UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

DEVANIR SILVA VIEIRA PRADO
Cirurgião Dentista

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PRÓTESES FIXAS IMPLANTOSSUPORTADAS POR MEIO DA TÉCNICA DE EXTENSOMETRIA ELÉTRICA

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

Piracicaba
2009

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

DEVANIR SILVA VIEIRA PRADO

Cirurgião Dentista

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PRÓTESES FIXAS IMPLANTOSSUPORTADAS POR MEIO DA TÉCNICA DE EXTENSOMETRIA ELÉTRICA

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

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

P882a

Prado, Devanir Silva Vieira.
Avaliação do comportamento mecânico de próteses fixas implantossuportadas por meio da técnica de extensometria elétrica. / Devanir Silva Vieira Prado. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.

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

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

(mg/fop)

Título em Inglês: Evaluation of mechanic behavior of fixed prosthesis implantsupported by means of electric extensometry technic

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

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Wilkens Aurélio Buarque e Silva, Itamar Ferreira, Fernanda Paixão

Data da Defesa: 18-02-2009

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 Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 18 de Fevereiro de 2009, considerou o candidato DEVANIR SILVA VIEIRA PRADO aprovado.

PROF. DR. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA

PROF. DR. ITAMAR FERREIRA

PROFa. DRa. FERNANDA PAIXÃO

Dedico esta dissertação

A DEUS, por estar comigo em todos os momentos e dar a mim um anjo da guarda que além de me proteger, coloca a minha frente pessoas que possam vir a ajudar meu crescimento na trajetória da vida.

A minha dedicação,

AOS MEUS PAIS,
Fernando Vieira Prado e
Maria de Lourdes Pereira Prado
e Irmãos.

Estou feliz de pertencer a esta família maravilhosa, agradecer Deus , por ter amigos como vocês, por ter o pai que tive e mãe que tenho, que sempre com muito amor, dedicação , simplicidade, souberam dar não só a mim como todos nós, o berço moral que desfrutamos com lealdade,honestidade e amizade.

Dedico esta dissertação.

À MINHA ESPOSA, Denise,
E MEUS FILHOS Fernando e Guilherme.

À Denise, minha companheira de todos os momentos e aos meus filhos, sempre compreensivos, posso dizer que sou feliz, por que tenho vocês sempre ao meu lado. Entendendo que o crescimento pessoal na busca da qualidade profissional depende de ter pessoas especiais como vocês, grande de espírito, para incentivar mesmo que à custa de sacrifícios físicos, psicológicos e pessoais. Esta alegria que hora sinto, quero compartilhar com vocês, não deixando de pensar nos momentos ausentes que souberam tão bem compreender. Tudo que enfrentamos juntos, pelo simples fato de ver realizada mais uma conquista profissional, que além da satisfação pessoal, espero servir de exemplo para vocês, meus filhos, para que não deixem de lutar sempre por objetivos maiores com dignidade, com ética e humanismo. Seja uma constante, a busca de um aprimoramento que como simples mortais nunca iremos atingir em sua plenitude.

Obrigado pelo amor e carinho.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva, meu orientador, agradeço a confiança, incentivo e atenção com que me recebeu e conduziu.

...minha eterna gratidão.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP – UNICAMP), na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto e de seu Diretor Associado Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim.

Ao Prof. Dr. Jaks Jorge Júnior, Coordenador dos Cursos de Pós-Graduação FOP-UNICAMP e à Prof. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica FOP-UNICAMP, pela seriedade na condução do Curso.

Ao Prof. Dr. Itamar Ferreira, Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP – Campinas. Pelo exemplo de humildade, grandeza e dignidade, sempre extremamente solícito, pela oportunidade de permitir que pudesse ser realizado este trabalho.

Ao Prof. Dr. Ronaldo Seichi Wada, com reconhecimento de gratidão, colaborando decisivamente na busca de soluções para realização da análise estatística desta pesquisa.

Aos professores do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos, dedicação e privilégio do convívio.

Ao Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva, pelos ensinamentos e privilégio de sua convivência durante o curso.

Aos colegas de mestrado pelo companheirismo, amizade e momentos compartilhados.

Às minhas amigas e colegas de mestrado Lígia Luzia Buarque e Silva e Mônica Vieira de Jesus Cruz, muito obrigado por esta convivência fraterna e amiga. Minha gratidão.

Ao Emílio Carlos Salles, Secretário da Pós-Graduação, pelo privilégio do convívio, por toda sua atenção e paciência.

Ao Engenheiro Eletrônico Dr. Hertezi Lourenço Paulino, STRAINGAGE ltda., pela assistência técnica prestada durante a etapa de execução do trabalho.

Ao técnico José Luis, responsável pelo Laboratório de Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica – Unicamp, meus agradecimentos.

À Edna Dona Scagnolatto Spoladore e Bianca de Souza Sampaio, por toda sua atenção e paciência.

NEODENT – Implante osteointegrável, pelo modo prestativo e eficiente que me atenderam fornecendo os implantes e componentes protéticos utilizados nesta pesquisa.

Domingos Francisco Facioli – Prótese Odontológica S/S Lida- Ribeirão Preto. SP, meus agradecimentos.

RESUMO

Muitas vezes, as tensões são causadas por alterações nas adaptações das estruturas protéticas ao implante, além dos desajustes marginais entre as fixações e as reabilitações protéticas. Este trabalho tem como objetivo, avaliar a distribuição de compressão e tração dos pilares protéticos e infra-estrutura metálica fundida em liga de cobalto-cromo, pela técnica de monobloco, simulando uma prótese fixa implantossuportadas sobre 06 implantes com distância de 10 mm entre implantes e com extremo livre (*cantilever*) bilateral com extensão de 20 mm, colocados através da curvatura da linha oclusal mandibular. Em cada pilar foram colados quatro extensômetros e um em cada *cantilever,* após o apertamento de todos pilares e a infra-estrutura aos implantes, foi submetido a um ensaio mecânico com cargas compressivas verticais de 150 N, analisando quantitativamente os resultados bem precisos através da extensometria. Os resultados foram obtidos usando os maiores valores de carga axial registrados em cada ponto de força aplicado, registrando deformação para infra-estrutura, pilares e os *cantilevers.* Com aplicação de carga nos pontos entre os pilares, foi obtido nos pilares mais próximos a aplicação da carga um maior grau de compressão e nos pilares mais distantes, em menor grau de acordo com a distribuição de carga deformação por compressão e ou/ tração. Com aplicação de carga vertical máxima no *cantilever*, o pilar adjacente foi o mais solicitado por compressão, independente do ponto de aplicação da carga e o último pilar do lado oposto em menor intensidade, também solicitado por compressão, formando um eixo de rotação, no qual os componentes anteriores foram solicitados em regime de tração (alavanca). O carregamento mecânico registrou deformação para a infra-estrutura, pilares e *cantilever*

Palavras-chave: 1-Implantes Dentais 2- Extensometria 3- Compressão e Tração

ABSTRACT

University of Campinas

Avaliação do comportamento mecânico de próteses fixas implantossuportadas por meio da técnica de extensometria elétrica

. Frequently, stresses are caused by changes in adaptations of prosthetic structures to the implant besides marginal disajustment between prosthetic fixing and rehabilitations. This study aims to evaluate the distribution of compression and traction of the prosthetic sustainers and the methalic framework melted in cromocobalt alloy, through the monoblock technic simulating a fixed prosthesis implantsupported on 06 implants at the distance of 10mm between each other and with bilateral cantilever extending to 20mm, placed along the mandibular oclusal line curvature, with the extensometry technic. In each abutment there have been placed four strain guages and one in each cantilever, in configuration “Wheatstone Bridge”, after all components having been fixed to the framework, it was submitted to a mechanic essay with vertical pressing charges of 150Ncm, checking quantitatively the accurate result through extensometry. Results have been obtained by using the greatest values of axial charge registered in each place of applied force,. On nearest pillars to the charge, It has been obtained a greater degree of compression (fulcrum), what corresponds to the amount of oclusal force applied to the equalizing stress force. And, therefore, the most distant pillars will assimilate a negative deformation (compression) or a positive deformation (traction, seesaw), proportional to the lever arm.

Key Words: 1- Dental Implants 2- Extensometry 3- Compression and Strain

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.....1
2 - REVISÃO DA LITERATURA.....5
2.1 - Biomecânica de Próteses Implantossuportadas.....5
2.2 – Padrões Oclusais Propostos na Literatura.....30
3 - PROPOSIÇÃO.....32
4 - MATERIAL E MÉTODOS.....33
4.1 - Confecção do Modelo Experimental.....33
4.2 - Confecção do Corpo-de-Prova.....35
4.3 - Colagem dos Extensômetros-SG..... 39
4.4 - Fixação do Corpo-de-Prova..... 43
4.5 – Ensaio Mecânico.....45
4.6 – Análise dos Resultados.....49
5 - RESULTADOS.
5.1 - Carga Aplicada no ponto A..... 50
5.2 - Carga Aplicada no ponto B.....51
5.3 - Carga Aplicada no ponto P1P2.....52
5.4 - Carga Aplicada no ponto P2P3.....53
5.5 - Carga Aplicada no ponto P3P4.....54
5.6 - Carga Aplicada no ponto P4P5.....55
5.7 – Carga Aplicada no ponto P5P6.....56
6 - DISCUSSÃO.....57
7 - CONCLUSÃO.....64
8 – REFERÊNCIAS.....65
9 - ANEXO.....75

1. INTRODUÇÃO

O sucesso dos implantes ósseo integrados é dependente de vários fatores: qualidade e quantidade do tecido ósseo em que estão ancorados, tipo e qualidade dos materiais utilizados em sua confecção, técnicas cirúrgicas e protéticas adequadas e fundamentalmente, do planejamento protético, que possibilita distribuição equilibrada das forças funcionais as quais o sistema estará sujeito.

A reabilitação bucal por meio de próteses implantossuportadas passou por grandes evoluções desde a consolidação do conceito de osseointegração (Brånemark, 1983), o que gerou diversas possibilidades para a resolução de situações clínicas; entretanto, muitas lacunas e questionamentos surgiram referentes a melhor forma de obter sucesso com previsibilidade. Entre estas lacunas, o comportamento biomecânico talvez seja um dos mais influentes. Em qualquer estrutura sujeita as cargas mastigatórias, podem ocorrer situações que produzirão sobrecargas e complicações subseqüentes.

O êxito clínico das próteses implantossuportadas é determinado pela maneira como a tensão mecânica é transferida do implante ao tecido ósseo, sem gerar forças laterais de grande magnitude, o que poderia colocar em risco a longevidade do implante e da própria prótese. Neste sentido, a distribuição geométrica dos implantes assim, como o equilíbrio oclusal da prótese e as características estruturais das infra-estruturas das próteses assumem vital importância (Skalak, 1983).

De acordo com Parker, em 1993, diversos autores direcionaram seus estudos objetivando a obtenção de um desenho otimizado dos implantes e dos pilares protéticos, assim como a interação com a interface osso-implante; entretanto, muito pouco vem sendo estudado a respeito da influência das cargas funcionais no sucesso das próteses implantossuportadas.

As forças mastigatórias desequilibradas podem aumentar a magnitude das cargas laterais e intensificar tensões mecânicas. As tensões oriundas das forças que agem sobre os implantes são chamadas de vetores, sendo forças oclusais tridimensionais. Os implantes são projetados para receber carga na direção de seu longo eixo, sendo que um direcionamento inadequado destas pode diminuir à sobrevida da prótese implantossuportada. A carga angulada aumenta a quantidade de tensão e desenvolve um componente de cisalhamento que pode acarretar comprometimento do nível ósseo (Misch & Bidez, 2000). As cargas concentradas entre pilares e as em "*cantilever*" desencadeiam comportamentos mecânicos distintos da estrutura da prótese e consequentemente dos implantes e tecido ósseo.

Venturelli (1966), Krekmanov (2000) e Vasconcelos (2002) enfatizaram a necessidade do direcionamento das cargas funcionais no sentido do longo eixo dos implantes, salientando a possibilidade de comprometimento do nível ósseo quando ocorrer resultantes anguladas. Afirmaram que apesar de alguns autores preconizarem a colocação de implantes com inclinações de até 35 graus para as fixações distais, consideraram-na como prerrogativa aparentemente incompatível com o sucesso a longo prazo dos implantes..

As forças funcionais e parafuncionais que ocorrem durante a mastigação resultam em respostas complexas dos tecidos orais, que variam em função da magnitude, direção e sentido das cargas propriamente ditas; assim como, das características da estrutura protética. A determinação das tensões resultantes deve ser acompanhada por análise adequada que propicie informações das características dos tecidos e materiais envolvidos (Hoshaw *et al.*, 1994).

A análise biomecânica constitui-se em um aspecto fundamental para o sucesso deste tipo de prótese. As resultantes das forças mastigatórias podem determinar o sucesso ou o fracasso de qualquer trabalho protético; da mesma forma, o desenho e a configuração das estruturas protéticas poderão influenciar

no direcionamento adequado destas resultantes. Os componentes protéticos estão sujeitos a padrões complexos de combinação de forças horizontais, verticais e oblíquas. Os vetores de força que são direcionados axialmente ao implante são de natureza compressiva; já os com direcionamento horizontal ou oblíquo, poderão resultar em deslocamento lateral e na formação de forças de torção na estrutura da prótese, constituindo-se pontos de alavanca ou em forças tencionais e de torque, que quando excessivas podem causar falha na estrutura da prótese e na integração osso-implante (Reuiard J *et al*, 2002).

Diante destes aspectos, diversos métodos para o estudo das tensões geradas e presentes nas próteses implantossuportadas foram introduzidos na literatura odontológica; dentre eles, a extensiometria elétrica (Clelland *et a*l. 1993; Wang & Hobkirk, 1996; Clelland & Van Putten, 1997; Watanabe *et al*., 2000), o método de análise por elemento finito (Sertgoz, 1997) e o método de análise fotoelástica (Nooman, 1949; Glickman et al. 1970; Haraldson, 1980; Thayer & Caputo, 1980; Clelland *et al*., 1993; Waskewics *et al*., 1994; Kenney & Richards, 1998; Meirelles, 2003).

A extensometria linear elétrica vem sendo utilizada em engenharia mecânica há muitos anos e constitui-se na análise da deformação de corpos por meio de extensômetro. Os extensômetros são pequenas resistências elétricas, que à mínima deformação sofrida, alteram a resistência criada à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que a percorre e o sinal elétrico captado é enviado a uma placa de aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, possibilitando a leitura em computador, da deformação sofrida nos intermediários. Estes pequenos terminais de extensometria têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação que ocorra em estrutura quando submetida à ação de tensão.

Considerando que apesar dos estudos presentes na literatura, ainda existem muitas dúvidas no que concerne ao desempenho biomecânico de próteses implanto-suportadas, principalmente quando na presença de pônticos

em "*cantilevers"*, julgamos pertinente a realização de um trabalho direcionado a verificar os níveis de deformação dos pilares protéticos e da estrutura metálica de próteses fixas implantossuportadas, por meio de extensometria linear elétrica.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Com o objetivo de facilitar a análise das opiniões dos autores referendados neste capítulo, optamos por dividi-lo em dois subitens: Biomecânica de próteses implantossuportadas e Padrões de equilíbrio oclusal.

2.1 BIOMECÂNICA DE PRÓTESE IMPLANTOSSUPORTADAS

As implicações biomecânicas oriundas da função mastigatória nas infra-estruturas de próteses implantossuportadas e suas conseqüências no desempenho clínico das mesmas, têm se constituído em objetivo de diversas investigações científicas.

Em 1983, Leung et al. ressaltaram a importância da infra-estrutura no desempenho das próteses fixas implantossuportadas, sendo que para isto a infra-estrutura deveria seguir parâmetros de confecção específicos, baseados no protocolo de próteses fixas preconizado por Branemark *et al,.*1983. Os autores sugerem neste estudo a utilização de ligas alternativas na confecção da infra-estrutura, baseados no alto custo das ligas áureas e à necessidade de manter a biocompatibilidade do sistema prótese-implante-tecido ósseo. Foi investigada a obtenção de uma infra-estrutura com liga de paládio-prata, menor custo e fundida diretamente sobre o cilindro de ouro. A avaliação da precisão de adaptação da infra-estrutura, sua capacidade de carga e o custo reduzido reforçaram as vantagens de se empregar tal método.

