangorra). Consideramos também que uma extensão em cantilever exagerada pode promover um desequilíbrio neste sistema de forças, induzindo falhas mecânicas.

Consideramos nosso estudo como um piloto, não sendo permitida a comparação de resultados do nosso experimento com outros estudos similares, devido a escassez de publicações e devido a presença de muitas variáveis, que podem atuar sobre a distribuição de tensões em uma estrutura metálica implanto-suportada. Alguns questionamentos sobre a espessura ideal da infra-estrutura e desenho de corte seccional mais adequado, além da espessura e do módulo de elasticidade dos materiais de fixações, podem alterar ou não os resultados, tais dúvidas permanecem abertas e necessitam de maiores investigações, entretanto, julgamos ter fornecido uma boa base, e estímulo para continuidade dos estudos e para a análise destas variáveis.

## 7 - CONCLUSÃO

Os resultados obtidos permitiram-nos concluir que:

- 7.1 - Nos locais intermediários de aplicação de força, as fixações mais próximas sofreram maior deflexão negativa, e as mais distantes, variaram com menor grau de deflexão negativa e deflexão positiva, sugerindo movimento de gangorra.
- 7.2 - O comportamento do corpo de prova durante a solitação mecânica foi semelhante tanto para as cargas axiais como para as oblíquas ( $20^\circ$ ).
- 7.3 - As cargas induzidas nas regiões de cantilever (extremo livre) resultaram nos maiores valores de deformação negativa.
- 7.4 - O carregamento mecânico transmitiu esforços de deformação tanto para a infra-estrutura (GE e GD), quanto para os pilares.

## REFERÊNCIAS\*

1. Adell R, et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10: 387-416.
2. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J.Prosth Dent.* 1996; 75(3): 285-91.
3. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(2): 188-98.
4. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(1): 90-4.
5. Cehreli MC, Akkocaoglu A, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin oral Implants Res.* 2005; 16: 540-8.
6. Clelland NI. Et al. A photoelastic and strain gauge analysis for angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(5): 541-8.

---

\* De acordo com a norma UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

7. Falk H. et al. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete denture, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989; 4(1): 55-62.
8. Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K et al. On clinical loading of osseointegrated implants. *Clin oral Implants Res*. 1993; 4: 99-105.
9. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. *J Prosthet Dent*. 1991; 66(3): 377-84.
10. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. *Clin oral Implants Res*. 2004; 15(4): 466-73.
11. Hellden LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998; 13(2): 190-6.
12. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructure. *J Prosth Dent*. 1998; 80(2): 169-74.
13. Hultström M; Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses. A 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(4): 449-54.

14. Jacques L. Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru / USP; 2000.
15. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(3): 270-6.
16. Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992; 12(3): 177-83.
17. Kan JYK. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(1): 7-13.
18. Karl M, Taylor T, Wichmann MG, Herckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodontics*. 2006; 15(1): 20-4.
19. Kohavi D. Complications in the tissue integrated prostheses e components: clinical and mechanical evaluation. *J Oral Rehabil*. 1993; 20(4): 413-22.
20. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral rehabilitation*. 2004; 31: 477-82.

21. McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent.* 1993; 70(1): 17-20.
22. Misch CE. *Implante odontológico contemporâneo.* São Paulo: Pancast Editora; 1994.
23. Naconecy MM, Texeira ER, Shinkai RSA, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(2): 192-8.
24. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent.* 1985; 54(3): 410-1.
25. 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; 16(4): 547-56.
26. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989. 4(3): 241-7.
27. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(6): 602-7.

28. Rubin JG, Sabella AA. One-piece castings for fixed bridgework. *J Prosthet Dent.* 1955; 5(6): 843-7.
29. Rubo J. et al. Finite element analysis of stress distribution on dental implants. A study of seven clinical variables. Part II – Stresses on implants abutments and framework [abstract]. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(6): 567.
30. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10(2): 85-90.
31. Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(2): 132-8.
32. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin oral Implants Res.* 2000; 11(suppl): 156-8.
33. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J. Prosthet Dent.* Aug. 1996; 76(2): 165-9.
34. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int. J. Prosthodont.* 1997; 10(1): 19-27.