Com o objetivo de estudar e discutir a transferência das cargas funcionais dos implantes para o tecido ósseo, Skalak (1983), concluiu que a aposição direta de osso sobre a superfície do implante constitui-se em uma condição essencial; e que, a presença de uma camada de tecido conectivo fibroso interposta compromete o prognóstico do sistema. A utilização de implantes com configuração superficial em forma de rosca provê uma conexão mecânica

macroscópica destes com o tecido ósseo, proporcionando níveis elevados de resistência ao cisalhamento e à compressão; por outro lado, um implante com configuração superficial lisa e cilíndrica necessita de uma película adesiva para alcançar um desempenho satisfatório. Segundo o autor, a transmissão e absorção das cargas verticais e laterais aplicadas a uma prótese implantossuportada dependem das características da interface osso-implante, do número e da disposição geométrica dos mesmos e da forma e módulo de elasticidade dos materiais envolvidos na restauração protética. Desta maneira, uma prótese confeccionada com materiais rígidos irá distribuir estas cargas de maneira mais efetiva; enquanto que, os materiais com módulo de elasticidade menor dependerão do nível de inserção óssea da cada implante envolvido; próteses com pônticos em *cantilever* permitem o surgimento de forças de alavanca (classe I), o que aumentará a resultante lateral no implante mais próximo (fulcro), fato este que merece análise crítica referente ao caso clínico, individualmente. Dentro desta perspectiva, a união entre dois implantes por conexões rígidas entre elementos protéticos contíguos ou em forma de pontes, confere ao sistema uma conformação que combinada à inserção óssea dos implantes, provê maiores níveis de resistência quando comparados isoladamente, osso e implante. Entretanto, a utilização de materiais de cobertura oclusal de maior resiliência, como por exemplo, resina acrílica ou compósito podem favorecer a absorção primária das cargas mastigatórias.

Baseados nos estudos de Bolender; Taylor em 1987, utilizando a análise do elemento finito e strain gauges para a verificação de dados, realizaram um experimento onde avaliaram o deslocamento e a distribuição de estresse em uma infra-estrutura de prótese fixa implantossuportada. O número de implantes utilizados como suporte variou entre cinco e dois. A infra-estrutura foi fundida em liga de paládio-prata diretamente sobre os cilindros de ouro e, posteriormente parafusada aos pilares. Uma carga estática vertical de 20 kgf foi aplicada a 10mm para distal do implante terminal e, realizada a análise do elemento finito. Um *strain gauge* foi fixado na superfície superior do braço do *cantilever* da infra-estrutura a

uma distância de 7 mm para distal do pilar terminal e uma carga de 20 kgf foi aplicada a 14 mm do pilar terminal. A análise do elemento finito revelou que a maior deflexão da infra-estrutura ocorreu quando o número de pilares foi alterado de três para dois. A distribuição do estresse foi similar quando se utilizar quatro ou cinco pilares. A mensuração da deflexão através de extensômetro demonstrou que quanto menor a quantidade de pilares utilizados, maior a deflexão do *cantiliver*, chegando a tocar na base do modelo quando utilizados dois pilares. Os autores, fundamentados nesta observação, afirmaram a necessidade de estudos adicionais para determinar os efeitos de impacto e de cargas cíclicas, os quais podem, em longo prazo, gerar danos maiores para o sistema prótese fixa e osso de suporte.

Segundo Rangert, Jemt e Jorneus (1989), a atividade funcional da mastigação induz cargas verticais e oblíquas nas estruturas protéticas e estas cargas são transferidas da prótese para o implante e finalmente para o osso. Diante de uma carga funcional, padrões diferentes de estresse são criados em função da 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 for dirigida ao longo eixo do implante, o estresse gerado será igualmente distribuído através da seção transversal do implante (cabeça) e das roscas de fixação. Isto possibilitará uma capacidade alta de carregamento para o implante e o osso suporte. Entretanto, se a força atuar em direção transversal ou oblíqua 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.

Com o intuito de fornecer subsídios para o estudo dos fatores biomecânicos relacionados às próteses sobre implantes e sua influência nos implantes propriamente ditos, Brunski e Skalak (1990) enumeraram alguns fatores que influenciam na distribuição do estresse resultante das cargas funcionais:

1) a natureza da mastigação: freqüência do ciclo mastigatório, lado preferido da mastigação, movimentos mandibulares e posições estáticas de referência;

2) a natureza da prótese: total ou parcial, implanto ou mucossuportada, número e localização dos implantes e suas angulações;

3) as propriedades biomecânicas das próteses, do implante e do osso: o módulo de elasticidade, a dureza estrutural, a natureza da conexão entre os implante e a prótese (cimentada ou parafusada).

Os autores concluíram que, em uma prótese implanto-suportada, sem a presença de *cantilever*, a força máxima, em qualquer implante, será menor do que a força exercida em dentes naturais. Entretanto, na presença do *cantilever*, a força máxima nos implantes contíguos ao mesmo, poderá ser duas vezes maior.

Rangert; Jemt e Jorneus, (1989), concluíram que o desenho das próteses e a posição dos implantes têm uma influência significativa sobre o estresse gerado no tecido ósseo e nos próprios componentes do sistema de implante-prótese. Os autores discutiram os parâmetros biomecânicos que determinam carga sobre os implantes, sugerindo princípios clínicos a serem seguidos para minimizar tais problemas. Afirmaram que existem dois tipos principais de forças que atuam 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 longo eixo do implante, enquanto que o momento de torção promove estresse sobre o implante, bem como no tecido ósseo. Próteses totais fixas mandibulares, as quais são sustentadas por implantes posicionados na região anterior e possuem *cantilever* na região posterior, apresentam similaridades com um sistema de alavanca tipo 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 tração proporcional ao braço de alavanca. Já os implantes terminais, que funcionam como fulcros 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*; sendo que, a margem de segurança aumentará com o aumento do número de implantes colocados através da curvatura da linha oclusal, seguindo um arranjo curvo e tripóide.

Ainda segundo os autores, o implante isolado constitui um sistema com forças de compensação e um braço de alavanca. A analogia com a alavanca de classe I também aplica-se 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, inicie a separação 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. Momentos de torção são também induzidos por forças transversais e, nesta situação, o braço de alavanca será formado pela distância entre o contato oclusal e a união do intermediário com o implante, pois à junção entre o parafuso de ouro e o parafuso do intermediário formam um conjunto único quando parafusados juntos. O parafuso de ouro é o ponto mais fraco do sistema e podem ocorrer fratura, pois é facilmente reposto. 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, extensão do *cantilever*, se presente e, o esquema oclusal e a posição dos implantes.

Com relação a determinação da extensão do *cantilever*, considerando aspectos mecânicos e biológicos, os autores Rangert; Jemt e Jorneus, 1989 sugeriram a avaliação dos seguintes itens:

1) Qualidade do osso: pode ser o mais importante fator na extensão de um *cantilever* na região posterior de mandíbula, podendo limitar extensões de 15 a 20mm.

2) Distribuição geométrica dos implantes: em arranjos lineares recomenda-se extensões menores.

3) Tipo de arco antagonista e força mastigatória: cada caso deve ser considerado isoladamente e a presença de hábitos parafuncionais deve ser avaliado.

4) 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.

Falk *et a*l., (1989), estudaram o padrão de força oclusal em dentições restauradas com próteses fixas implantossuportadas mandibulares ocluindo contra próteses totais maxilares. Os autores utilizaram extensômetros lineares elétricos para o registro dos contatos oclusais. Os resultados obtidos com oito contatos oclusais distribuídos demonstraram que 70% das forças de fechamento total e forças de mastigação foram dirigidas ao segmento de extremo livre e apenas 30% ao segmento anterior suportado pelos implantes. Em estudos recentes com quatro contatos oclusais somente, foram encontrados índices de 55 e 45%, respectivamente, para as mesmas localizações. Esses resultados indicam que fatores como o desenho oclusal e número e distribuição dos contatos oclusais são de grande importância para a distribuição de força e estresse sobre à prótese fixa implantossuportada. Os autores sugerem que grande número de contatos oclusais não é necessário em casos de próteses fixas implanto-suportadas com extremo livre extenso. Os autores sugerem investigações posteriores a respeito do assunto.

Wolff *et al*. (1990) introduziram o conceito de remodelação óssea induzida por tensão. No entanto, a intensidade e bem como o sentido da tensão,

responsáveis pela reabsorção ou aposição óssea, constituem atualmente um ponto de controvérsia entre os pesquisadores. Na realidade tem-se constatado a existência de um valor crítico de tensão que desencadeia maior reabsorção. Atualmente, admite-se um valor ideal de tensão, em que a reabsorção é igual à aposição óssea. Valores acima ou abaixo desses níveis levam à atrofia óssea. Há uma carga máxima limite, uma vez que valores elevados de tensão provocam grande destruição óssea, a ponto de ser considerada reabsorção patológica.

Williams *et al*. , em 1990, através de um estudo de análise de elemento finito de estrutura bidimensional, verificaram que uma infra-estrutura para prótese fixa implantossuportada em liga de cobalto-cromo, a qual apresenta alto módulo de elasticidade, em substituição às ligas de ouro, possibilita distribuição de estresse mais uniforme ao longo da infra-estrutura, produzindo transmissão de carga mais eficaz e duradoura.

Zarb & Schmitt em 1990 realizaram um estudo longitudinal com o objetivo de verificar a efetividade clínica de implantes osseointegrados. Observaram e registraram os problemas e complicações encontradas desde o inicio da etapa cirúrgica, até a fase de manutenção da reabilitação protética, por um período de tempo de 4 a 9 anos. Com relação a fase reabilitadora, os maiores percentuais de falhas encontradas estavam relacionados a fratura e/ou afrouxamento dos parafusos de ouro. De acordo com os autores tal fato ocorreu em função de sobrecargas oclusais e falta de adaptação passiva da infra-estrutura.

Rieger *et al*., (1990), baseando-se nos trabalhos de Hassler *et al.,* (1977), propôs uma carga ideal de 250 psi a ser transmitida ao osso que envolve os implantes. Regiões com valores abaixo de 200 psi estariam sujeitas à atrofia e acima de 400 psi à reabsorção patológica.

Rieger *et al*., (1990), apoiado nos dados da literatura, avaliaram por meio da análise de elementos finitos, em seis marcas comerciais de implantes, Branemark, Core-Vent, Denar, Miler, Stryker e um novo tipo de sua autoria, a

transmissão de tensões ao osso que circunda os implantes. Os resultados mostraram possíveis áreas de atrofia e reabsorção óssea, que seriam causadas por hipo ou hiperconcentração de tensão na maioria das peças analisadas. O autor comentou uma das vantagens do uso de próteses totais sobre implantes (overdenture). Estas últimas não provocam tensão suficiente ao osso para prevenir a atrofia na região alveolar. Neste trabalho observou-se que os autores consideraram todo o osso que circunda o implante com as propriedades uniformes de osso cortical. Dessa forma, a amplitude das tensões observadas se mostra menor quando comparada com os outros trabalhos

Osier, em 1991, estudando a utilização de pônticos em *cantilever* em próteses implantossuportadas, concluiu que a resultante de força nos implantes mais distais contíguos ao espaço protético é maior do que em qualquer outro segmento da prótese. Observou que este aumento variava de 1,75 a 3,75 vezes em comparação a pônticos sustentados por dois implantes em cada extremidade. Sugeriu que este tipo de pôntico fosse considerado sempre em extensões reduzidas; uma vez que, a mesma é diretamente proporcional ao aumento das cargas compressivas no implante mais distal e aos esforços de tração nos implantes anteriores.

Ainda considerando a extensão dos pônticos em *cantilever* no contexto da biomecânica das próteses implantossuportadas, Watson *et al.,* (1991) sugeriram uma extensão de no máximo 12 a 15 mm, quando da realização de trabalhos protéticos em maxila.

Em 1991, Goll, estudando os aspectos técnicos relacionados a confecção de infra-estruturas metálicas, destacou as fundidas em bloco único. Os procedimentos técnicos executados com precisão e cuidado, respeitando-se as recomendações dos fabricantes, permitiram o controle das etapas laboratoriais e clínicas, resultando na obtenção de infra-estruturas com adaptação precisa. Recomendou a utilização de componentes protéticos pré-fabricados metálicos, ao invés de componentes plásticos calcináveis, uma vez que os primeiros sofrem

menor influência das alterações dimensionais relacionadas à técnica de fundição da cera perdida, proporcionando melhor adaptação aos pilares. Afirmou que os intermediários deveriam ser recobertos com capas de proteção durante o processo de acabamento das infra-estruturas, para evitar o acúmulo de resíduos em sua superfície e indicou, sempre que possível, a fundição da infra-estrutura em peça única para que as propriedades físico-químicas das ligas metálicas sofressem menores alterações. Neste sentido, considerou que após a soldagem de 2 ou mais partes da infra-estrutura, as propriedades físico-químicos da liga metálica podem sofrer alterações, o que influenciaria negativamente o tratamento térmico relacionado a cocção da porcelana odontológica.

Shackleton *et al*., em 1992, avaliaram clinicamente o desempenho biomecânico de próteses fixas totais implantossuportadas mandibulares, em 25 pacientes reabilitados de acordo com o sistema preconizado por Branemark, num período de 10 a 70 meses após a instalação das mesmas. Os registros destes pacientes foram analisados retrospectivamente para permitir a identificação de todos os eventos relacionados ao tratamento instituído. A análise da sobrevida das próteses confeccionadas demonstrou resultados significativamente superiores para próteses com *cantileveres* de extensão menor do que 15 mm. Os autores puderam concluir que mais de 50% dos problemas protéticos observados estavam relacionados as resultantes mecânicas que atuaram sobre a prótese e que, a extensão do *cantilever* deveria ser limitada à 15 mm, para minimizar a ocorrência dos mesmos.

Em 1992, Hobkirk & Pssaros realizaram um estudo clínico para avaliar a influência do material de recobrimento oclusal no pico de intensidade de força mastigatória registrada em cinco indivíduos portadores de próteses fixas implanto-ssuportadas. Utilizaram um transferidor eletrônico de força de três canais acoplado a próteses fixas implantossuportadas com superfícies oclusais confeccionadas em resina acrílica ou em porcelana, com articulação balanceada, e o experimento foi conduzido de maneira a obter-se os registros dos picos das forças mastigatórias com os pacientes mastigando alimentos de diferentes

consistências. Os autores não observaram diferenças estatisticamente significante entre os diferentes tipos de cobertura oclusal para o mesmo paciente; entretanto, os picos de força registrados variaram entre os pacientes e entre os tipos de alimentos utilizados. Concluíram que provavelmente fatores como a velocidade de mastigação e padrão do ciclo mastigatório e, variação de consistência dos alimentos da amostra utilizados podem ter constituído em variáveis que influenciaram os resultados obtidos.

Com o intuito de avaliar o efeito do tipo de material restaurador de próteses fixas implantossuportadas na deformação óssea, Cibirka *et al.* , em 1992, apresentaram um estudo "*in vitro*", no qual utilizaram um implante tipo Branemark numa mandíbula de cadáver humano, posicionado entre a sínfise e forame mentonianos. Com o objetivo de verificar deformação óssea decorrente da aplicação de cargas oclusais, foi fixado na placa óssea cortical da mandíbula um extensômetro linear elétrico. As cargas foram induzidas por uma máquina de ensaio INSTRON sobre superfícies oclusais confeccionadas em ouro, resina acrílica ou porcelana; sendo que, um fragmento de alimento foi interposto entre a superfície oclusal e a ponta ativa da máquina de ensaio. A força aplicada foi captada por meio da deformação do extensômetro e imediatamente após calculado o quociente de absorção de força. Os resultados do ensaio não demonstraram diferenças estatisticamente significantes no quociente de absorção de força entre as os materiais utilizados; entretanto, os autores admitiram que fatores relacionados a natureza da superfície óssea utilizada podem ter influenciado os resultados obtidos.

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

características da osseointegração que não permitem micro movimentos do implante, a distribuição de forças aos implantes 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 pode permitir movimentos de até de 500 micrometros e que a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação de até 100 micrometros, a absorção de forças pelo sistema prótese-implante 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 (10Ncm) para estabelecer a pré-carga nesta interface, de modo a limitar a força de cisalhamento exercida no parafuso de retenção. 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, falta de adaptação passiva pode levar a alta incidência de fadiga no metal e até sua falha. Em prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível. Em prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro e a subseqüente 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 prótese com extensão em *cantilever*.