35. Shackleton J. et al. Prosthodontic complications and problems of fixture supported prosthesis [abstract 89]. J Dent Res. 1992; 71(4): 1113.
36. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983; 49(6): 843-8.
37. Spiekermann H. et al. Biomechanics. In: \_\_\_\_\_. Color atlas of dental medicine implantology. New York: Thieme Medical Publisher. 1995: 81-90.
38. Takahashi T, Gunne J. Fit of implants frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. J Prosthet Dent. 2003; 89(3): 256-60.
39. Van-Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-Dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995; 10(1): 51-7.
40. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994; 9(4): 405-11.
41. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000; 15(2): 209-18.

42. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supporting prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8(1): 19-31.
43. White SN, Caputto AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosth Dent*. 1994; 71(5): 493-9.
44. Zarb GA, Shmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part II: the prosthetic results. *J Prosthet Dent*. 1990. 64(1): 53-61.

## ANEXOS

**Quadro I** – Propriedades físicas e químicas da liga metálica utilizada (dados fornecidos pelo fabricante).

<b>Liga</b>	<b>Lote Nº</b>	<b>Composição Química</b>	<b>Intervalo de Fusão (°C )</b>	<b>Módulo de Elasticidade (GPa)</b>	<b>Peso Específico (g/cm<sup>3</sup>)</b>
Starloy C DeguDent GmbH	510000218	Co - 59.4% Cr - 24.5% W - 10.0% Nb - 2.0% V - 2.0% Si - 1.0% Mo - 1.0% Fe - 1.0%	1270 1370	200	8.8

Tabela 1. Cálculo de Equalização.

Número Ponte	Leitura Ponte ( LP ) @ Força aplicada ( FA )	Força Aplicada ( FA )	Sensibilidade Ponte ( S )	Fator de Equalização ( FE )	Leitura corrigida ( Prova )
N			LP / FA		
	[ uStrain ]	[ N ]	[ uStrain / N ]	LP5 @150N / LPn @150N	LC @ 150N= (Leitura ponte X FE)/2,6
P1	-187,9	-154,5	1,216	1,27911	233,34
P2	-178,3	-149,2	1,195	1,30174	233,34
P3	-152,9	-146,2	1,046	1,48747	233,34
P4	-174,65	-148,18	1,179	1,31986	233,34
P5( Ref )	-223,42	-143,62	1,556	1,00000	233,34
P6	-234,9	-152,69	1,538	1,01119	233,34

Picos máximos registrados: Planilha de cargas: Axiais e em 20°

	GE	P1	P2	P3	P4	P5	P6	GD	Tempo	
	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	s	
	A	P1	P2	P3	P4	P5	P6	B	s	
P1P2 (Força=-98.099)	-0,56	-38,73	15,32	-30,75	0,32	1,46	22,60	-0,46	18,94	Carga 20°
P3P4 (Força=-97.917)	6,56	-22,81	85,44	-73,55	-19,65	-4,98	23,55	0,91	23,54	
P4P5 (Força=-112.023)	4,11	18,50	1,62	-52,99	-54,28	-41,34	-38,51	-1,60	15,33	
P5P6 (Força=-105.00)	-1,22	-13,38	-12,04	16,90	0,32	-10,82	-137,85	-5,25	13,95	
A 20 (Força=-98,221)	-405,24	-260,33	-56,29	100,65	-5,28	36,64	-43,88	-1,60	19,11	
B 20(Força=-106,003)	-0,44	-36,43	-28,58	104,55	20,93	35,46	-221,05	-280,25	20,79	
	GE	P1	P2	P3	P4	P5	P6	GD	t	
P1P2 (Força=-143.52)	-0,53	-47,58	-30,65	-19,09	-5,69	1,86	5,25	1,09	25,10	Carga Axial
P3P4 (Força=-155.31)	-3,72	2,92	-27,16	-48,88	-31,86	-16,64	-2,40	-0,54	14,00	
P4P5 (Força=-153.28)	-3,36	11,41	-7,49	-32,45	-32,39	-33,34	-12,77	0,54	17,00	
P5P6 (Força=-157.35)	-5,49	3,29	5,09	-6,62	-10,30	-27,70	-49,80	-0,36	16,20	
A (Força=-144.19)	-535,30	-270,00	80,38	64,23	30,92	13,52	-46,18	2,00	-180,00	
B (Força=-157.44)	-53,86	-257,14	23,52	30,09	18,56	9,85	-24,33	-1,63	-51,00	