Em 1993, Kohavi baseado em observações clínicas, enumerou algumas complicações relacionadas aos componentes de próteses fixas implantossuportadas. Relatou que as duas principais razões para estas complicações são a falta de adaptação passiva entre a restauração protética e o intermediário e ocorrência de interferências e contatos oclusais prematuros. A sobrecarga ou o momento de torção exercidos sobre a prótese, ocasionada por este tipo de situação oclusal, pode resultar no afrouxamento ou fratura de um dos componentes da prótese.

Clelland *et al*. , em 1993, associando os métodos de foto elasticidade e extensometria elétrica, avaliaram a influência de intermediários angulados na distribuição do estresse em implantes. Foram utilizados implantes com roscas do Sistema Steri-Oss (3.8 mmx10 mm) incluídos numa resina fotoelástica, sobre os quais eram cimentados intermediários de 0 graus, 15 graus e 20 graus de inclinação, todos com 7 mm de altura, sobre os quais foi aplicada uma carga de 178N coincidente ao longo eixo de cada intermediário. O estresse compressivo quase dobrou no lado implante oposto ao da aplicação da carga à medida que a angulação dos intermediários variava de 0 a 20 graus. Embora fossem registrados aumentos estatisticamente significantes no estresse gerado, em função do aumento da angulação do intermediário; os autores concluíram que em todas as três angulagens de intermediários testadas, ocorreu a produção de forças que aparentemente encontravam-se dentro dos limites de adaptação fisiológica do tecido ósseo.

Os estudos de Charles, em 1993, de reabilitações em arcos edêntulos totais, baseiam-se no uso de múltiplos implantes posicionados em curva ditada pelo osso residual, criando uma alta capacidade para conter tensões transversais, diminuindo o momento de flexão. Enfatizou que a colocação compensatória cirúrgica do implante é um desafio em alguns arcos, mas é biomecanicamente válido para neutralizar a rotação.

Bidez *et al.,* (1993) afirmaram que o comprimento máximo para a extensão de *cantilever* em prótese implantossuportada, realizada no arco maxilar deveria ser de no máximo 10mm, garantindo satisfatório comportamento biomecânico de próteses implantossuportadas.

Diversos autores acreditam que excessivas concentrações de tensão no osso que envolve os implantes causam necrose e, consequentemente, reabsorção desse osso. Por outro lado, baixos níveis de tensão podem resultar em atrofia óssea, similar à perda da crista alveolar, quando se removem os dentes naturais (Hasseler *et al*. ,1977; Rieger *et al*., 1990; Meijeer *et al*., 1993).

Meijee *et al.,* (1993) estudaram pela análise de elementos finitos de um modelo tridimensional da mandíbula, a distribuição das tensões transmitidas ao osso por dois implantes ósseo-integrados fixos na sua porção anterior. Os implantes foram carregados com cargas verticais, horizontais e oblíquas, e foram ainda estudados separadamente ou unidos entre si por uma barra metálica, As maiores tensões observadas sempre ocorreram no osso que envolvia o pescoço do implante. As cargas oblíquas foram as que induziram tensões mais elevadas, ao passo que as cargas verticais resultaram em tensões melhores distribuídas. A união dos implantes pela barra metálica não apresentou alterações significativas quanto às tensões observadas. Por esse motivo, os picos de tensão que surgem no osso devem ser minimizados através do melhor direcionamento das cargas aplicadas aos implantes, ao invés de se tentar unir as fixações ou buscar novas configurações para a supra- estrutura das próteses. Para os autores, a tensão observada no osso ao redor dos implantes, não foi devida apenas à deformação local do osso causada pelo movimento dos implantes, mas também à deflexão da mandíbula decorrente da força muscular.

Misch, em 1994, ressaltou que o sucesso clínico e a longevidade dos implantes estão relacionados a fatores mecânicos, quando estão em função. Desta forma, sugeriu que o estresse mecânico seria 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 insucesso. 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 foi 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 menores exigem a colocação de implantes adicionais para compensar a redução na secção 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-ssuportada 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 implantossuportadas, aumentando assim a longevidade. Em ambos os arcos mandibular e maxilar, próteses implantossuportadas apresentam um bom prognóstico se houver uma boa qualidade óssea, volume ósseo suficiente e ausência de atividade parafuncional.

Em 1994, Lundgren & Laurell sugeriram a utilização de um padrão de equilíbrio oclusal para ser utilizado em próteses dento-suportadas: a) estabilidade bilateral em oclusão cêntrica; b) morfologia oclusal direcionando as resultantes paralelamente ao longo eixo da raíz; c) presença de guia anterior nos movimentos laterais sem prematuridades nos lados de trabalho e balanço. A estabilidade oclusal em próteses implantossuportadas também deve ser bilateral com distribuição anterior e posterior. Para que isso ocorra, passividade no assentamento e precisão de adaptação são pré-requisitos fundamentais, uma vez que, irão promover uma distribuição apropriada do estresse.

Em um estudo para determinar se existe um relacionamento entre o tempo de sobrevida da prótese e o comprimento do *cantiliver*, comparando-se extensões máximas de 15 mm ou menores, Shackleton *et al.,* em 1994 verificaram que as próteses que possuíam *cantilever* menor do que 15mm apresentaram sobrevida maior do que as próteses com cantilever longo, principalmente se realizados na maxila.

Em 1994, Waskewicks; Ostrowski; Parks estudaram por meio de análise fotoelástica, a influência dos níveis de passividade de adaptação na geração de estresse, em próteses fixas implantossuportadas parafusadas. Um modelo confeccionado em resina fotoelástica simulando a curvatura anterior da mandíbula foi construído com 5 implantes Nobelpharma (13.75mm x 10mm), numerados de 1 a 5, no sentido horário. Foram utilizados intermediários convencionais (standard) de 4mm de altura de cinta (Nobelpharma), que receberam um torque de 20Ncm. Sobre esse conjunto, foram posicionados cilindros de ouro de 3mm de altura (Nobelpharma) os quais após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com resina acrílica ativada quimicamente, e procedeu-se ao enceramento da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada desadaptação da peça, evidenciada pela ausência de contato íntimo entre os cilindros de ouro e os intermediários. A infra-estrutura foi parafusada no modelo com um torque de 10Ncm seguindo 3 diferentes seqüências de aperto dos parafusos de ouro: (a) 1,2,3,4,5; (b) 5,4,3,2,1 e (c) 3,2,4,1,5 e após cada uma delas submetida à analise fotoelástica. Após todas as análises serem realizadas, a peça foi seccionada entre cada um dos pilares e indexada para soldagem. A infra-estrutura foi incluída em revestimento e soldada, o que produziu um assentamento passivo da mesma sobre o modelo. A fixação da infra-estrutura sem adaptação passiva produziu uma concentração de estresse ao redor dos implantes, observado através da presença de franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve a produção de estresse nos implantes. A produção do estresse na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas 3 seqüências de aperto testadas, sendo que os implantes 1 e 5, nas extremidades, demonstraram maior concentração de

franjas. A concentração de estresse foi maior no terço médio de cada implante e menor nos terços cervical e apical dos implantes. Os autores recomendaram que se adotasse como rotina a soldagem da infra-estrutura para se obter uma otimização da adaptação.

Estudando ligas metálicas alternativas para fundição de infra-estruturas para próteses fixas implantossuportadas, Hulterström & Nilsson (1994) avaliaram a biocompatibilidade, custo e propriedades físico-químicos de tipos de liga a base de cobalto-cromo, na clínica de Prótese do Serviço Público de Uppsala, Suécia. Confeccionaram 67 próteses fixas sobre 333 implantes do tipo Brånemark. Diferentes técnicas foram utilizadas para elaboração das infra-estruturas das próteses, sendo todas confeccionadas com ligas a base de cobalto-cromo. Não foram observadas reações teciduais adversas, o que comprovou a biocompatibilidade das ligas estudadas. Os autores verificaram que as estruturas confeccionadas exibiram propriedades físico-químicos adequadas e ofereceram vantagens consideráveis como o baixo custo, biocompatibilidade, resistência à corrosão, facilidade de fundição, baixo peso especifico e alta rigidez .

Com o intuito de avaliar a influência do comprimento de cantileveres de próteses fixas implantossuportadas na perda óssea marginal e a conseqüente transmissão de forças para a mandíbula White *et al.,* em 1994, realizaram um estudo fundamentado em análise de foto elasticidade. 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 o 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 5º 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 de 30mm na região dos cantileveres e

15 mm, na região anterior, a partir dos implantes distais, e pontos de aplicação de carga, a cada 5mm. Foram aplicadas cargas de 89 e 134Ncm na região dos cantileveres a 30 e 20mm do implante mais distal respectivamente, bilateralmente. Na região anterior foram aplicadas cargas de 134Ncm nos pontos pré-determinados. Os autores concluíram que independentemente da extensão do cantilever, a maior concentração de estresse concentrou-se na crista alveolar adjacente à superfície distal do implante terminal, no lado de aplicação da carga. Pequena quantidade de estresse também foi verificada na região apical destes implantes. Houve pouca transmissão de estresse do implante terminal para os demais implantes. Os autores concluíram também que 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.

Spiekermann, em 1995, descreveu os principais métodos utilizados na literatura para análise biomecânica de próteses implantossuportadas:

1) 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* por meio de extensometria: proporciona a obtenção de 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 do biológico. Por outro lado, estudos *in vitro* proporcionam 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.

Problemas relacionados à disponibilidade de tecido ósseo para a colocação de implantes têm tornado necessária a utilização de próteses com pônticos em *cantilever*. Em função disso, Van Zyl *et al.,* em 1995, por meio de uma análise tridimensional pelo método do elemento finito, verificaram a distribuição de estresse no tecido ósseo circundante aos implantes, os quais suportavam uma prótese total fixa com pônticos em cantilever bilaterais. Uma força estática vertical de 100N era aplicada ao longo de toda a extensão dos cantileveres, a partir de 7mm do implante terminal, até 25mm, em pontos localizados a cada 2mm. 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 15mm, podem propiciar maior produção de estresse na cortical lingual e, em menor grau, a cortical vestibular, o que poderia colocar em risco a integridade dos implantes.

Kano *et al.,*em 1995, realizaram uma investigação para comparar a adaptação de cilindros de ouro (Nobelpharma Inc., USA) com cilindros plásticos calcináveis (3i Inc., USA), utilizando diferentes ligas metálicas: Pors-On 4 (Degussa); Palliag M (Degussa) e Durabond (Degussa). Concluíram que os

cilindros de plásticos fundidos em Pors-On 4 apresentaram resultados equivalentes aos cilindros de ouro.

Wang & Hobkirk, em 1966, num estudo piloto ‘’in vitro’’ avaliaram a distribuição de carga nas próteses fixas implantossuportadas com infra-estrutura de extremo livre, utilizando extensômetros lineares elétricos. Trabalhando com uma mandíbula artificial os autores avaliaram a influência das variáveis: localização dos implantes, comprimento do extremo livre, distância entre implantes e magnitude de carga; na absorção de esforços pelos implantes. 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 implantes.

Em 1996, Assif *et al.,* por meio de mensuração com extensômetros lineares e análise de foto elasticidade, 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, numerados de 1 a 5 no sentido horário (Nobelpharma). Uma infra-estrutura com extremidades livres bilaterais foi encerada e fundida com uma liga metálica a base de paládio-prata (Palliag 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 sensor foi fixado no intermediário 4. Uma carga estática vertical de 7,.5 Kgf 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 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.

Em 1996, Papavasiliou *et al*., realizaram uma análise tridimensional do estresse gerado na região periférica de implantes dentais em função das cargas mastigatórias aplicadas. Utilizaram a análise do elemento finito tridimensional, levando em consideração alguns pontos como tipos de mandíbulas edêntulas, tipos de material de cobertura, ausência de cortical óssea, componentes, direção de aplicação das cargas e intensidade das mesmas. Os autores observaram que fatores como a ausência da cortical óssea e direção das cargas aplicadas tiveram influência direta no aumento do estresse gerado ao redor do implante, porém o tipo de material de cobertura utilizado no recobrimento destas próteses não influenciou diretamente nos valores de estresse gerado.

Sertgöz & Guvener, em 1996, avaliaram a distribuição de estresse na interface implante/tecido ósseo, através da análise tridimensional do elemento finito, onde foram utilizados três comprimentos diferentes de *cantileveres* (7, 14 e 28mm), e de implantes (7, 15 e 20mm). Foram criados nove modelos de simulação de uma prótese fixa implantossuportada por seis implantes, embutidos em um modelo de osso mandibular (cortical e esponjoso) e com *cantilevers* posteriores bilaterais. Uma força de 75 N foi aplicada perpendicularmente ao longo eixo da infra-estrutura, na porção central e na região correspondente ao elemento mais posterior do *cantilever* e, uma força horizontal de 25 N 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.

No ano seguinte, Sertgöz realizou um estudo para avaliar a melhor combinação de materiais para a construção de próteses implantossuportadas, 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 16mm. Foram avaliados como materiais de recobrimento oclusal a resina acrílica, resina composta, porcelana e liga 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 Ncm, 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 foi aplicada no centro dos implantes terminais, no final dos cantilevers e em quatro pontos distribuídos na região anterior, entre os centros dos implantes mais distais. Os resultados mostraram que o estresse máximo gerado foi bem inferior aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. Por outro lado a utilização de materiais mais resilientes para a confecção da infra-estrutura não alterou significativamente o prognóstico biológico das próteses fixas implantossuportadas, 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 *cantilevers.* 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 foi a infra-estrutura confeccionada em liga de cobalto-cromo, com superfície oclusal em porcelana.

Através de um programa de análise por elemento finito para simular uma mandíbula humana tratada com prótese implantossuportada, Rubo *et al*., em 1999, verificaram a distribuição de estresse gerado entre os implantes. As variáveis incluídas no modelo computadorizado foram: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e dos implantes, extensão do *cantilever*, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e liga usada na confecção da infra-estrutura (paládio-prata ou cobalto-cromo). Uma carga de 100N foi utilizada para simular a força oclusal. Houve 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. Redução no número dos implantes resultou em 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.

Weinberg & Kruger, no ano de 1996, realizaram uma análise do torque em próteses sobre implante, a partir de um desvio vestibular e lingual de implantes em maxila e mandíbula. Para os autores, o posicionamento de implantes alternados acarreta uma compensação de torque criado pela aplicação de forças laterais ao implante. O torque pode ser calculado com várias configurações e orientações, assim a mudança do torque produzida pelo desalinhamento dos implantes pode ser comparada ao torque produzido por um posicionamento de implantes em linha reta. Completa análise de estresse de todos os fatores e variáveis não é possível devido a complexidade da biomecânica de próteses implantossuportada. Quando os dentes ocluirem, uma linha de força é produzida perpendicularmente à inclinação da área de impacto. Quando as cúspides são pronunciadas, a resultante da linha de força é mais inclinada e mais força lateral é produzida. Além disso, a mastigação apresenta componentes verticais e horizontais; desta forma, independente da anatomia da cúspide, forças laterais

são geradas na mastigação. Relação cúspide-fossa é desejável por gerar linhas de força, mais no sentido vertical do que horizontal. Entretanto, quando implantes posteriores maxilares são lingualmente posicionados, deve-se mover a cúspide vestibular lingualmente para reduzir o braço de alavanca. Nesta situação, relação de mordida cruzada é recomendada. Uma inclinação de cúspide de vinte graus foi selecionada para comparação. A força oclusal foi aplicada sobre a cúspide vestibular, a 2 mm da fossa central. O contato vestibular foi usado nos cálculos do estudo ao invés de contatos vestibulares e linguais, pois na realidade, uma oclusão bicúspide raramente apresenta contato lingual em excursões laterais devido a presença de pequenas cúspides. A oclusão no lado de trabalho é mais frequentemente na cúspide vestibular inclinada.Na maioria dos pacientes, a linha de resultante no arco maxilar é vestibularmente ao suporte ósseo e lingualmente ao suporte ósseo da mandíbula. Este relacionamento resulta em mais torque à restauração maxilar e menos à restauração mandibular. O torque no parafuso de ouro, no intermediário de ouro o no implante mandibulares são bem reduzidos em relação aos maxilares. Este torque resultante no arco maxilar pode ser extremamente destrutivo à integridade dos parafusos, implante e osso alveolar. O osso de suporte é afetado por vários fatores, dentre eles,carga vertical aplicada sobre o *cantilever*, carga vertical aplicada sobre um implante, momento de torque produzido devido à inclinação de cúspide, deslocamento lateral. Além disso, a um dado grau de força no arco de fechamento mandibular, os dentes posteriores são submetidos a cargas mais intensas, devido à proximidade com o músculo temporal e masseter. A literatura reporta alto nível de sucesso de implantes em mandíbula quando comparados com a maxila, sendo atribuído a melhor qualidade óssea mandibular. Entretanto, mais ênfase à influencia na distribuição de força, devido a fatores oclusais deve ser dada, devido ao fato que a linha de resultante de força mandibular se encontra lingualmente e próxima aos componentes e osso de suporte, resultando subsequentemente em menos torque.

Tom & Johann, em 1999, realizaram um estudo para avaliar a forma de secção transversal ideal para as infra-estruturas de próteses fixas implanto-

ssuportadas para que estas pudessem suportar o estresse gerado durante função mastigatória. Os autores montaram uma prótese fixa mandibular sobre 5 implantes, com infra-estrutura metálica recoberta por resina acrílica. Foram avaliados seis tipos de secção transversal para as estruturas metálicas, observando o estresse gerado nos pilares durante a aplicação de cargas de torção durante a mordida bilateral posterior. Os autores concluíam que a forma de secção transversal da infra-estrutura das próteses implantossuportadas tem influência significante na distribuição de estresse nos pilares e implantes. E a forma retangular vertical parece ser a forma que menos gera estresse aos pilares e, que a utilização de material com modulo de elasticidade maior não necessariamente leva a um aumento do estresse nos pilares.

Em 2000, Jacques, realizou um trabalho cujo objetivo foi verificar a distribuição de estresse em infra-estruturas de próteses fixas implantossuportadas, por meio de extensômetros, em função de variação do tipo de liga metálica. Foram confeccionados corpos de provas simulando infra-estruturas de próteses fixas mandibulares em liga de paládio-prata e cobalto-cromo com *cantileveres* nas extremidades distais, as quais foram adaptadas sobre um modelo mestre de alumínio. Uma carga vertical de 100Ncm foi aplicada nas extremidades livres a uma distância de 10, 15, e 20 mm para distal a partir 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. Independentemente 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. Os autores sugeriram que o emprego de ligas metálicas mais rígidas, no caso cobalto-cromo, na confecção de infra-estruturas de prótese fixa implantossuportada permite braços em *cantilever* mais extensos.

Sato *et al*., em 2000, avaliaram o efeito biomecânico da alteração de posicionamento vestíbulo-lingual de três implantes de diâmetro regular (10X3,75)

e o posicionamento de um implante largo (10X5,0) no sítio mais posterior, por meio da análise tridimensional do elemento finito. Foram aplicadas cargas oblíquas vestibulares e linguais perpendiculares à inclinação de cúspides, que variaram de 10 a 20 graus. Foram utilizados três posicionamentos para os três implantes: em linha reta; deslocamento vestibular do segundo implante; deslocamento lingual do segundo implante; além da substituição do terceiro implante de diâmetro regular por um de 5 mm posicionado no sítio mais posterior. Os resultados sugeriram que as alterações no posicionamento não influenciaram a intensidade da força de tensão no parafuso de ouro. Entretanto, o posicionamento de um implante mais largo e a diminuição da inclinação de cúspide resultaram no decréscimo da tensão registrada.

OH *et al*., em 2002, afirmaram que a maior quantidade de perda óssea precoce na crista óssea peri-implantar é observada com maior freqüência logo no primeiro ano de função, seguido por uma perda óssea anual de aproximadamente 0,2 mm. Os fatores etiológicos que possivelmente poderiam explicar tal fato incluiriam trauma cirúrgico, sobrecarga oclusal, peri-implantite, *microgaps* existentes entre o implante e o intermediário ao nível ou abaixo da crista alveolar, distância biológica, entre outros. A densidade óssea pode afetar a quantidade de perda óssea.

2.2 PADRÃO DE EQUILÍBRIO OCLUSAL

Haraldson (1977) comparou a força mastigatória entre pacientes com dentes naturais e pacientes portadores de próteses totais implantossuportadas, concluindo que não existem diferenças significantes entre os dois casos. O autor sugeriu que a força mastigatória de pacientes portadores de próteses implantossuportadas seja controlada pelo mecanismo neuromuscular, através dos músculos da mastigação.

Para Lekholm (1983), um equilíbrio oclusal inadequado é o maior responsável pela incidência de cargas e tensões distribuídas de forma heterogenia que podem acarretar perda óssea e mobilidade dos implantes. Para melhor distribuição destas cargas, o autor propôs a utilização do padrão de oclusão balanceado bilateralmente em próteses totais implantossuportadas; pois, desta forma, as forças laterais geradas durante os movimentos excursivos seriam igualmente distribuídas pela infra-estrutura protética e consequentemente para os implantes.

No entanto, para Hobo *et a.,* (1989), a oclusão balanceada não esta indicada para as próteses totais implantossuportadas, pois, segundo eles, durante os movimentos excursivos, os dentes posteriores do lado de trabalho e balanceio, que se contatam, geram grande quantidade de cargas laterais. Estas são prejudiciais aos componentes da prótese e especialmente para a interface osso-implante. Para defenderem seus pontos de vista, os autores acrescentaram que as cargas geradas pelo contato dos dentes posteriores em posição cêntrica são bem suportadas pelos implantes, já que estas são transmitidas verticalmente e simultaneamente aos implantes. Os autores afirmaram que não existiam pesquisas suficientes que justificassem um conceito de oclusão próprio para as próteses implantossuportadas, mas sugeriu os seguintes critérios para as

diferentes situações clínicas, com a finalidade de diminuir as cargas horizontais sobre os implantes:

1) Para próteses totais implantossuportadas, deve-se buscar a proteção mútua para se conseguir a desoclusão posterior;

2) A oclusão balanceada deve ser utilizada apenas em sobredentaduras;

3) Em próteses implantossuportadas na região anterior envolvendo os caninos, está indicada a função de grupo. Desta forma, durante os movimentos horizontais, as cargas laterais serão divididas entre a prótese e os dentes naturais;

4) Em próteses posteriores implantossuportadas, com os dentes anteriores presentes, está indicada a proteção mútua com desoclusão posterior.

Jemt, em 1991 foi concorde às opiniões de Hobo, em 1989, a respeito do padrão oclusal a ser utilizado em próteses totais implantossuportadas. O autor justificou sua posição dizendo que os implantes que suportam estas próteses são muito sobrecarregados pelas cargas laterais geradas pelos contatos dos dentes posteriores, durante os movimentos excursivos da mandíbula. Especificamente exemplificou com a formação do braço de alavanca na região dos cantileveres posteriores, que potencializa as cargas laterais geradas durante a função.

Neste sentido, López em 1993, preconizou a proteção mútua com guia em canino e a relação cêntrica coincidente com a posição de máxima intercuspidação para as próteses totais implantossuportadas. Justificou sua posição pelo fato da guia canina ser a mais fácil de ser ajustada, pois simplesmente eliminam-se em lateralidade todos os contatos que não sejam na região anterior. No caso da oclusão balanceada, pode ser muito difícil diferenciar os contatos que consideramos fisiológicos dos que são verdadeiramente interferências.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo neste trabalho foi avaliar o comportamento mecânico de pilares protéticos e infra-estrutura metálica com extensões em *cantelever* bilateral de 20 mm em prótese fixa implantossuportadas sobre seis implantes, quando submetido à cargas axiais, utilizando o método de extensometria elétrica.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1 - CONFECÇÃO 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.

Uma matriz cirúrgica para protocolo de carga imediata com 4 perfurações (Neodent) foi modificada em torno mecânico para permitir seis perfurações, distantes entre si em 10mm mensurados a partir do centro. Nestas, foram adaptados e fixados com resina 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 (Neodent) foi realizada com amarrilho com fio dental e resina Duralay

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 a 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 silicone industrial (Siqmol-Siquiplás Ind. E Com. De Produtos Para Artesanato Ltda.). Este procedimento prestou-se à obtenção de molde de silicone (Figura.1) a qual serviu para a obtenção do modelo experimental.

Figura 1 – Molde de silicone industrial (Siqmol-Siquiplás)

O modelo experimental foi obtido por meio dos seguintes procedimentos: inicialmente foram parafusados nos transferentes 6 implantes Titamax (Neodent) com dimensões de 3,75 de diâmetro por 13 mm de altura; após isso, o molde foi preenchido com resina epóxica, a qual após a polimerização foi removida do mesmo dando origem ao modelo experimental (Figura 2).

Figura 2 – Modelo experimental finalizado.

4.2 - CONFECÇÃO DO CORPO-DE-PROVA

Sobre o modelo experimental foram parafusados 6 pilares UCLA calcináveis (Neodent) sem dispositivos anti-rotacionais, os quais tiveram 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 7mm de altura por 4 de largura, imediatamente após o término da cinta cervical, para possibilitar a colagem dos extensômetros *(* Figura 3*)*

Figura 3 – Pilares UCLA modificados (Neodent)

Para o enceramento da infra-estrutura, a barra protética do sistema Neopronto (Neodent) com quatro perfurações foi duplicada em resina Duralay e modificada, a qual, originou uma barra com 6 perfurações eqüidistantes entre si em 10mm, com extensões bilaterais em cantilever de 20mm de extensão, com secção transversal triangular com 92mm de comprimento, 6mm e 2mm de largura da base inferior e superior respectivamente e 5mm de altura. No centro de cada perfuração, na porção superior da barra a largura ficou determinada em 5mm.

Desta maneira, a barra foi posicionada e fixada com resina duralay sobre os pilares parafusados nos implantes do modelo experimental a uma altura de 9mm da base da cinta cervical (Figura 4). Este procedimento foi feito 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.

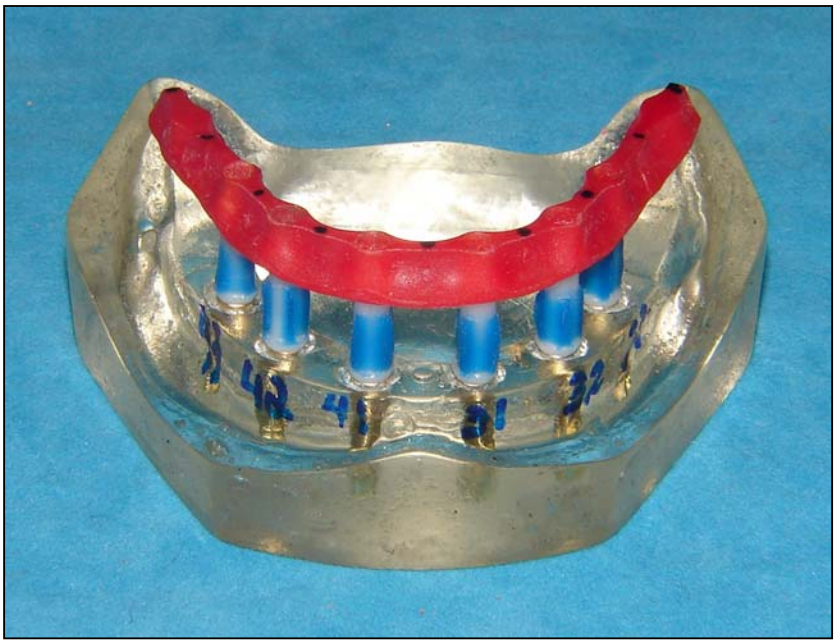


Figura 4 – Padrão do corpo- de- prova / barra fixada sobre os pilares.

O padrão do corpo-de-prova foi desparafusado do modelo experimental e fixado em uma base de cadinho. Aplicou-se agente redutor de tensão superficial (Anti-bolhas – Kota, Ind. e Com. – São Paulo - SP), em toda superfície e em seguida um anel 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 de cadinho e o anel de silicone foram removidos e, o anel levado ao forno (EDG – Mod. Esgcon 1P 7000) em temperatura ambiente até atingir a temperatura de 450ºC, onde permaneceu por 60 minutos para desidratação e calcinação do padrão. A temperatura foi elevada à 950^{o}C e o anel mantido no forno por mais 60 minutos para complementação do ciclo de expansão do revestimento.

A liga metálica utilizada à 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 Elecronic Devices; F. Lli Manfredi, S. Secondo di Pinerolo, Italy) onde procedeu-se o processo de aquecimento da máquina e liquefação da liga.

Após o esfriamento do anel foi realizada a desinclusão e limpeza inicial do corpo-de-prova com jato abrasivo de óxido de alumínio e esferas de vidro, com partículas de 100µm à pressão de 60 Lbl/pol². Para remoção de resíduos de revestimento, o corpo-de-prova foi imerso em solução de ácido hidrofluorídrico a 20% e submetido novamente ao jateamento. Os condutos de alimentação foram seccionados e a superfície inspecionada para verificar possíveis poros e falhas (Figura 5).

Figura 5 – Corpo-de-prova monobloco e parafusado implantes modelo experimental.

O corpo-de-prova 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 inferior da barra; assim como, os pilares foram jateados com partículas de óxido de alumínio de 50µm, para a superfície ficar condicionada para colagem dos extensômetros (Figura 6).

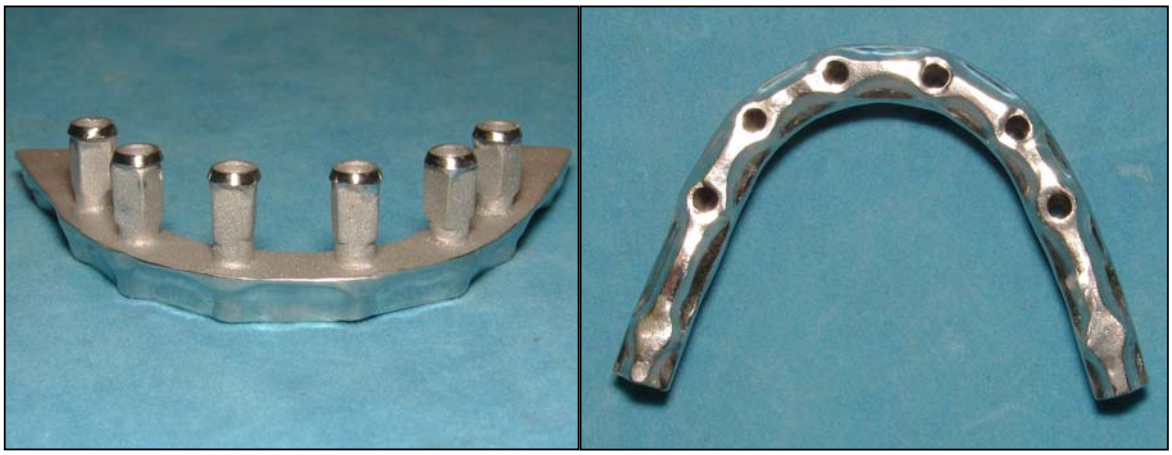


Figura 6 – Corpo-de-prova concluído. Vista lateral e vista superior.

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

Liga	**Lote Nº**	**Composição Química**	**Intervalo de Fusão (ºC)**	**Módulo de Elasticidade (GPa)**	**Peso Específico (g/cm³)**
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

4.3 - COLAGEM DOS EXTENSÔMETROS – SG

Os extensômetros são sensores que possuem a capacidade de se sensibilizar, com grande precisão, a qualquer deformação gerada no corpo à qual estão aderidos, quando submetidos à ação de força gerada por solicitação mecânica externa. A leitura da deformação registrada nos pilares e na infra-estrutura é enviada a um sistema de aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, possibilitando seu registro em microcomputador (Figura 7).

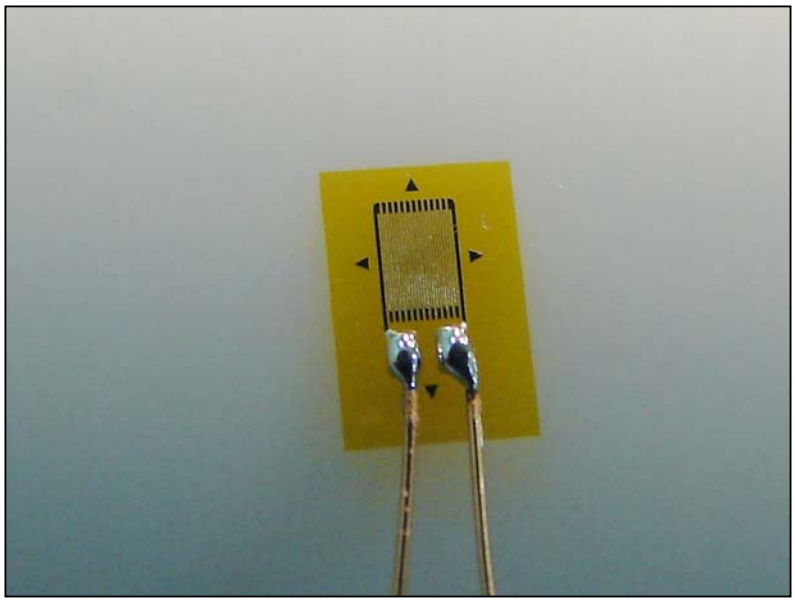


Figura 7 – Extensômetro utilizado (Excel – mod. PA-06-060BG-350L).

Para a colagem propriamente dita dos extesômetros, inicialmente foi realizada a colagem 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 das faces vestibulares de cada pilar, utilizando-se cotonete embebido 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 extensômetros.

Com cola a base de ester de cianoacrilato (Superbonder, Loctite-Henkel Ltda.) 6 extensômetros (EXCEL – mod. PA-06-060BG-350L) com dimensões de 5X2mm, foram fixados verticalmente um de cada vez nas faces vestibulares de cada pilar (Figura 8), sendo as outras faces mantidas isoladas com a fita adesiva.

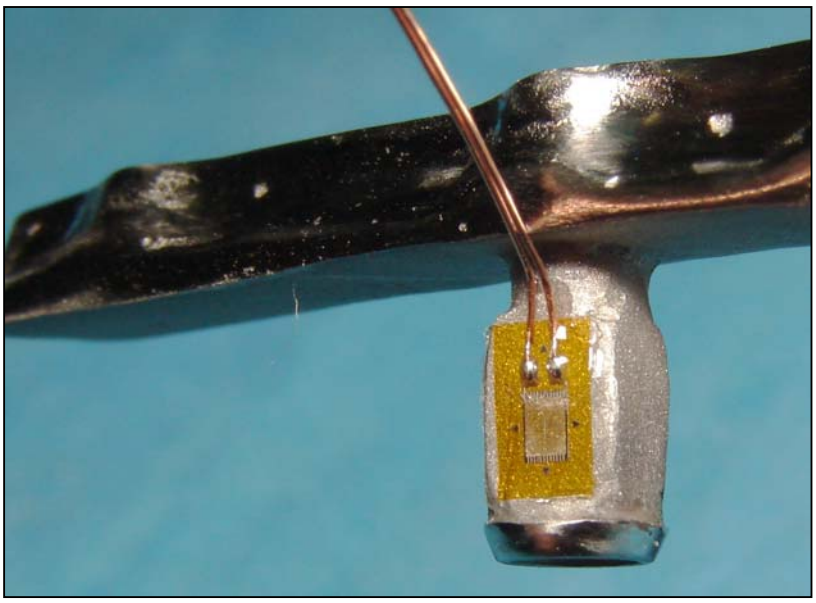


Figura 8 - Extensômetro colado na face vestibular do pilar.

Em seguida, seis extensômetros foram fixados na região correspondente a lingual da mesma maneira, sendo que, uma película de teflon comprimida por meio de 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 (Figura 9).

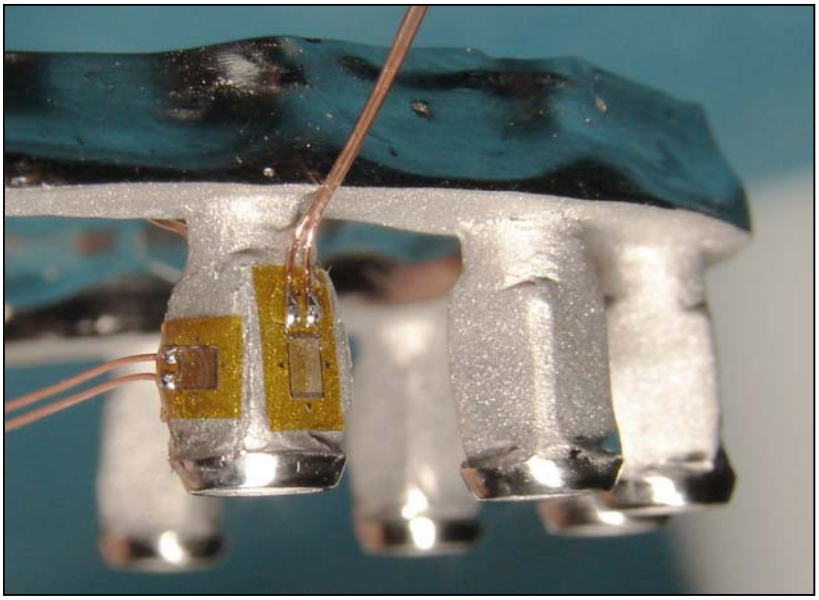


Figura 9 – Extensômetro colado na face proximal do pilar .

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 extensômetros fixados em 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. “Ponte Completa” cancela os efeitos de flexão (extensômetros) em cargas não axiais e só registra carga vertical (Figura 10).

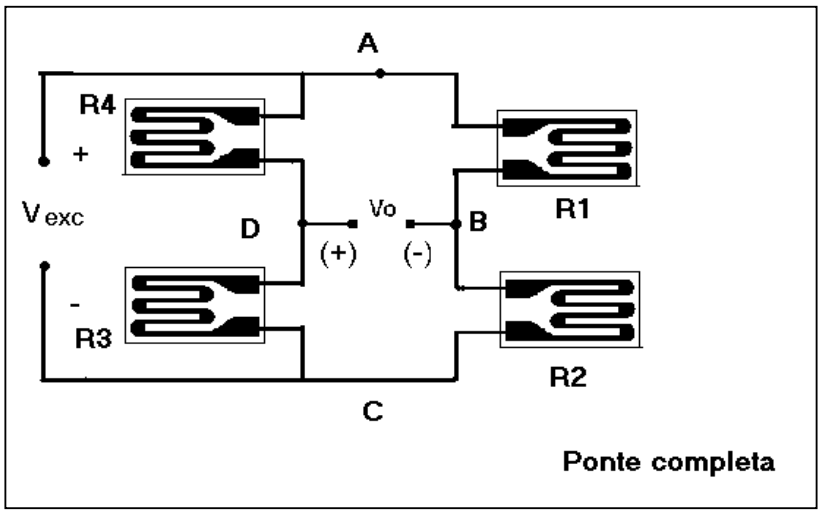


Figura 10 – Ilustração esquemática da "Ponte Completa" de *Wheatstone*.

Já o SG fixado no cantilever, foi ligado em configuração "1/4 de Ponte" de *Wheatstone*. Esta configuração mede flexão pura e tração (mais flexionais), é não compensa efeitos térmicos. Indicada quando a solicitação for feita por flexão devido ao seu alto índice de deformação e sinal correspondente. (Figura 11).

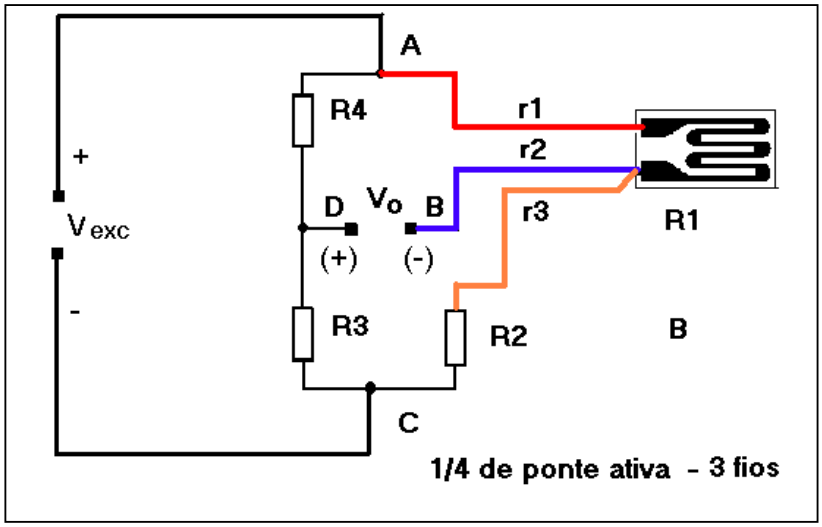
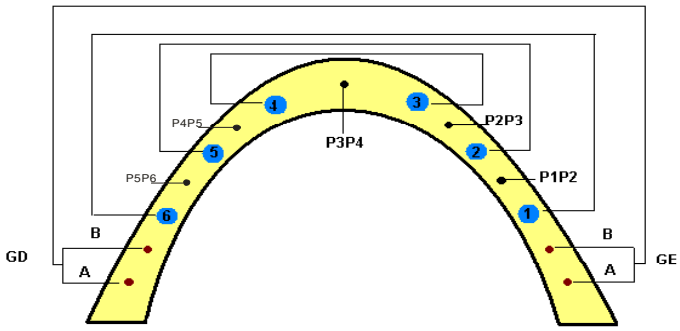


Figura 11 – Ilustração esquemática de "1/4 de Ponte" de *Wheatstone.*

4.4 - FIXAÇÃO DO CORPO-DE-PROVA

O corpo-de-prova 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 pilares 2, 4, 3, 1, 5, 6, respectivamente. A força digital foi aplicada até a percepção de resistência (Jemt, 1991). A seguir foi empregado um torque de 10Ncm e em seqüência 20Ncm com um torquímetro manual (Neodent), seguindo-se a mesma ordem descrita anteriormente (Figura 12).



Sequência de torque dos parafusos
2 - implante
4 - implante
3 - implante
1 - implante
5 - implante
6 - implante

Figura 12 - Seqüência de torque dos parafusos

Os fios de cobre recobertos com verniz e com a extremidade estanhada provenientes dos extensômetros 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 4x26mm, 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 150Ncm foram realizados em 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, foi confeccionada uma base de madeira de 15cm de

comprimento, por 10cm de largura e 5cm de espessura para permitir a movimentação do modelo em todas as direções, no plano horizontal, de modo a determinar com precisão o posicionamento da ponta ativa da célula de carga (Figura 13).

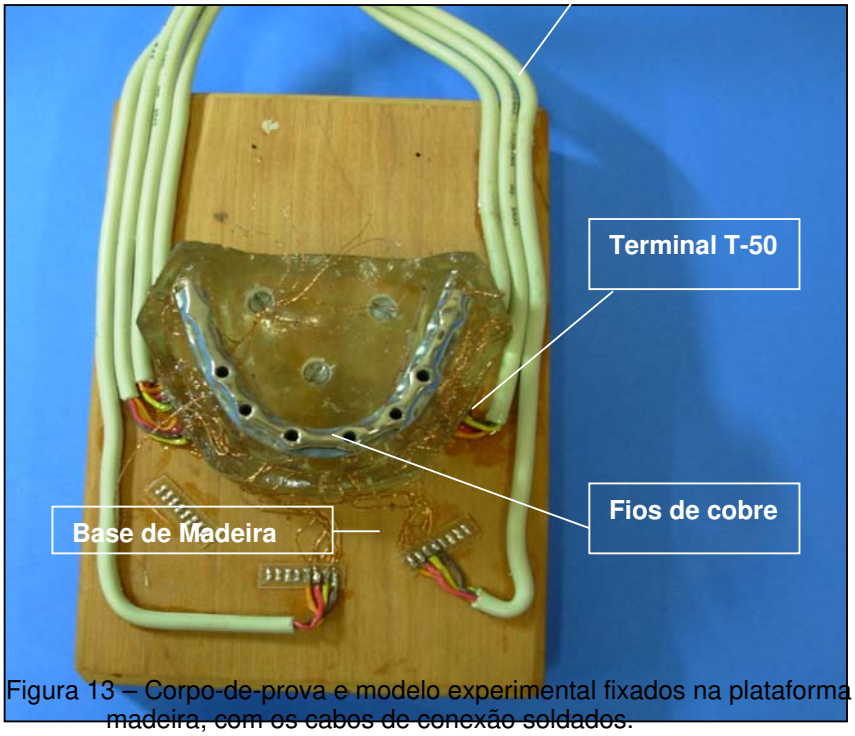


Figura 13 – Corpo-de-prova e modelo experimental fixados na plataforma de madeira, com os cabos de conexão soldados.

4.5 – 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 computador (Accer - Travel Mate 4222WLMi); permitindo a visualização dos dados obtidos e simultânea armazenagem dos mesmos, para posterior geração gráfica (Figuras 14 e15).

Figura 14 – Modelo experimental fixado na célula de carga da Máquina de ensaios MTS.

Figura 15- Conexão do corpo-de-prova e modelo experimental ao sistema de aquisição de dados e note book

Cada conjunto pilar protético (quatro extensômetros) corresponderam a um canal do sistema de aquisição de dados; assim como, o *cantilever* (um extensômetro), na seguinte ordem (figura 16 e 17).

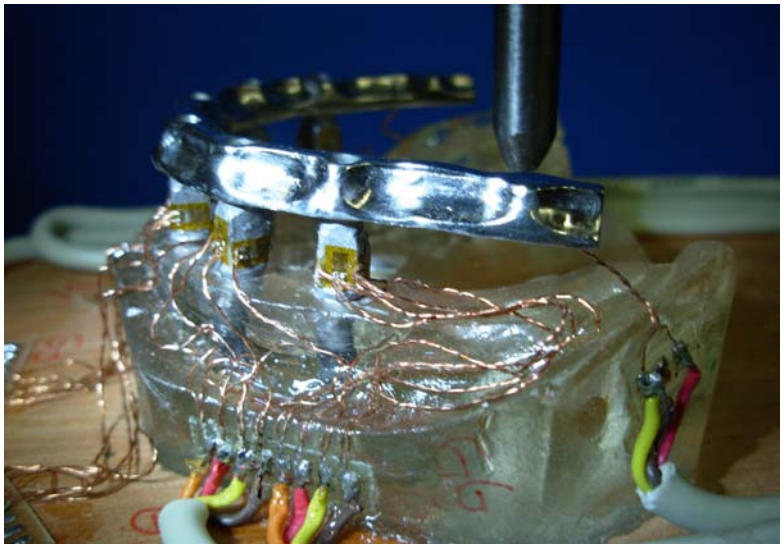


Figura 16 - Conjunto pilar protético (quatro extesômetros), cantilever (um extensômetro)

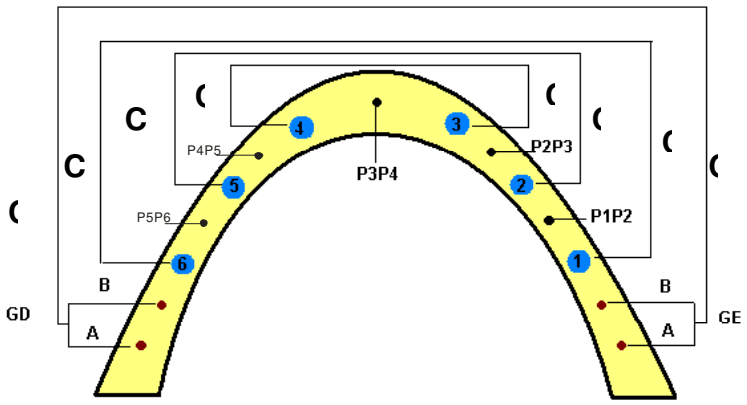


Figura 17 – Desenho esquemático da composição do sistema de canais de aquisição de dados (C – canal).

Os ensaios foram realizados em duas etapas distintas. Na primeira fase (Calibração/equalização) foram aplicados a carga de 150Ncm a cada pilar devidamente isolados da influência dos outros pilares através da inserção de uma arruela espaçadora na base do pilar (Figura 18). Neste experimento, foi possível equalizar a sensibilidade de cada pilar (tabela 1) de forma que seus resultados pudessem ser comparados quando da realização dos testes da segunda fase (aplicação de cargas verticais de 150Ncm individuais em cada pilar).

Figura 18 – Teste com arruela/Cálculo de Equalização

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

Nesta segunda fase a infra-estrutura com os componentes foi novamente apertada na mesma seqüência (2,4,3,1,5 e 6) com torque progressivo de 10Ncm e 20Ncm. O modelo mestre foi fixado na mesa da MTS com dois grampos e feita a aplicação de carga de 150Ncm nos pontos pré–determinados na infra-estrutura de forma individual e seqüencial.

Uma ponta de aço com forma de “ponta de lápis”, foi fixada à célula de carga com capacidade de 100kgf, na qual foi aplicada uma força de 150Ncm (15,3 KGF) pontualmente, com velocidade de carregamento de 15N/s, levando 10 segundos para atingir a carga máxima de 150N. As cargas foram aplicadas individualmente da esquerda para direita, ou seja, primeiramente no ponto A (15mm do componente P1), em seguida no ponto B (7.5mm do componente P1), e assim sequencialmente nos pontos P1-P2, P2-P3, P3-P4, P4P5 e P5-P6 (figura 17). Após aplicação de carga em cada ponto, foi realizado o reaperto parafusos na mesma ordem (2, 4, 3, 1, 5 e 6) com torquímetro.

4.6– ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os resultados obtidos foram agrupados em tabelas. Quanto à análise estatística, em função das características do estudo, optou-se por comparação gráfica entre os dados obtidos; visto que, ao aplicar a carga máxima em um determinado ponto, obtivemos valor único 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.

GE1A									
Tempo	Gage E	Gage D	Ponte 1	Ponte 2	Ponte 3	Ponte 4	Ponte 5	Ponte 6	Força
s	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	N
34,90	535,30	2,00	-270,00	80,38	64,23	30,92	13,52	-46,18	-144,19

GE2B									
Tempo	Gage E	Gage D	Ponte 1	Ponte 2	Ponte 3	Ponte 4	Ponte 5	Ponte 6	Força
s	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	N
28,4	-53,86	-1,63	-257,74	23,52	30,09	18,56	9,85	-24,33	-157

	Força	Gage E	Gage D	Ponte 1	Ponte 2	Ponte 3	Ponte 4	Ponte 5	Ponte 6	Tempo
	N	uStrain (A)	uStrain (B)	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	s
	N	A	B	P1	P2	P3	P4	P5	P6	t
P1P2 (Força=-143,52)	-143,52	-0,53	1,09	-47,58	-30,65	-19,09	-5,69	1,86	5,25	25,1
P2P3 (Força=-149,26)	-149,26	-4,61	-3,45	-26,75	-46,13	-37,4	-13,59	-4,99	1,35	20,5
P3P4 (Força=-155,31)	-155,31	-3,72	-0,54	2,92	-27,16	-48,88	-31,86	-16,64	-2,4	14
P4P5 (Força=-153,28)	-153,28	-3,36	0,54	11,41	-7,49	-32,45	-32,39	-33,34	-12,77	17
P5P6 (Força=-157,35)	-157,35	-5,49	-0,36	3,29	5,09	-6,62	-10,3	-27,7	-49,8	16,2

5. RESULTADOS

5.1 - Carga aplicada no ponto A:

Os valores das forças observadas nos pontos GE, P1, P2, P3, P4, P5, P6 e GD, quando aplicada a carga vertical máxima de compressão no ponto A. Observa-se que GE registrou deformação negativa por flexão, por ser extremo livre e o GD registrou flexão positiva (alavanca). No ponto P1, maior deformação por compressão, o ponto mais próximo do extremo livre. Nos pontos P2, P3, P4 e P5 registraram deformação por tração (alavanca). O ponto P6 registrou deformação por compressão.

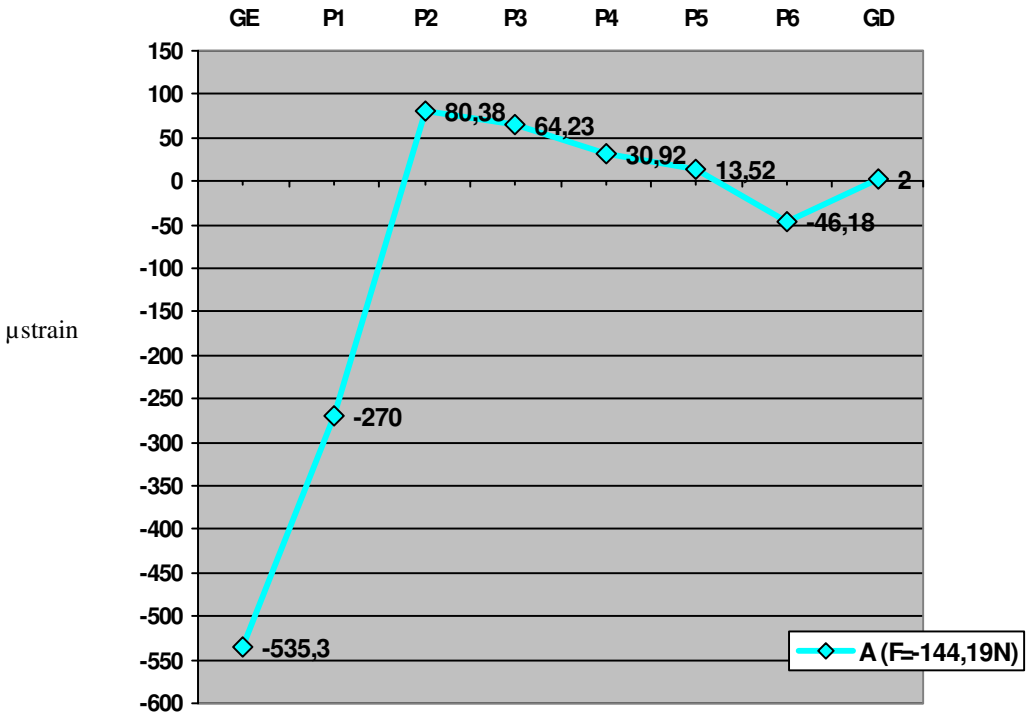


Figura 1 – Aplicação de carga no ponto A (µstrain)

5.2 - <u>Carga aplicada no ponto B</u>:

Os valores das forças observadas nos pontos GE, P1, P2, P3, P4, P5, P6 e GD, quando aplicada a carga vertical máxima de compressão no ponto B. Observa-se que os pontos GE e GD registraram deformação por flexão (*cantilever*). O ponto P1 registrou deformação negativa (compressão), por ser o componente mais próximo do ponto da aplicação da carga (*cantilever*). Os pontos P2, P3, P4 e P5, registraram deformação por tração (alavanca). O ponto P6 registrou deformação por compressão.

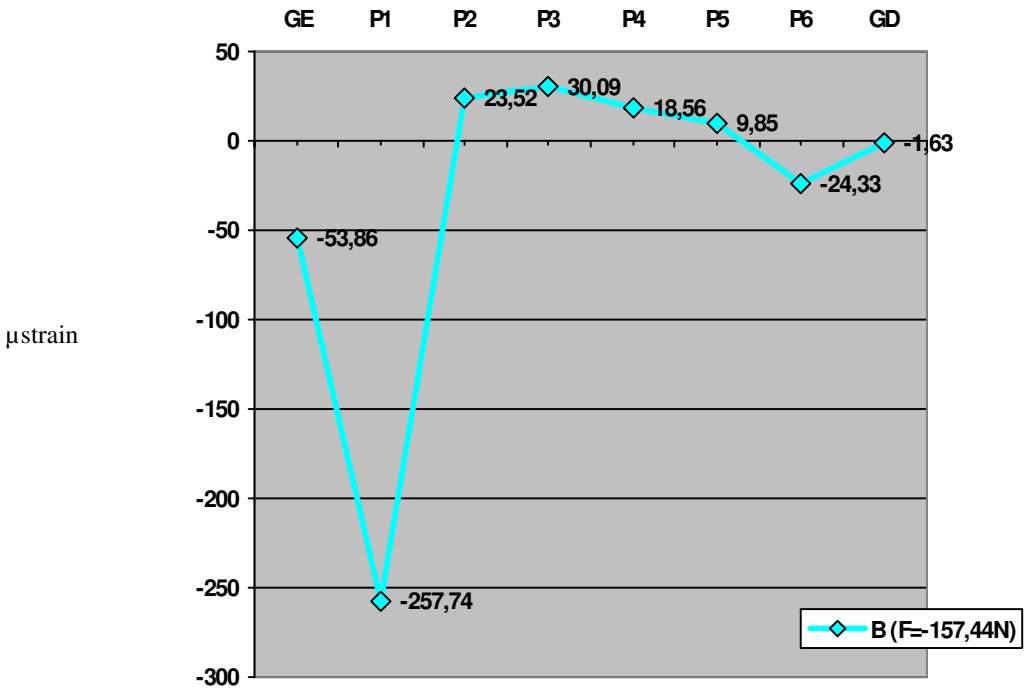


Figura 2 – Aplicação de carga no ponto B (µstrain)

5.3 - Carga aplicada no ponto P1P2:

Os valores das forças observadas nos pontos GE, P1, P2, P3, P4, P5, P6 e GD, quando aplicado a carga vertical máxima de compressão no ponto P1P2. Observa-se que no GE deformação negativa por flexão e no GD deformação positiva, flexão (alavanca), devido o efeito flexional da extremidade livre (gangorra). No ponto P1 registrou maior deformação por compressão e no ponto P2 a deformação foi menor porque existe componentes anteriores para dissipar a carga, P3 e P4, sucessivamente pelo mesmo fenômeno biomecânico de cargas dissipadas. No ponto P5 e P6 deformação por tração, efeito gangorra. No ponto P5 menor deformação por tração porque existe componentes anteriores para dissipar carga e diminuir a deformação por tração (alavanca). No ponto P6 maior deformação positiva, tração (alavanca) por ser o último componente, próximo ao extremo livre.

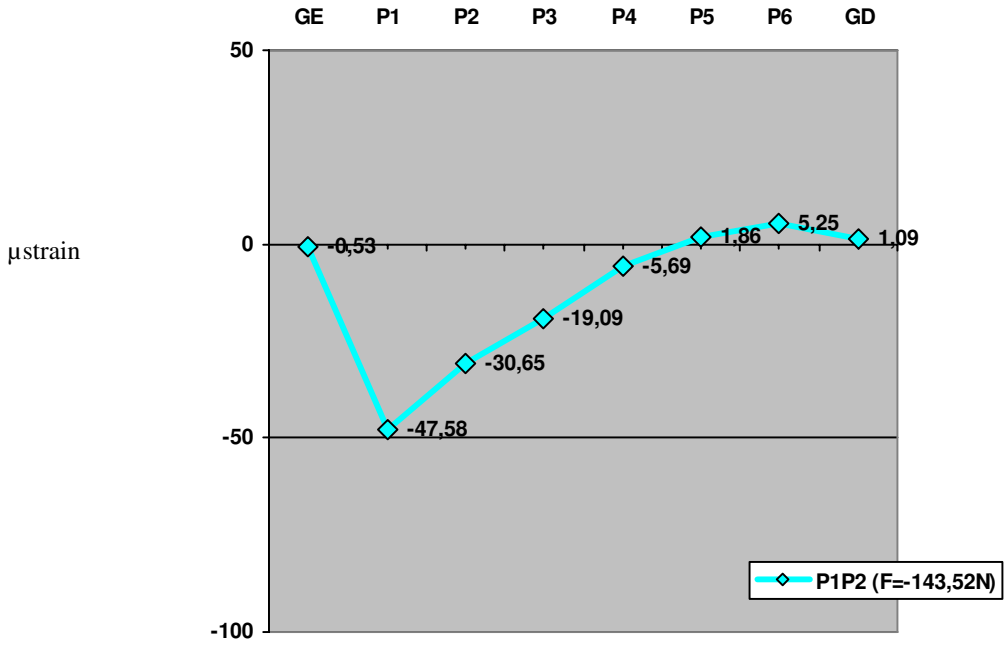


Figura 3 – Aplicação de carga no ponto P1P2 (µstrain).

5.4 - Carga aplicada no ponto P2P3:

Os valores das forças observadas nos pontos GE, P1, P2, P3, P4, P5, P6 e GD, quando aplicada a carga vertical máxima de compressão no ponto P2P3. Observa-se que nos GE e GD deformação negativa, flexional do extremo livre. O ponto P2, registrou maior deformação por compressão, porque possui apenas um componente anterior para dissipar a carga, o P1; em segundo lugar, o P3 registrou maior deformação por compressão, porque são os dois pontos mais próximos ao ponto de aplicação da carga. O P3 tem mais componentes anteriores para dissipar cargas. O P1 em terceiro lugar e em seqüência o P4 em quarto lugar e o P5 em quinto lugar, sucessivamente pelos mesmos fenômenos biomecânicos de dissipação de cargas. O P6 registrou deformação por tração (alavanca).

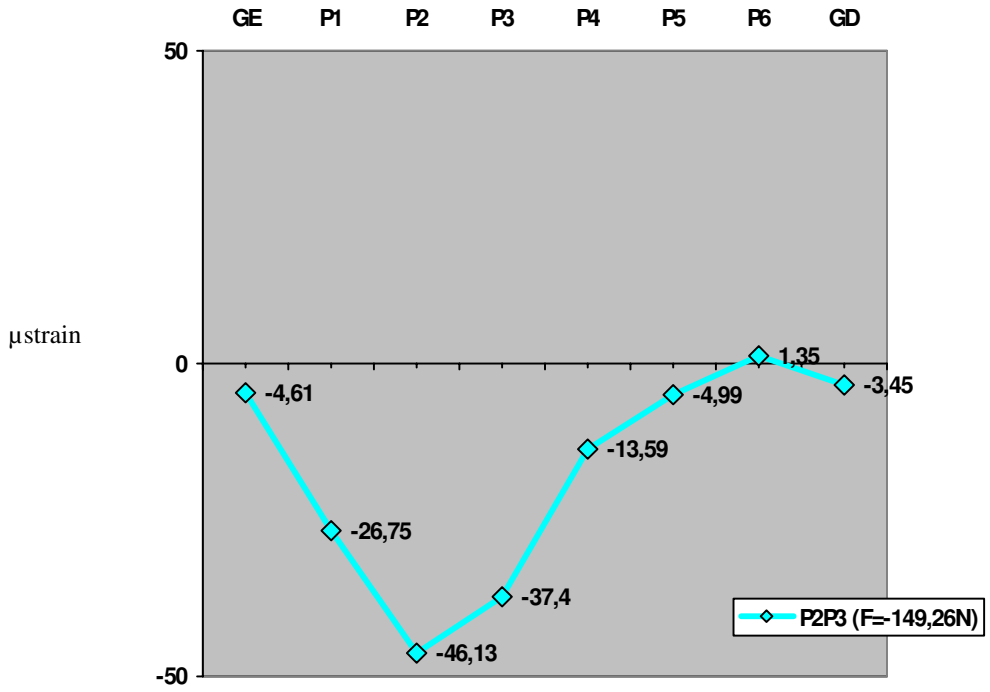


Figura 4 – Aplicação de carga no ponto P2P3 µstrain

5.5 - Aplicação de carga no ponto P3P4

Os valores das forças observadas nos pontos GE, P1, P2, P3, P4, P5, P6 e GD quando aplicada a carga vertical máxima de compressão no ponto P3P4. Observa-se que nos GE e GD registraram deformação negativa, flexão por ser extremo livre (*cantilever*). O ponto P3 e P4 que registraram maior deformação por compressão porque são os pontos mais próximos do ponto de aplicação de carga máxima, seguido por P2. P5 e P6 registraram menor deformação por compressão pelos mesmos fenômenos biomecânicos de dissipação de cargas. O ponto P1 foi solicitado em regime de tração (alavanca) devido aos efeitos da carga anterior (Gangorra).

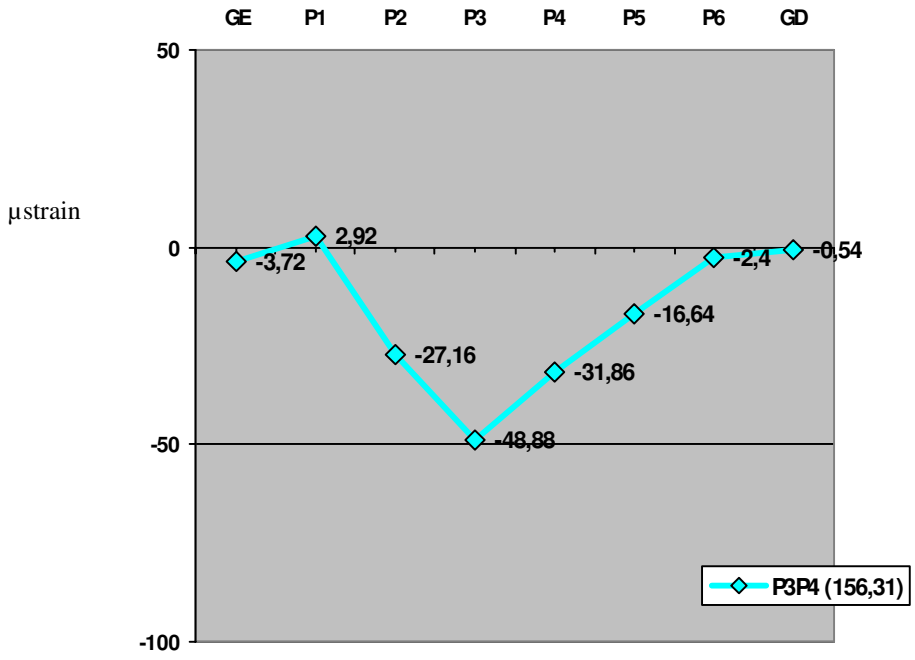


Figura 5 – Aplicação de carga no ponto P3P4 (µstrain).

5.6 - Aplicação de carga no ponto P4P5

Os valores das forças observadas nos pontos GE, P1, P2, P3, P4, P5, P6 e GD, quando aplicada à carga máxima de compressão no ponto P4P5. Observa-se que no GE registramos flexão negativa e no GD registramos flexão positiva, o efeito flexional da extremidade livre. O ponto P1 foi solicitado em deformação de tração (gangorra). O ponto P2 foi solicitado em regime de compressão menor e em seguida os pontos P3, P4 e P5 foram solicitadas em deformações negativas maiores e similares (compressão). O ponto P6 foi solicitado em regime de maior compressão em relação ao ponto P2 e menor compressão em relação aos pontos P3, P4 e P5, que registraram melhor distribuição de carga. O P4 e P5 próximos ao ponto de aplicação de carga, compressão.

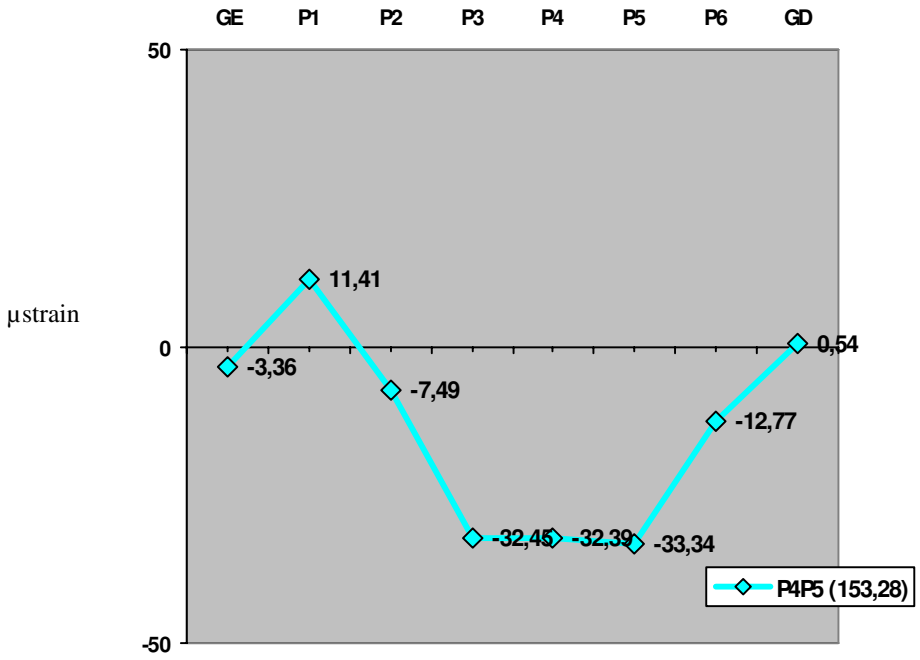


Figura 6 – Aplicação de carga no ponto P4P5 (µstrain).

5.7 - Aplicação de carga no ponto P5P6

Os valores das forças observadas nos pontos GE, P1, P2, P3, P4, P5, P6 e GD, quando aplicada à carga vertical máxima de compressão no ponto P5P6. Observa-se que o ponto P6 registrou maior deformação de compressão por estar próximo ao *cantilever* e o ponto P5 registrou menor deformação de compressão que o ponto P6, por ter componentes anteriores para dissipar a carga. Os pontos P4 e P3 foram solicitados sucessivamente em regime de compressão da carga dissipada pela estrutura do ponto P5P6. Os pontos P2 e P1 sucessivamente foram solicitados em regime de tração (gangorra). Os GE e GD deformação de flexão, extremo livre. O GE, maior flexão, por estar mais distante do último componente.

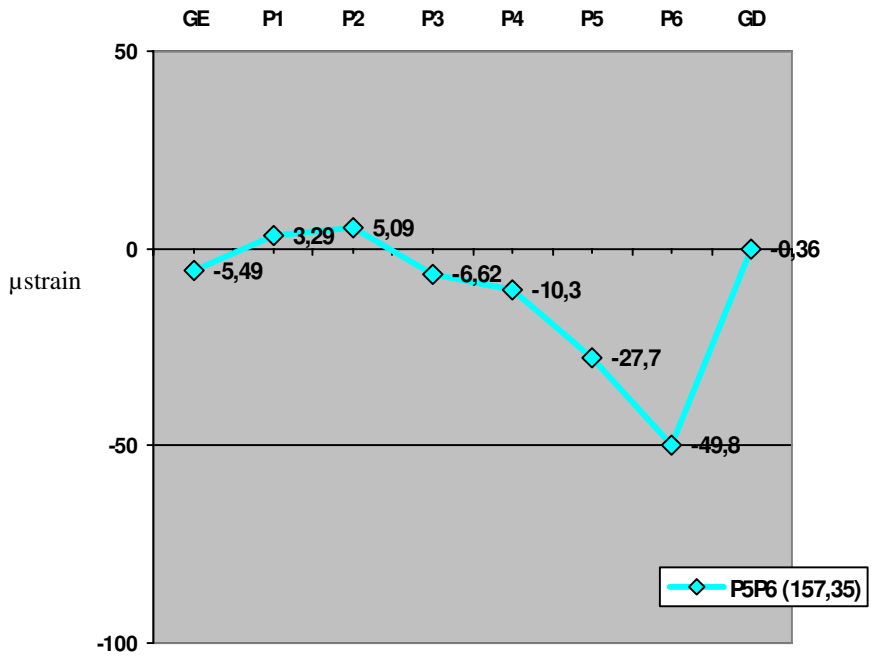


Figura 7 – Aplicação de carga no ponto P5P6 (µstrain).

6- DISCUSSÃO

Observa-se neste estudo, a avaliação e o comportamento que o carregamento mecânico causou e as características de sua deformação estrutural para a infra-estrutura, e nos pilares de próteses fixas implantossuportadas. Da mesma forma, o desenho, a rigidez e a configuração geométrica das estruturas protéticas poderão influenciar no direcionamento adequado destas resultantes. Entretanto, o sucesso clínico está diretamente ligado aos pilares protéticos, parafusos e coping, que estão sujeitos a padrões complexos de combinação de forças horizontais, verticais e obliquas. Os vetores de força que são direcionados axialmente ao implante são de natureza compressiva; já os com direcionamento horizontal ou oblíquo, poderão resultar em deslocamento lateral e na formação de forças de torção na estrutura da prótese, constituindo-se pontos de alavanca ou em forças tencionais e de torque, que quando excessivas podem causar falha na estrutura da prótese e integração osso-implante (Reuiard J *et al*., 2002). Observa-se neste estudo, que o planejamento protético, possibilita a distribuição equilibrada das forças funcionais as quais o sistema estará sujeito.

De acordo com Skalak, (1993), o êxito clínico da próteses implantossuportadas é determinado pela maneira como o estresse mecânico é transferido do implante ao tecido ósseo, sem gerar forças laterais de grande magnitude, o que poderia colocar em risco a longevidade do implante e da própria prótese. Neste sentido, a distribuição geométrica dos implantes assim, como o equilíbrio oclusal da prótese e as características estruturais da infra-estrutura assumem vital importância. Neste estudo, observou que a precisão de adaptação da infra-estrutura e sua capacidade de distribuição de carga tem influência significativa nos pilares protéticos e consequentemente na interface implante-osso. Desta maneira, uma prótese implantossuportada, com pônticos em *cantilever,* confeccionada com materiais rígidos irá distribuir estas cargas de

maneira mais uniforme, permite a confecção de *cantilever* mais extenso e diminui estresse no parafuso.

A característica da distribuição de forças entre as partes de um sistema depende da relativa rigidez e deformação de cada um de seus componentes e, também, da sua configuração geométrica. Desta forma, os diferentes módulos de elasticidade das estruturas envolvidas resultarão em quantidades distintas de deflexão dos implantes, da restauração protética e do tecido ósseo, sob determinada carga. Observa-se neste estudo, que a utilização da liga de co-cr na confecção da restauração protética com alto módulo de elasticidade, maior rigidez, forma da secção transversal da infra-estrutura e distribuição geométrica dos implantes em curva possibilita distribuição equilibrada de carga.

Em uma prótese convencional, os dentes se movimentam para compensar pequenos erros de adaptação da peça protética, mas os implantes osseointegrados não mudarão de posição em resposta às forças que podem incidir sobre os mesmos, frente a erros de adaptação entre os pilares protéticos e implantes e entre pilares protéticos e a infra-estrutura, sendo, aceitáveis desajustes (“gaps”) entre 25 a 150µm, dependendo do tipo de fixação das próteses, parafusadas ou cimentadas. Também, passividade no assentamento e precisão de adaptação são pré-requisitos fundamentais, uma vez que, irão promover uma distribuição apropriada do estresse (Lundgren & Laurell, 1993) e fundamentalmente prover o planejamento protético, que possibilita uma distribuição equilibrada das forças incidentes na prótese e redução nas tensões induzidas sobre seus componentes.

Uma falta de flexão do implante significa que qualquer força de tração, compressão ou torção induzida em uma restauração implantossuportada, quando mal adaptada. Quando estas forças não forem aliviadas, podem ocorrer problemas que variam desde fratura, o afrouxamento do parafuso, até a perda da osseointegração (Karl *et al.*, 2006). Apesar da importância da adaptação das estruturas, neste estudo, a análise da deformação destes componentes contribuiu

para a compreensão dos fenômenos biomecânicos e indicação do tipo de material a ser utilizado, com características estruturais dos mesmos; como espessura de parafusos e *coping*

Neste experimento, a infra-estrutura metálica foi fundida em bloco único, concordando com os estudos de Goll, em 1991,que indicou, sempre que possível, a fundição da infra-estrutura em peça única para que as propriedades físico-químicas das ligas metálicas sofressem menores alterações. Com os procedimentos técnicos executados com precisão e cuidado, respeitando-se as recomendações dos fabricantes, permitiram o controle das etapas laboratoriais e clínicas, resultando na obtenção de infra-estruturas com adaptação precisa. Neste sentido, considerou que após a soldagem de 2 ou mais partes da infra-estrutura, as propriedades físico-químicas da liga metálica podem sofrer alterações, o que influenciaria negativamente o tratamento térmico relacionado a cocção da porcelana odontológica.

Tom & Johann em 1999, realizaram um estudo para avaliar a forma de secção transversal ideal para as infra-estruturas de próteses fixas implantossuportadas para que estas pudessem suportar o estresse gerado durante função mastigatória. Foram avaliados seis tipos de secção transversal para as estruturas metálicas. Os autores concluíram que a forma de secção transversal da infra-estrutura das próteses implantossuportadas tem influência significante na distribuição de estresse nos pilares e implantes. E a forma retangular vertical parece ser a forma que menos gera estresse aos pilares. Observa neste estudo, que a infra-estrutura tem influencia significativa na distribuição das cargas em próteses fixas implantossuportadas, registrando deformações por compressão e/ou tração na infra-estrutura e pilares protéticos. Neste experimento, resultados sugerem que a espessura da secção transversal e alta rigidez reduz a carga sobre os pilares próximos.

Diante destes aspectos, diversos métodos para o estudo das tensões geradas e presentes nas próteses implantossuportadas foram introduzidos na

literatura odontológica; dentre eles, a extensometria elétrica (Clelland *et al*, 1993; Wang & Hobkirk, 1996; Clelland & Van Putten, 1997; Watanabe *et al*. , 2000), que constitui-se na análise da deformação de corpos por meio de extensômetros *(strain gauges)*. Com estes sensores tem-se conseguido detectar as deformações tridimensionais ocorridas nos componentes protéticos e transforma-las em tensões, permitindo assim uma análise quantitativa tridimensional dos dados. Considerando, que apesar dos estudos presentes na literatura, ainda existem muitas dúvidas no que concerne ao desempenho biomecânico de próteses implantossuportadas, principalmente quando na presença de pônticos em *cantilever;* julgamos pertinente a realização deste trabalho direcionado a verificar os níveis de deformação dos pilares protéticos e da infra-estrutura, quando solicitados por carga vertical máxima, por meio de extensometria linear elétrica

A avaliação da deformação de materiais usados em próteses sobre implantes, utilizando-se extensômetros lineares elétricos (*strain gauges*), foi usada por diversos autores como Davis, 2001; Zarb, 1990; Chao, 1998; Sertgoz, 1996; Cibirka, 1992; Jacques, 2000; e Janson, 2001; e, é recomendada por Akça *et al*., em 2002, como sendo confiável e precisa. Observamos neste experimento, que estes pequenos terminais de medição (extensômetro:fabricados com a liga de constantan=cr-ni), utilizados em extensometria, tem a capacidade de registrar com precisão, a deformação por compressão e/ou tração e flexão com a carga aplicada nos pontos determinados neste ensaio mecânico.

Neste estudo, utilizamos a liga metálica em Co-Cr para fundição da infra-estrutura e pilares. Com os resultados obtidos, sugerimos ser uma liga que possibilita a distribuição proporcional de deformação ao longo da infra-estrutura e pilares, com aplicação de carga vertical máxima nos pontos determinados. De acordo com os trabalhos de Hulterstrom & Nilsson (1994), Benzing *et a*l., 1995, e Jaques, 2000; avaliaram as estruturas confeccionadas em Co-Cr e verificaram que as propriedades físico-químicas são adequadas e oferecem vantagens consideráveis como o baixo custo, biocompatibilidade, resistência à corrosão, facilidade de fundição, baixo peso específico e alta rigidez. O que justifica o uso

desta liga em trabalhos clínicos, principalmente em confecção de próteses fixas implantossuportadas em *cantilever* com maior extensão. Observa neste estudo, que os resultados registraram nos *cantileveres* deformação por flexão elevada, em função do módulo de elasticidade da liga Co-Cr utilizada e o pilar adjacente ao extremo livre foi o que registrou maior deformação por compressão (fulcro), independente do ponto de aplicação da carga no *cantilever*, e a formação de um eixo de rotação e os pilares anteriores registraram tração (deformação positiva), devido ao efeito flexional da extremidade livre (gangorra). De acordo com Jaques (2000), em próteses fixas implantossuportadas extensas com *cantilever,* deve-se observar a distribuição de cargas aplicadas nesta estrutura, levando em consideração o número, distribuição e resistência dos implantes utilizados, bem como a forma da restauração, porque nas extensões em *cantilever* a carga é aumentada no componente protético e implante adjacente..

Problemas relacionados à disponibilidade de tecido ósseo para a colocação de implantes tem tornado necessário o uso de próteses com extensões em *cantilever*. No arco mandibular, em função da quantidade e qualidade óssea e possibilidade de utilização de implantes mais longos entre os forames mentonianos, relatam que a extremidade livre pode variar de 15 a 20 mm de extensão após o último pilar, com a colocação de dois dentes (um pré-molar e um molar). Porém, no arco maxilar, a qualidade e quantidade óssea são inferiores e, desta forma, o *cantilever* não deveria ultrapassar 10 a 12 mm de extensão (um dente), também levar em consideração o arco antagonista, porque pode gerar maior estresse nos implantes e tecido ósseo subjacente (Jemt, 1991; Assif *et al., 1996).* Observa neste estudo, que podemos considerar clinicamente este fenômeno biomecânico e pode contribuir para que ocorra fadiga das estruturas de fixação entre os componentes protéticos e implantes, adjacentes ao *cantilever* o que poderá levar a fraturas dos parafusos de fixação da prótese, afrouxamento e até perdas dos implantes adjacentes.

Porém, de acordo com Assif, 1996; Marshak,; Horowitz, um procedimento importante é a avaliação criteriosa do implante adjacente à

extremidade livre na determinação do *cantilever*. No caso, do implante terminal não apresentar suporte suficiente e for de pequenas dimensões, a extensão do *cantilever* deveria ser bem reduzido ou, até eliminá-lo. Observa neste estudo, que o pilar adjacente ao *cantilever* registrou maior deformação por compressão. Se uma grande quantidade de energia de deformação é consumida perto do ponto de aplicação de carga (o que prevê alta concentração de estresse ao redor do implante mais próximo), ocorre grande redução de energia transmitida e consequentemente baixa concentração de estresse nos demais implantes, anteriores e lado oposto. (Benzing *et al*., 1995)

A análise das cargas aplicadas nos pontos intermediários entre os implantes, P1P2, P2P3, P3P4, P4P5 e P5P6 registraram que os pilares protéticos próximos aos pontos de aplicação das cargas foram solicitados com maiores valores de deformação por compressão e, da mesma forma ocorreram com as cargas aplicadas nas extremidades livres, o pilar adjacente ao *cantilever* registrou maior deformação por compressão; ocorreu diminuição dos valores de deformação por compressão e/ou tração nos pilares a medida que distanciavam do ponto de aplicação da carga, porque existe mais pilares situados anteriormente ou posteriormente para distribuir as cargas.

A disposição dos implantes em curva é preferível ao arranjo linear, por proporcionar aumento do braço de resistência diminuindo a geração de forças de deformação sobre os implantes (Rangert *et al*., 1989; Rubo *et al*., 1989). Foi observado que efeito similar tenha ocorrido neste experimento, quando a carga aplicada sobre determinado ponto, alto grau de deformação registrado nos pilares mais próximos, os do lado oposto, agiam como um braço de resistência, causando menor deformação por compressão e em alguns pontos deformação por tração. Entretanto, o parâmetro crucial continua sendo a extensão do *cantilever* exagerada que promove desequilíbrio neste sistema de forças, induzindo falhas mecânicas*,* sendo que, a margem de segurança aumentará com o aumento do número de implantes colocados através da curvatura da linha oclusal, seguindo um arranjo curvo e em arranjos lineares recomenda-se extensões menores.

Comparando-se os resultados obtidos no ensaio mecânico, observa-se que quanto mais rígida for uma infra-estrutura, proporcionalmente existe melhor distribuição de cargas nos pilares e *cantilever* com maior extensão. Tem influencia significativa na extensão do *cantilever* a qualidade do osso*,* distribuição geométrica dos implantes, tipo de arco antagonista e força mastigatória, número e o tamanho dos implantes.

Portanto, considerando este estudo como inédito, não sendo permitido a comparação de resultados deste experimento com outros similares, por causa da escassez de publicações pode considerar que muitas variáveis podem atuar sobre a distribuição de tensões em pilares protéticos e em infra-estrutura metálica implantossuportada quando submetida a cargas entre implantes e no *cantilever.* Provavelmente alguns princípios clínicos possam ser seguidos para minimizar tais problemas como; do número e da disposição geométrica dos implantes, forma, espessura, corte seccional triangular e módulo de elasticidade dos materiais envolvidos na restauração protética, tais dúvidas permanecem abertas e necessitam de maiores investigações. No entanto, torna-se de fundamental importância realizar trabalhos que possam contribuir de maneira efetiva na melhora e no avanço da tecnologia e da ciência odontológica.

7- CONCLUSÃO

A análise dos resultados, de acordo com os critérios estabelecidos neste trabalho, possibilitou as seguintes conclusões:

O carregamento mecânico solicitou regime deformação para a infra-estrutura, nos pilares e *cantilever*.

Com aplicação de carga vertical máxima nos pontos intermediários, os pilares próximos ao ponto de aplicação de carga, são os que registraram maior deformação por compressão e os outros pilares, em menor grau de acordo com a dissipação da carga que foi solicitado por compressão ou tração.

Com aplicação de carga vertical máxima no *cantilever*, o pilar adjacente foi o mais solicitado em regime de compressão, independente do ponto de aplicação da carga e o último componente do lado oposto em menor intensidade, também solicitado em regime de compressão, formando um eixo imaginário de rotação, no qual os componentes anteriores foram solicitados em regime de tração (alavanca).

8- REFERÊNCIAS*

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.

Akça K, et al. A comparison of three-dimensional finite element stress analisis with "in vitro" strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont. 2002; 15(2): 115-21.

Akça K, Çehereli MC, Iplikçoglu H, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with In vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. Int Oral Maxillofac Implants. 2003; 18(2): 258-64.

Akça K, Çehereli MC. Narrow-Diameter Implants as Terminal Supprot for Occlusal thress-unit fds: A Biomechanical Analysis. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry. Int J Period Restorative Dent. 2004; 24(6): 513-9.

Anselm Wiskott HW, Perriard J, Scherrer SS, Dieth S, Belser UC. In vivo wear of three types of veneering materials using implant-supported restorations: a method evaluation. Eur J Oral Sci. 2002; 110(1): 61-7.

Arvidson K. et al. Cytotoxic effects of cobalt-chromium slloys on fibroblasts derived from human gingival. Scand J. dent Res. 1987; 95(4): 356-63.

Assif D, Marshak B, Horowith A. Analysis of load transfer and stess distribution by an implant-supported fixed partial denture. J.Prosth Dent. 1996; 75(3): 285-91.

Bassit R, Lindstrom H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin oclusal materials on implant-supported prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002; 17(1): 17-23.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do Intenational Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of tyo different implant-prothetic concepts for edenuloous maxillae. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995; 10(2): 188-98.

Brunski J. Biomaterials and biomechanicin dental implant desing. Quintessence Int. 1988; 3(2): 87-97.

Clelland Nl. 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.

Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative used in implant oclusal surfaces. J. Prosthetic Dent. 1992; 67(3): 361-64.

Çehereli MC, Iplikçoglu H, Tönük E. Accuracy of a manual torque application device for morse-taper implants: A technical note. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(5):743-8.

Çehreli MC, Akkocaoglu M, 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(5): 540-8.

Çehreli MC, Akça K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. Int J Periodontics Restorative Dent. 2004; 24(6): 5.

Cehreli MC, Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelasticand strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004: 15(2): 249-57.

Çehreli MC, Iplikçoglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. Implant Dent. 2002; 11(3): 286-91.

Çiftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribuition in implant-supported fixed prosthodontics restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000; 15(4): 571-82.

Chao Y. et al. A study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osseous integrated prosthesis. Clin Mat. 1988; 3: 309-15.

El-Sheikh AM, Hobkirk JA. Force transmission in bar-retained implat-stabilised mandibular over-dentures: an in-vitro study. J Prosthodont Res. Dent. 2002; 10(4):173-8.

David GG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interfaces. J Prosthet Dent. 2001; 85(1): 47-52.

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.

Gracis S, Nicholls JI, Chalupnik JD, Youdelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. Int J Prothodont. 1991; 4(3): 282-91.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent. 2001; 85(1): 47-52.

Goll GE. Prodution of accurately fitting full-arch implant framework: Part I-Clinical procedures. J.Prosth Dent. 1991; 66(3): 377-84.

Hollweg H. Análise da passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese fixa impantossuportada, através do uso de extensômetro [tese]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru / USP; 2000.

Hulterström M; Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implants-supported fixed prostheses. A 3-year follw-up. Int J Oral Maxillofac Impants. 1994; 9(4): 449-54.

Hobkirk JA, HAvthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fdixed implant superstructure. J Prosth Dent. 1998; 80(2): 169-74.

Hobkirk JA, Psarros KJ. The influences of oclusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992; 7(3): 345-52.

Hobo S, Ichida E, GarciaL. OsseoIntegração e reabilitação oclusal. São Paulo: Livraria Editrora Santos, 1997.

Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interfaces: Jint opening in wide-diameter versus standard-dameter hes-type implants. J Prosthetic Dent. 2001; 85(6): 599-607.

Iplikçoglu H, Akça K, Çehreli MC, Salin S. Comparison of non-linea finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. Int Oral & Maxillofacial Implants. 2003; 18(2): 258-65.

Jaffin RA, Kumar A, Berman CL. Immediate loading of dental implants in the completely edentulous maxilla: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(5): 721-730.

James W. Dally, William F. Riley Dally. Experimental stress analysis. Eletrical-resistence strain gages. 2 ed. New York: McGraw-Hill Book Company. 1978.

Janson V. Análise da deformação gerada em infra-estruturas de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru / USP; 2001.

Jaques 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.

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

Jorneus L, Jemt T, Carlssson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992; 7(3): 353-9.

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

Kano SC. et al. Disadjustment of prosthetic implant component using different alloys [abstract 260]. J Dent Res. 1995; 74(3): 806.

Kano SC. Avaliação da adaptação da interface intermediário / cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implants odontológicos : análise intra e entre sistemas [dissertação]. Bauru: Faculadade de Odontologia de Bauru / USP; 1998.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(1): 30-37.

Karl M, Taylor TD, Wichmann M, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. J Prothodont. 2006; 15(1): 20-4.

Kirsch A, Ackermann KL. The IMZ osteointegrated implant system. Dent Clin North Amer. 1989; 33: 733-91.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil. 2005; 32(4): 279-286.

Kohavi D. Complications in the tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. J Oral Rehabil. 1993; 20(4): 413-22.

Kohavi D. Complications in the tissue integrated prostheses e components: clinical and mechanical evaluation. J Oral Rehabil. 1993; 20(4): 413-22.

Leung N, Zarb GA, Pilliar P. Casting of prothesis superstructures in tissue integrated dental prostheses [abstract 1112]. J Dent Res. 1983; 62: 293.

Lundqvist S, Carlsson C. Maxillary fixed prostheses on osseointegrated dental prostheses. J. Prosth Dent. 1983; 50 (2): 262-70.

Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces.J. Prosthet Dent. 2001; 86(1): 24-32.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Amer. 1998; 42(1): 71-89.

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

Millington ND, Leung T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit [abstract 108]. J Dent Res. 1992; 71: 529.

Misch CE. Implante odontológico contemporâneo. São Paulo: Pancast Editora; 1996.

Mjor IA, christesen gj. Assessement of local side effect of casting alloys. Quintessence Int. 1993; 24(5): 343-51.

Mohl DM, Zarb GA, Carlsson, LDS. Fundamentos de oclusão. 2 ed. São Paulo: Ed. Quintessence; 1991.

Montheith BD. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: A computerized aid to design. J Prosthet Dent. 1993; 69(5): 495-502.

Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prothodont. 2002; 15(1): 20-7.

Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RSA, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer-techiniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(2): 192-8.

Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxim. J Oral Rehabilitation. 2001; 28(5): 485-91.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA , Nishiamura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutmensts. J Prosthet Dent. 2003; 89(5): 495-502.

Papavassiliou G. et. Al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. Int Prosthet Dent. 1996; 76(6): 633-48.

Patterson EA, Burguete RL, Thoi MH, Johns RB. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995; 10(5): 552-60.

Rafee MAA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Zenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screw. J Prosthet Dent. 2002; 88(2): 176-82.

Rangert B, Jemt T, JörneusL. Forces and moments on Branemark Implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989. 4(3): 241-7.

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.

Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant lengh on stress distribuition in an implant-supported fixed prostheseis. J. Prosth Dent. Aug. 1996; 76(2): 165-9.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribuition in an implant-supported fixed prosthesis. Int. J. Prosthodont. 1997; 10(1): 19-27.

Shaoan W, Hobkirk JA.Load distribuition on implants with a cantilelevered superstructure: an in vitro pilot study. Implant Dentistry. 1996; 5(1): 36-42.

Shackleton J. et al. Prosthodontic complications and problems of fixture supported prosthesis [abstract 89]. J Dent Res. 1992: 71(4): 1113.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983: 49(6): 843-8.Spiekermann H. et al. Biomechanics. In: _____. Color atlas of dental medicine implantology. New York: Thieme Medical Publisher. 1995: 81-90.

Staab GH, Stewwart RB. Theoretical assessment of cross sections for cantilevered implant-supported prosthesis. J Prosthodont. 1994; 22(2): 47-53.

Stegaroiu R, Khraisatr A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of Superstructure Material on Strain Around an Implant Under 2 Loading Conditions: A Technical Investigation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(5): 735-42.

Taylor TD. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(3): 329-37.

Tom WP, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. J Prosthet Dent. 1999; 82(1): 67.

Turano JC, Turano LC. Fundamentos de próteses total. São Paulo: Livraria Editora Santos; 2002.

Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screw. J Prothetic Dent. 2002; 88(2):183-91.

Van-Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-Dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress análisis of mandibular cantilever prothesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995; 10(1): 51-7.

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

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993; 8(1): 19-31.

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.

Witter DJ, de Haan AF, Kayser AF, van Rossum GM. A six-year follow-up study of oral function in shorted dental arches. Part I: Occlusal stability. J Oral Rehabil. 1994; 21(2): 113-25.

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.

Zarb GA, Shmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. J. Prosth Dent. 1990; 64(2): 185-94.

ANEXO

Picos máximos registrados: Planilha de cargas: Axiais

Tempo	Gage E	Gage D	Ponte 1	Ponte 2	Ponte 3	Ponte 4	Ponte 5	Ponte 6	Força	Ponte 1	Ponte 2	Ponte 3	Ponte 4	Ponte 5	Ponte 6
	uStrain (A)	uStrain (B)	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	N	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain
P1P2															
25,10	-0,53	1,09	-96,71	-61,22	-33,36	-11,20	4,83	13,51	-143,52	-47,58	-30,65	-19,09	-5,69	1,86	5,25
P2P3															
20,50	-4,61	-3,45	-54,37	-92,13	-65,38	-28,43	-12,96	3,48	-149,26	-26,75	-46,13	-37,40	-13,59	-4,99	1,35
P3P4															
14,00	-3,72	-0,54	5,94	-54,25	-85,44	-62,77	-43,28	-6,18	-155,31	2,92	-27,16	-48,88	-31,86	-16,64	-2,40
P4P5															
17,00	-3,36	0,54	23,19	-14,96	-56,72	-63,80	-86,68	-32,83	-153,28	11,41	-7,49	-32,45	-32,39	-33,34	-12,77
P5P6															
16,20	-5,49	-0,36	6,68	10,17	-11,57	-20,28	-72,02	-128,04	-157,35	3,29	5,09	-6,62	-10,30	-27,70	-49,80

Tabela 1: Cantilever e Pilares

	Força	Gage E	Gage D	Ponte 1	Ponte 2	Ponte 3	Ponte 4	Ponte 5	Ponte 6	Tempo
	N	uStrain (A)	uStrain (B)	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	s
	N	A	B	P1	P2	P3	P4	P5	P6	t
P1P2 (Força=-143.52)	-143,52	-0,53	1,09	-47,58	-30,65	-19,09	-5,69	1,86	5,25	25,10
P2P3 (Força=-149.26)	-149,26	-4,61	-3,45	-26,75	-46,13	-37,40	-13,59	-4,99	1,35	20,50
P3P4 (Força=-155.31)	-155,31	-3,72	-0,54	2,92	-27,16	-48,88	-31,86	-16,64	-2,40	14,00
P4P5 (Força=-153.28)	-153,28	-3,36	0,54	11,41	-7,49	-32,45	-32,39	-33,34	-12,77	17,00
P5P6 (Força=-157.35)	-157,35	-5,49	-0,36	3,29	5,09	-6,62	-10,30	-27,70	-49,80	16,20

Tabela 2: Cantilever – Pontos Intermediários

GE1A									
Tempo	Gage E	Gage D	Ponte 1	Ponte 2	Ponte 3	Ponte 4	Ponte 5	Ponte 6	Força
s	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	N
34,90	-535,30	2,00	-270,00	80,38	64,23	30,92	13,52	-46,18	-144,19
35,20	-535,12	1,27	-270,37	79,78	64,23	29,76	13,52	-45,99	-144,19
35,30	-535,65	1,45	-269,44	79,98	63,85	31,31	13,52	-46,18	-144,19
40,60	-534,59	1,09	-259,61	75,59	62,69	29,76	17,77	-46,95	-144,19

Tabela 3: Cantilever - Ponto A

GE2B									
Tempo	Gage E	Gage D	Ponte 1	Ponte 2	Ponte 3	Ponte 4	Ponte 5	Ponte 6	Força
s	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	uStrain	N
28,40	-53,86	-1,63	-257,74	23,52	30,09	18,56	9,85	-24,33	-157,4

Tabela 4: Cantilever - Ponto B